T.C.
İSTANBUL ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

(DOKTORA TEZİ)

AĞIZ İÇİ VE MASA ÜSTÜ TARAYICILAR KULLANILARAK ELDE EDİLEN CAD/CAM KURON RESTORASYONLARINDA İÇ UYUMUN İN-VİTRO OLARAK İNCELENMESİ

GÜLİZ KILINÇOĞLU

DANIŞMAN
PROF. DR. SAMİM ÇETİN SEVÜK

PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI
KURON KÖPRÜ PROTEZİ PROGRAMI

İSTANBUL-2014

TEZ ONAYI

İstanbul Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı Kuron Köprü Protezi Programında Dok. Öğr. Güliz Kılınçoğlu tarafından hazırlanan Ağız içi ve Masa üstü Tarayıcılar Kullanılarak Elde Edilen CAD/CAM Kuron Restorasyonlarında İç Uyumunun İn Vitro Olarak İncelenmesi başlıklı Doktora tezi, yapılan tez sınavında Jürimiz tarafından başarılı bulunarak kabul edilmiştir.

01 / 07 / 2014

Tez Sınav Jürisi

Ünvanı Adı Soyadı (Üniversitesi, Fakültesi, Anabilim Dalı) İmzası

1.Prof. Dr. Çetin SEVÜK(Danışman- İ. Ü. Diş Hek. Fak./Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı)

2.Prof. Dr. Bülent ŞERMET(Sınav Jüri Üyesi-İ. Ü. Diş Hek. Fak./Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı)

3.Prof. Dr. Sabire DEĞER(Sınav Jüri Üyesi-İ. Ü. Diş Hek. Fak./Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı)

4.Prof. Dr. Begüm KESMEZACAR(~~Tez İzleme~~ Komite Üyesi-İ. Ü. Diş Hek. Fak./Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı)

5.Doç. Dr. Nuray ÇAPA(Sınav Jüri Üyesi- Yeditepe Üniversitesi Diş Hek. Fak./Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı)

BEYAN

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

GÜLİZ KILINÇOĞLU

İTHAF

Annem ve Babam'a ithaf ediyorum.

TEŞEKKÜR

Doktora eğitimim süresince ve tezimin hazırlanması sırasında bilgi ve deneyimi ile bana her konuda yol gösteren, yardımını ve desteğini her zaman yanımda hissettiğim değerli **Hocam** ve **tez danışmanım** sayın **Prof. Dr. Çetin Sevük**'e,

Tez çalışmamın hazırlanması sürecinde derin akademik ve mesleki bilgilerini benimle paylaşan ve hiçbir konuda desteğini esirgemeyen değerli hocam **Prof. Dr. Begüm Akkayan Kesmezacar**'a,

Tez izleme komitemdeki değerli hocalarım, **Prof. Dr. Bülent Şermet** ve **Prof. Dr. Sabire Değer** tez çalışmam süresince bilgi ve tecrübelerini paylaştıkları için,

Doktora eğitimim boyunca katkılarından dolayı Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı'nın tüm değerli **öğretim üyelerine** ve bu süreçte bana destek olan tüm çalışma **arkadaşlarıma,**

Deney örneklerimin hazırlanmasında bana yardımcı olan ve laboratuvarlarının tüm olanaklarından yararlanmamı sağlayan **Perihan ve Bahadır Serter'e**, tez çalışmama fotoğraf çekimleriyle katkıda bulunan **Dr. Atilla Uzman ve Hüseyin Soycan**'a, tüm desteklerinden dolayı başta **Dt. Recep Akün, Melis Kurtoğlu ve tüm Sirona ekibi**'ne, mesleki tecrübelerini benimle paylaşan **Dt.Ufuk Yılmaz**'a

Hayatım boyunca olduğu gibi, doktora eğitimim ve tez çalışmalarım süresince bana sonsuz sevgi ve anlayış gösteren, varlık ve destekleri en büyük güç kaynağım olan **anne ve babam'a**, hiç bir konuda desteğini esirgemeyen değerli eşim **Dr. Onur Sorkun** ve desteklerini her zaman hissettiğim **Ayşe, Hüseyin, Uğur Sorkun'a** en içten teşekkürlerimi sunarım.

Bu çalışma, İstanbul Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Birimi tarafından desteklenmiştir. Proje No: 36777

İÇİNDEKİLER

TEZ ONAYI ..... İİ
BEYAN ..... İİİ
İTHAF ..... İV
TEŞEKKÜR V
İÇİNDEKİLER ..... Vİ
TABLOLAR LİSTESİ ..... Xİ
ŞEKİLLER LİSTESİ ..... Xİİİ
SEMBOLLER / KISALTMALAR LİSTESİ ..... XVİİ
ÖZET ..... XİX
ABSTRACT XX
1. GİRİŞ VE AMAÇ 1
2. GENEL BİLGİLER 3
2.1. Ölçü maddeleri 3
2.1.1. Rijit ölçü maddeleri 3
2.1.1.1. Ölçü alçısı 4
2.1.1.2. Çinko oksit öjenol ölçü maddesi 4
2.1.1.3. Termoplastik ölçü maddeleri 4
2.1.2. Elastik ölçü maddeleri 5
2.1.2.1. Hidrokolloidler 5
2.1.2.1.1. Reversible hidrokolloidler (Agar) 5
2.1.2.1.2.İrreversible hidrokolloidler (Aljinat) 5
2.1.2.2. Elastomerler 6
2.1.2.2.1.Polisülfitler 7
2.1.2.2.2.Polieterler 8
2.1.2.2.3.Kondansasyon tipi silikonlar (C tipi silikonlar) 8
2.1.2.2.4.İlave tipi silikonlar (A tipi silikonlar) 9
2.2. Ölçü Yöntemleri 10
2.2.1. Tek fazlı ölçü yöntemi 11
2.2.2. Çift fazlı yöntemi 12

2.2.2.1. Çift karıştırma yöntemi 12
2.2.2.2. Wash ölçü yöntemi 12
2.2.3. Dijital ölçü yöntemleri 13
2.2.3.1. İndirekt yöntem 14
2.2.3.2. Direkt yöntem 14
2.3. Dental CAD/CAM Sistemleri 16
2.3.1. CAD/CAM sistemlerinin başarısını etkileyen faktörler 19
2.3.2. Veri elde etme-Tarama 19
2.3.3. Restorasyon Tasarımı 20
2.3.4. Restorasyon Üretimi 20
2.4. CEREC 21
2.4.1. CEREC Bluecam AC ağız içi tarayıcı 23
2.4.2. CEREC Omnicam AC ağız içi tarayıcı 24
2.4.3. CEREC Apollo DI ağız içi tarayıcı 25
2.4.4. CEREC InLab InEos X5 masaüstü tarayıcı 26
2.4.5. Cerec InLab MC XL aşındırma ünitesi 26
2.5. E4D CAD/CAM sistemi 28
2.5.1. IntraOral Digitizer ağız içi tarayıcı 29
2.5.2. E4D mill freze sistemi 30
2.6. 3SHAPE CAD/CAM sistemi 31
2.6.1. 3SHAPE TRIOS ağız içi tarayıcı 32
2.6.2. 3Shape D700 masa üstü tarayıcı 33
2.7. Coritec 340i (İmes-icore, GmbH, Eiterfeld, Almanya) freze sistemi 34
2.8. Freze cihazları hakkında genel bilgi 34
2.9. Diğer ağız içi tarayıcılar 35
2.9.1. Itero ağız içi tarayıcı 36
2.9.2. Planscan ağız içi tarayıcı 36
2.9.3. Bluescan-I ağız içi tarayıcı 37
2.9.4. Carestream-CS 3500 ağız içi tarayıcı 37
2.9.5. MIA3d ağız içi tarayıcı 38
2.9.6. Lythos ağız içi tarayıcı 38
2.9.7. DigImprint ağız içi tarayıcı 39
2.9.8. Intrascan ağız içi tarayıcı 39

2.9.9. LAVA C.O.S ve True Definition ağız içi tarayıcı 40
2.10. GC Aadva (GC Corporation, Tokyo, Japonya) masa üstü tarayıcı 42
2.11. CAD/CAM sistemlerinde kullanılan materyaller 45
2.11.1. Cam seramik bloklar 45
2.11.1.1. Feldspatik seramik bloklar 45
2.11.1.2. Lösitle güçlendirilmiş cam seramik bloklar 47
2.11.1.3. Lityum disilikat ile güçlendirilmiş cam seramik bloklar 48
2.11.1.4. Zirkonya ile güçlendirilmiş lityum disilikat bloklar 49
2.11.2. Zirkonyum dioksit esaslı bloklar 51
2.11.2.1. Monolitik zirkonya bloklar 52
2.11.3. Cam infiltre oksit seramik bloklar 53
2.11.4. Aluminyum oksit esaslı bloklar 55
2.11.5. Nanoseramik ve hibrit bloklar 55
2.11.6. Kompozit bloklar 57
2.11.7. Polimer bloklar 57
2.12. İç uyum ve kenar uyumu incelenmesinde kullanılan yöntemler 59
2.12.1. Silikon Replika Yöntemi 59
2.12.2. Micro-CT ile ölçüm yöntemi 60
2.12.3. Kesit alarak ölçüm tekniği 60
2.13. Diş hazırlığı 60
3. GEREÇ VE YÖNTEM 62
3.1. Ana modelin hazırlanması 62
3.2. Alçı modellerin hazırlanması 63
3.3. Çalışma gruplarının oluşturulması 64
3.4. Cerec CAD/CAM sistemiyle ana modelden ve alçı modellerden dijital ölçü elde edilmesi 65
3.4.1. Bluecam AC ağız içi tarayıcı ile dijital ölçü eldesi ve restorasyonların üretimi 66
3.4.1.1. Tam seramik kuron restorasyonlarının tasarımı ve üretimi 66
3.4.2. Omnicam AC ağız içi tarayıcı ile dijital ölçü elde edilmesi ve restorasyonların üretimi 68
3.4.2.1. Tam seramik kuron restorasyonlarının tasarımı ve üretimi 69

3.4.3. InEOS X5 masa üstü tarayıcısı ile görüntü elde edilmesi ve restorasyonların üretimi 72
3.4.3.1. Tam seramik kuronların tasarımı ve üretimi 73
3.5. E4D CAD/CAM sistemiyle dijital ölçü elde edilmesi ve restorasyonların üretimi74
3.5.1. IntraOral Digitizer ağız içi tarayıcısı ile dijital ölçü elde edilmesi 74
3.5.2. Tam seramik kuron restorasyonlarının tasarımı ve üretimi 75
3.6. 3Shape CAD/CAM sistemiyle ana modelden ve alçı modellerden dijital ölçü elde edilmesi 78
3.7. 3Shape TRIOS ağız içi tarayıcısı ile ana modelden dijital ölçü elde edilmesi 78
3.7.1. 3Shape D700 masa üstü tarayıcı ile alçı modellerden dijital ölçü elde edilmesi 79
3.7.2. Kuron restorasyonlarının tasarımı ve üretimi 80
3.8. GC Aadva (GC Corporation, Tokyo, Japonya) masa üstü tarayıcı ile dijital ölçü elde edilmesi ve restorasyonların üretimi 83
3.8.1. Tam seramik kuron restorasyonların tasarımı ve üretimi 83
3.9. Micro-CT ile incelenecek örneklerin hazırlanması 84
3.10. Micro-CT cihazının kalibrasyonu 86
3.11. Örneklerin micro-CT ile taranma işlemi 88
3.12. İç uyumun incelenmesi 90
4. BULGULAR 91
4.1. Deney gruplarında iç uyum vekenar uyumu ölçümlerinin değerlendirilmesi 91
4.1.1. Ağız içi ve masa üstü tarayıcıların kenar uyumu ve iç uyum ölçümlerinin değerlendirilmesi 105
4.1.2. Ağız içi tarayıcı sistemlerinin kenar uyumu ve iç uyum açısından değerlendirilmesi 108
4.1.3. Masa üstü tarayıcıların kenar uyumu ve iç uyum açısından değerlendirilmesi 111
4.1.4. Ağız içi ve masa üstü tarayıcı sistemlerinin kenar uyumu ve iç uyum açısından değerlendirilmesi 113
4.1.5. Ağız iç ve masa üstü tarayıcıların aksiyal ve okluzal uyumlarının değerlendirilmesi 115
4.1.6. Ağız içi kamera sistemlerinin aksiyal ve okluzal uyumlarının değerlendirilmesi 117

4.1.7. Masa üstü tarayıcı sistemlerinin aksiyal ve okluzal uyumlarının değerlendirilmesi.....118
4.1.8. Ağız içi ve masa üstü tarayıcıların okluzal uyum ve aksiyal uyum açısından karşılaştırmalı değerlendirilmesi.....119
5. TARTIŞMA.....121
KAYNAKLAR.....134
ÖZGEÇMİŞ.....152

TABLOLAR LİSTESİ

Tablo 2- 1: Cam seramik bloklara ait firma bilgileri 51
Tablo 2- 2: Monolitik zirkonya bloklara ait firma bilgileri 53
Tablo 2- 3: Cam infiltre oksit seramik bloklara ait firma bilgileri 54
Tablo 2- 4: Alüminyum oksit esaslı bloklara ait firma bilgileri 55
Tablo 2- 5: Bloklara ait firma bilgileri..... 58
Tablo 3- 1: Kullanılan tarayıcıların firma bilgileri, örnek sayısı ve materyal bilgisi 65
Tablo 4- 1: Cerec AC Omnicam sisteminin sagital kesitte ölçüm değerleri 92
Tablo 4- 2: Cerec AC Omnicam sisteminin coronal kesitte ölçüm değerleri..... 93
Tablo 4- 3: Cerec AC Bluecam sisteminin sagital kesitte ölçüm değerleri..... 94
Tablo 4- 4: Cerec AC Bluecam sisteminin coronal kesitte ölçüm değerleri 95
Tablo 4- 5: Cerec inLab inEos X5 sistemi için sagital kesitteki ölçüm değerleri 96
Tablo 4- 6: Cerec inLab inEos X5 sistemi için coronal kesitteki ölçüm değerleri..... 97
Tablo 4- 7: E4D IntraOral Digitizer sisteminin sagital kesitteki ölçüm değerleri..... 98
Tablo 4- 8: E4D IntraOral Digitizer sisteminin coronal kesitteki ölçüm değerleri 99
Tablo 4- 9: 3 Shape Trios sisteminin sagital kesitte ölçüm değerleri..... 100
Tablo 4- 10: 3 Shape Trios sisteminin coronal kesitte ölçüm değerleri 101
Tablo 4- 11: 3 Shape D700 sisteminin sagital kesitte ölçüm değerleri 102
Tablo 4- 12: 3 Shape D700 sisteminin coronal kesitte ölçüm değerleri..... 103
Tablo 4- 13: GC Aadva sisteminin sagital kesitteki ölçüm değerleri..... 104
Tablo 4- 14: GC Aadva sisteminin sagital kesitteki ölçüm değerleri..... 105
Tablo 4- 15: Tarayıcıların kenar uyumu açısından değerlendirilmesi..... 106
Tablo 4- 16: Tarayıcıların iç uyum açısından değerlendirilmesi..... 107
Tablo 4- 17: Ağız içi tarayıcı sistemlerinin kenar uyumunun değerlendirilmesi 109
Tablo 4- 18: Ağız içi tarayıcı sistemlerinin iç uyum açısından değerlendirilmesi 110
Tablo 4- 19: Masa üstü tarayıcıların kenar uyumu açısından değerlendirilmesi..... 111
Tablo 4- 20: Masa üstü tarayıcıların iç uyum açısından değerlendirilmesi..... 112
Tablo 4- 21: Ağız içi ve masa üstü tarayıcıların kenar uyumu ve iç uyum açısından değerlendirilmesi 113

Tablo 4- 1: Cerec AC Omnicam sisteminin sagital kesitte ölçüm değerleri 92
Tablo 4- 2: Cerec AC Omnicam sisteminin coronal kesitte ölçüm değerleri 93
Tablo 4- 3: Cerec AC Bluecam sisteminin sagital kesitte ölçüm değerleri 94
Tablo 4- 4: Cerec AC Bluecam sisteminin coronal kesitte ölçüm değerleri 95
Tablo 4- 5: Cerec inLab inEos X5 sistemi için sagital kesitteki ölçüm değerleri 96
Tablo 4- 6: Cerec inLab inEos X5 sistemi için coronal kesitteki ölçüm değerleri 97
Tablo 4- 7: E4D IntraOral Digitizer sisteminin sagital kesitteki ölçüm değerleri 98
Tablo 4- 8: E4D IntraOral Digitizer sisteminin coronal kesitteki ölçüm değerleri 99
Tablo 4- 9: 3 Shape Trios sisteminin sagital kesitte ölçüm değerleri 100
Tablo 4- 10: 3 Shape Trios sisteminin coronal kesitte ölçüm değerleri 101
Tablo 4- 11: 3 Shape D700 sisteminin sagital kesitte ölçüm değerleri 102
Tablo 4- 12: 3 Shape D700 sisteminin coronal kesitte ölçüm değerleri 103
Tablo 4- 13: GC Aadva sisteminin sagital kesitteki ölçüm değerleri 104
Tablo 4- 14: GC Aadva sisteminin sagital kesitteki ölçüm değerleri 105
Tablo 4- 15: Tarayıcıların kenar uyumu açısından değerlendirilmesi 106
Tablo 4- 16: Tarayıcıların iç uyum açısından değerlendirilmesi 107
Tablo 4- 17: Ağız içi tarayıcı sistemlerinin kenar uyumunun değerlendirilmesi 109
Tablo 4- 18: Ağız içi tarayıcı sistemlerinin iç uyum açısından değerlendirilmesi 110
Tablo 4- 19: Masa üstü tarayıcıların kenar uyumu açısından değerlendirilmesi 111
Tablo 4- 20: Masa üstü tarayıcıların iç uyum açısından değerlendirilmesi 112
Tablo 4- 21: Ağız içi ve masa üstü tarayıcıların kenar uyumu ve iç uyum açısından değerlendirilmesi 113
Tablo 4- 22: Tarayıcı sistemlerinin okluzal ölçüm ve aksiyal duvar ölçüm değerlendirilmesi 116
Tablo 4- 23: Ağız içi tarayıcı sistemlerinin okluzal ölçüm ve aksiyal duvar ölçüm değerlendirilmesi 118
Tablo 4- 24: Masa üstü tarayıcı sistemlerinin aksiyal duvar ve okluzal bölge ölçümlerinin değerlendirilmesi 119
Tablo 4- 25: Ağız içi ve masa üstü tarayıcı sistemlerinin karşılaştırılması 120

ŞEKİLLER LİSTESİ

Şekil2- 1: CEREC Bluecam AC tasarım ünitesi 23
Şekil2- 2: CEREC Bluecam AC ağız içi tarayıcı 24
Şekil2- 3: CEREC Omnicam AC ağız içi tarayıcı 25
Şekil2- 4: CEREC Apollo DI ağız içi tarayıcı 26
Şekil2- 5: CEREC Ineos Inlab Sistemi 27
Şekil2- 6: Cerec MC XL farklı çaplarda ve şekillerde frez görüntüleri 27
Şekil2- 7: Cerec MC XL motor kolların görüntüsü 28
Şekil2- 8: E4D Dentist CAD/CAM sistemi 29
Şekil2- 9: 3Shape TRIOS Cart tasarım ünitesi 32
Şekil2- 10: TRIOS ağız içi tarayıcı 32
Şekil2- 11: D700 masa üstü tarayıcı 33
Şekil2- 12: İki kamera ve üç aks ile tarama metodu 33
Şekil2- 13: Coritec 340i (İmes-icore, GmbH, Eiterfeld, Almanya) freze 34
Şekil2- 14: Cadent itero ağız içi tarayıcı sitemi 36
Şekil2- 15: Planscan ağız içi tarayıcı 37
Şekil2- 16: Bluescan-I ağız içi tarayıcı 37
Şekil2- 17: Carestream CS 3500 ağız içi tarayıcı 38
Şekil2- 18: MIA3d ağız içi tarayıcı 38
Şekil2- 19: Lythos ağız içi tarayıcı 39
Şekil2- 20: DigImprint ağız içi tarayıcı 39
Şekil2- 21: Zfx Intrascan ağız içi tarayıcı 40
Şekil2- 22: LAVA C.O.S ve True Definition ağız içi tarayıcı 42
Şekil2- 23: GC Aadva (GC Corporation, Tokyo, Japonya) masa üstü tarayıcı 43
Şekil2- 24: Vitablok Mark II (Vita, Bad Sackingen, Almanya) blok örnekleri 46
Şekil2- 25: Vitablok Triluxe (Vita , Bad Sackingen, Almanya) blok örnekleri 47
Şekil2- 26: Vitablok RealLife (Vita , Bad Sackingen, Almanya) blok örnekleri 47
Şekil2- 27: Lösit ile güçlendirilmiş cam seramik blok örnekleri 48
Şekil2- 28: IPS E-max CAD (Ivoclar, Vivadent) blok örnekleri 49
Şekil2- 29: Zirkonya ile güçlendirilmiş lityum disilikat esaslı cam seramik blok örnekleri 50
Şekil2- 30: Cam infiltre oksit seramik blok örnekleri 54

Şekil2- 31: 3M Lava Ultimate ve Vita Enamic blok örnekleri 56

Şekil 3- 1: Dr. Çetin Sevük, PTP extended set (Intesiv SA, İsviçre) 62
Şekil 3- 2: Rehber frez ile bukkal yüzeyde rehber olukların hazırlanması 63
Şekil 3- 3: Oluklar arasındaki maddedin kaldırılmasıyla bukkal yüzeyin hazırlanması 63
Şekil 3- 4: Diş hazırlığı tamamlandıktan sonraki bukkal görünüm 63
Şekil 3- 5: Polivinilsiloksan ölçü maddesi ile elde edilen konvansiyonel ölçüler 64
Şekil 3- 6: Ana modelin alçı kopyaları 64
Şekil 3- 7: Bluecam AC ile elde edilen dijital ölçü görüntüsü 66
Şekil 3- 8: Kuron restorasyonunun bitim sınırlarının çizilmesi 67
Şekil 3- 9: Kuron restorasyonunun tasarımı 67
Şekil 3- 10: Restorasyon temas bölgelerinin ayarlanması 68
Şekil 3- 11: Bluecam AC ile hazırlanan tam seramik kuron restorasyonlarının görüntüsü 68
Şekil 3- 12: Omnicam AC ile elde edilen dijital ölçü görüntüsü 69
Şekil 3- 13: Restorasyonun bitim sınırlarının çizilmesi 70
Şekil 3- 14: Kuron restorasyonlarının tasarımı 70
Şekil 3- 15: Restorasyonun blok içindeki pozisyonunun belirlenmesi 71
Şekil 3- 16: Siman aralığı değerinin seçilmesi 71
Şekil 3- 17: Omnicam AC ile hazırlanan tam seramik kuron restorasyonlarının görüntüsü 72
Şekil 3- 18: Cerec InEOS X5 masa üstü tarayıcı ile görüntü eldesi 73
Şekil 3- 19: Restorasyon bitim sınırlarının çizilmesi 73
Şekil 3- 20: Siman aralığı değerinin belirlenmesi 73
Şekil 3- 21: Kuron restorasyonlarının tasarımı 74
Şekil 3- 22: Cerec Inlab sistemiyle hazırlanan tam seramik restorasyonların görüntüsü74
Şekil 3- 23: Ana model üzerinde yapılan tarama işleminin görüntüsü 75
Şekil 3- 24: IntraOral Digitizer ağız içi tarayıcı ile elde edilen dijital ölçü görüntüsü... 75
Şekil 3- 25: Restorasyon bitim sınırlarının çizilmesi 76
Şekil 3- 26: Tasarımı yapılan restorasyonun görüntüsü 77
Şekil 3- 27: Restorasyonun blok içerisindeki pozisyonunun belirlenmesi 77
Şekil 3- 28: E4D Mill ile restorasyonların üretimi sırasındaki görüntü 77
Şekil 3- 29: E4D sistemi ile hazırlanan tam seramik kuron restorasyonlarının görüntüsü 78

Şekil 3- 30: 3Shape TRIOS ağız içi tarayıcısı ile elde edilen görüntü 79
Şekil 3- 31: Alçı modellerin masa üstü tarayıcı içerisine yerleştirilme görüntüsü 80
Şekil 3- 32: Restorasyon bitim sınırlarının çizilmesi 81
Şekil 3- 33: Restorasyonların tasarım görüntüsü 81
Şekil 3- 34: 3Shape sistemi ile uyumlu çalışan Cori TEC 640i (İmes-icore, GmbH, Eiterfeld, Almanya) freze cihazının görüntüsü 82
Şekil 3- 35: 3Shape sistemi ile hazırlanan tam seramik kuron restorasyonlarının görüntüsü 82
Şekil 3- 36: Alçı modelin masa üstü tarayıcıya yerleştirilme görüntüsü 83
Şekil 3- 37: Alçı modellerden dijital ölçü elde edilme görüntüsü 83
Şekil 3- 38: Restorasyon bitim sınırlarının belirlenme görüntüsü 84
Şekil 3- 39: Tasarımı tamamlanan restorasyonun görüntüsü 84
Şekil 3- 40: GC Aadva sistemiyle elde edilen tam seramik kuron restorasyonlarının görüntüsü 84
Şekil 3- 41: Düşük viskoziteli polivinilsiloksan ölçü materyalinin kuron restorasyonu içerisine yerleştirilme görüntüsü 85
Şekil 3- 42: Kuron restorasyonunun ana model üzerine yerleştirilmesi 85
Şekil 3- 43: Restorasyon üzerine üniversal test cihazı ile kuvvet uygulama görüntüsü. 86
Şekil 3- 44: Skyscan 1172 microCT cihazının görüntüsü 87
Şekil 3- 45: Kesitlerin microCT ile elde edilen tarama görüntüsü 87
Şekil 3- 46: Örneklerin microCT içerisine yerleştirilmesi 88
Şekil 3- 47: Kesitlerin NRecon yazılımı ile birleştirilmesi 89
Şekil 3- 48: DataViewer programında kesitlerin belirlenmesi 89
Şekil 3- 49: Kesitlerin CTan programında görüntülenmesi 90

Şekil 4- 1: Tarayıcıların kenar uyumu açısından değerlendirilmesi 107
Şekil 4- 2:Tarayıcıların iç uyum açısından değerlendirilmesi 108
Şekil 4- 3: Ağız içi tarayıcı sistemlerinin kenar uyumu açısından değerlendirilmesi .. 109
Şekil 4- 4: Ağız içi tarayıcı sistemlerinin iç uyum açısından değerlendirilmesi 110
Şekil 4- 5: Masa üstü tarayıcıların kenar uyumu açısından değerlendirilmesi 112
Şekil 4- 6: Masa üstü tarayıcıların iç uyum açısından değerlendirilmesi 113
Şekil 4- 7: Ağız içi ve masa üstü tarayıcıların kenar uyumu açısından değerlendirilmesi 114
Şekil 4- 8: Ağız içi ve masa üstü tarayıcıların iç uyum açısından değerlendirilmesi ... 114

Şekil 4- 9: Tarayıcıların okluzal ölçümlerinin değerlendirilmesi 116
Şekil 4- 10: Tarayıcıların aksiyal duvar ölçümlerinin değerlendirilmesi 117

SEMBOLLER / KISALTMALAR LİSTESİ

ZrO_2: Zirkonyum dioksit

Al_2O_3: Aluminyum oksit

kV: Kilovoltaj

mA: Miliamper

mS: Milisaniye

dk: Dakika

mm: Milimetre

µm: mikrometre

MPa: Megapaskal

N: Newton

MMB: Mesial marjinal bölge

MAD: Mesial aksiyal duvar

MAOB: Mesial aksiyo-okluzal geçiş bölgesi

OB: Okluzal bölge

DAOB: Distal aksiyo-okluzal geçiş bölgesi

DAD:Distal aksiyal duvar

DMB: Distal marjinal bölge

PMB: Palatinal marjinal bölge

PAD: Palatinal aksiyal duvar

PAOB: Palatinal aksiyo-okluzal geçiş bölgesi

OB: Okluzal bölge

BAOB: Bukkal aksiyo-okluzal geçiş bölgesi

BAD:Bukkal aksiyal duvar

BMB: Bukkal marjinal bölge

ÖZET

KILINÇOĞLU, G (2014). Ağız içi ve masa üstü tarayıcılar kullanılarak elde edilen CAD/CAM kuron restorasyonlarında iç uyumun in-vitro olarak incelenmesi. İstanbul Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Protetik Diş Tedavisi ABD. Doktora Tezi. İstanbul.

Bu in-vitro çalışmanın amacı, direkt ve indirekt dijital ölçü tekniklerinin, elde edilen restorasyonlarınkenar ve iç uyumuna etkisinin değerlendirilmesinin yanında, farklı CAD/CAM sistemlerine ait tarayıcıların restorasyonların kenar ve iç uyumları üzerine etkilerini değerlendirmektir.

Direkt ve indirekt dijital ölçü teknikleri kullanılarak, CAD/CAM sistemleri ile üretilen tam seramik kuron protezlerinin iç uyum ve kenar uyumlarını incelemek amacıyla 4 adet ağız içi tarayıcı, 3 adet masa üstü tarayıcı olmak üzere toplam 7 adet tarayıcı ile dijital ölçü elde edildi. Her tarayıcı ile 7'şer ölçü alınmış ve 49 adet tam seramik (IPS Emax CAD) kuron protezi hazırlandı. Düşük viskoziteli polivinilsiloksan ölçü materyali ile hazırlanan ve ana model ile restorasyon arasındaki aralığı taklit eden örnekler, micro-CT cihazında incelenmek amacıyla; hazırlanan fantom diş üzerine yerleştirildi ve toplam 14 noktada ölçüm yapıldı.

Ağız içi tarayıcı sistemlerinin kenar ve iç aralık ortalaması, masa üstü tarayıcı sistemlerinden istatistiksel olarak anlamlı yüksek bulunmuştur ($p<0.01$). IntraOral Digitizer (E4D) grubunun kenar aralık ortalaması, Omnicam, Bluecam, InLab inEos X5, D700 ve Aadva ($p<0.01$) sistemlerinden anlamlı şekilde yüksek bulunmuştur. Trios sisteminin kenar aralık ortalaması, Aadva sisteminden anlamlı şekilde yüksek bulunmuştur ($p<0.05$). Diğer sistemlerin kenar uyumu ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$). Sonuç olarak kullanılan tarayıcı sisteminin, restorasyonların kenar uyumu ve iç uyumunu etkilediği sonucuna varılmıştır.

Anahtar Kelimeler : Ağız içi tarayıcı, microCT, iç uyum, kenar uyumu, dijital ölçü

Bu çalışma, İstanbul Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Birimi tarafından desteklenmiştir. Proje No: 36777

ABSTRACT

Kılınçoğlu, G. (2014). In vitro evaluation of marginal and internal fit of CAD/CAM crowns by using intraoral and extraoral scanners. İstanbul University, Institute of Health Science, Istanbul University, Institute of Health Science, Department of Prosthodontics. PhD Project. Istanbul.

Computer-aided design and computer-aided manufacturing (CAD/CAM) technologies were developed as an alternative to the conventional impression method with the aim of producing dental restorations in a standardized, reproducible, and efficient way.

The purpose of this in-vitro study is to evaluate effect of intraoral and extraoral scanners on internal and marginal fit of lithium disilicate CAD/CAM crown restorations.

An upper molar (26) made from a hard thermosetting acrylic material (Frasaco,Tettnag, Germany) was prepared. Digital impresions made by 4 intraoral (Bluecam AC, Omnicam AC, Trios, InraOral Digitizer) scannersand 3 extraoral scanners (D700, Aadva). Totally 49 full ceramic crown restorations were fabricated.İnternal fit and marginal fit evaluated by silicone replikas and micro-CT.

Scanning with micro-CT was used to evaluate marginal and internal fit of ceramic crowns. The main advantages are that it is a non-destructive method that provides images of internal structure of the specimen, in section form, and at the same time it is only method that allows for a 3-D reconstruction in each sellected position.

The extraoral scanner technique was presented better marginal and internal fit than intraoral scanner technique ($p<0.01$).Marginal and internal fit of IntraOral Digitizer (E4D) showed larger mean values than, Omnicam, Bluecam, InLab inEos X5, D700 and Aadva. Mean marginal fit measurements of Trios system was found significantly higher than Aadvasystem ($p:0.020$; $p<0.05$). No statistically difference was found between other systems ($p>0.05$). All measured values for internal and marginal fit was in the range of clinically acceptable values. It can be concluded that, digitalimpression systems and accuracy of milling machines influence the internal and marginal fit of CAD/CAM crown restorations.

Key Words: Intraoral scanners, microCT, internal fit, marginal fit, digital impression

The present work was supported by the Research Fund of Istanbul University. Project No. 36777

1. GİRİŞ VE AMAÇ

Protetik restorasyonların iç uyumu, ölçü alma aşamasında kullanılan tekniğin hassasiyetine veya kullanılan materyalin boyutsal stabilitesine bağlı olarak değişmektedir. Boyutsal stabilitesi yeterli olmayan ölçü maddeleriyle ve hassas olmayan tekniklerle alınan ölçülerde, elde edilen model ile preparasyon arasında oluşan boyutsal farklılık, restorasyon ile diş arasında uyumsuzluklara neden olmaktadır.

Teknolojinin de hızla ilerlemesi ile gelişen CAD/CAM sistemlerinin dijital tarama ve tasarım özellikleri sonucu dijital ölçü kavramı ortaya çıkmıştır. Bu kavram ile daha hassas bir ölçü elde edilmesi, üretilen restorasyonun daha iyi adaptasyonu, gerekli ekipmanın azaltılması, ölçü tekrarının azaltılması hedeflenmiştir.

Diş hekimliğinde CAD/CAM teknolojisi, sürekli gelişmekte ve önem kazanmaktadır. Geleneksel yöntemler ile porselen restorasyonların yapımı bir dizi önemli basamaktan oluşmaktadır. Diş hekimi; preparasyon sonrası dişlerden ölçü alır, geçici protez hazırlar; ölçüler protez laboratuarına götürülür ve teknisyenler tarafından model üzerinde hazırlanan porselen fırınlama işlemi görür ve birkaç kontrol sonrasında ağıza takılabilecek hale getirilir. Bu yöntemler oldukça zaman almaktadır. Ayrıca model üzerine el ile yapılacak mum modelasyonunun final dökümünde hataya uğrama olasılığı yüksektir.

CAD/CAM sistemleri diş hekimi ve hastaya bu noktada önemli bir avantaj sunmaktadır. Klinikte hazırlanan protez tek seansta hastaya teslim edilir. Bu sayede geçici restorasyonlar gibi ek işlemler ortadan kaldırılır. Çeşitli materyallerden oluşturulan dental restorasyonların gerektirdiği insan emeği düşünülerek yüksek kalitede işlemler yapılabilmektedir. Hastadan elde edilen verilerin doğru matematiksel işlemler, dizayn ve model yapımı için CAD/CAM'e taşınması işlemin fazla zaman ve yetenek ihtiyacını minimalize eder. Bu sistem laboratuar masraflarını da en aza indirmektedir. Bu teknoloji ile yüksek hassasiyette ve daha homojen yapıda üretim yapılabilmektedir.

Gelişen CAD/CAM sistemlerinin dijital tarama ve tasarım özellikleri sonucu dijital ölçü kavramı ortaya çıkmıştır. Bu kavram ile daha hassas bir ölçü elde edilmesi, üretilen restorasyonun daha iyi adaptasyonu, gerekli ekipmanın azaltılması, ölçü tekrarının azaltılması hedeflenmiştir.

Dijital ölçü, direkt ve indirekt olmak üzere iki şekilde elde edilebilir. İndirekt yöntemde masa üstü tarayıcılar tarafından alçı model taranırken; direkt yöntemde, ağız içi tarayıcılar ile doğrudan ağız içinden görüntü alınmaktadır.

Hazırlanan kuron protezi ile prepare edilmiş doğal diş yüzeyi arasındaki siman aralığının belli miktarda olması restorasyonun devamlılığının sağlanması açısından oldukça önemlidir. CAD/CAM sistemlerinin yaygın olarak kullanılmasına rağmen farklı üretim prosedürlerinin iç uyuma nasıl etki ettiğine ilişkin literatürde yeterli miktarda çalışma mevcut değildir.

Doktora tez çalışmamızda, farklı CAD/CAM sistemlerine ait ağız içi ve masa üstü tarayıcıların tekrarlanan üretimlerdeki iç uyum hassasiyetinin karşılaştırmalı olarak incelenmesi hedeflenmiştir. Çalışmamız sonucunda; farklı CAD/CAM sistemlerinin ve farklı teknikler ile elde edilen dijital ölçülerin restorasyonların iç uyumu üzerine etkileri karşılaştırmalı olarak incelenmiştir.

2. GENEL BİLGİLER

2.1. Ölçü maddeleri

Ölçü maddeleri; ağızdaki sert ve yumuşak dokuların, dişlerin şekillerini ve ilişkilerini kaydetmeye ve ağız dışında negatif kopyalarını elde etmeye yarayan materyallerdir. Dental restorasyonların üretilebilmesi için alınan ölçülerde, istenen netliğin elde edilebilmesi için, doğru materyal seçimi ve doğru teknik çok önemlidir. Net bir ölçü, sabit ve hareketli protezlerin üretiminde ilk basamak olarak kabul edilmektedir. Protetik ve restoratif tedavinin ölçü safhasında yapılan en büyük hatalar; preparasyon sınırının ölçüye tam olarak yansıtılamaması ve ölçü maddesinin manipülasyonundaki eksiklikler sonucu materyal deformasyonu gelişmesidir. Bu tip hataların yapılmaması için ölçü maddelerinin kimyasal yapıları, fiziksel özellikleri hakkında detaylı bilgi sahibi olunması gereklidir (22, 27).

Genel olarak iyi bir ölçü maddesinden beklenen özellikler:

- Manipülasyonun kolaylığı
- Düşük maliyet
- Yeterli akıcılığa sahip olması
- Hidrofilik olması
- Yeterli çalışma süresi
- Detayları net bir şekilde yansıtabilmesi
- Yeterli mekanik özelliklere sahip olması
- Boyutsal stabilitesinin iyi olması
- Aynı ölçüden birkaç model oluşturmaya imkan verebilmesi
- Raf ömrünün uzun olması
- Model oluşturmada kullanılan materyallerle uyumlu olmasıdır (153,195).

2.1.1. Rijit ölçü maddeleri

Ölçü alçısı, çinko oksit öjenol ve termopolastik ölçü maddeleri bu grupta yer almaktadır.

2.1.1.1. Ölçü alçısı

Ölçü alçısının birleşimi kalsiyum sülfat hemihidrattır. Bu bileşim su ile reaksiyona girdiğinde, kalsiyum sülfat dihidratı oluşturur. Yapısında ayrıca; genleşmeyi azaltmak için potasyum sülfat, sertleşme zamanını uzatmak için boraks ve model oluşturmak üzere dökülecek alçı ile ayrılmasını sağlamak için nişasta bulunur.

- Manipülasyonu kolay
- Çalışma ve sertleşme zamanı uygun (Çalışma zamanı 2-3 dk)
- Yeterli netliğe ve hassasiyete sahip
- Boyutsal stabilitesi çok iyi
- Esnek değildir.

Hasta rahatlığı açısından memnun edici bir madde değildir. Ölçü alımı sırasında ve sonrasında ağız kuruluğuna neden olmaktadır (153,194,195).

2.1.1.2. Çinko oksit öjenol ölçü maddesi

Çinko oksit öjenol ölçü maddesi, çoğunlukla iki ayrı tüp halinde bulunur. İlk tüp, baz olarak adlandırılır ve çinko oksit materyalini içerir, ikinci tüp ise katalizör görevi görür ve % 12.15 öjenol, çeşitli yağlar, pudra ve kaolin içerir (38).

Karıştırılmış materyalin akıcılığı iyidir ve setleşme sırasında kısıtlı büzülme gösterir. Sert ve yumuşak dokulara iyi bir şekilde adapte olabilir, ancak sertleştikten sonra kırılgandır (153).

Çinko oksit öjenol toksik olmasa da yapısında bulunan öjenol bazı kişiler için allerjen olabilir, kimi hastalar ise öjenol maddesinin ağızda bıraktığı tattan hoşnutsuzluk duyduklarını belirtmektedirler. Çinko oksit öjenol materyali ile alınan ölçüler oda ısısında, % 2'lik gluteraldehit solusyonunda ya da 1/213 oranında iodofor solüsyonlarında dezenfekte edilebilirler (195).

2.1.1.3. Termoplastik ölçü maddeleri

Tip I ve tip II olmak üzere ikiye ayrılmaktadırlar. Tip I yapıdaki materyaller ölçü almak için kullanılırken, tip II yapısındaki materyaller kaşık hazırlamada kullanılırlar. Yapısında % 40 oranında bulunan doğal rezinler, materyalin

termoplastik özellik kazanmasını sağlar. Yapısında ayrıca mum ve stearik asit de bulunmaktadır (153).

Termoplastik ölçü maddelerinin viskoziteleri yüksektir, akıcılıkları düşüktür. Bu nedenle detayları yansıtmaları zordur. Rijit yapıda oldukları için, ağızdan çıkarılırken kırılabilir ya da deformasyona uğrayabilirler. Termoplastik materyaller ile alınan ölçülerden 1 saat içinde model elde edilmelidir. Termoplastik ölçü materyalleri ile alınmış ölçülerin dezenfeksiyonu, sodyum hipoklorit, fenolik gluteraldehit ve iyodofor içeren solüsyonlarda gerçekleştirilebilir (195).

2.1.2. Elastik ölçü maddeleri

Elastik ölçü maddeleri; hidrokolloidler ve elastomerler ana başlıklarında incelenir. Diş hekimliğinde ilk olarak kullanılan elastik ölçü maddesi, 1925 yılında kullanılmaya başlanan hidrokolloidlerdir. O yıllardan günümüze birçok farklı elastik ölçü maddesi geliştirilmiştir (27, 179).

2.1.2.1. Hidrokolloidler

Kolloidler, birbirinden kolaylıkla ayrıştırılmayan iki farklı fazın oluşturduğu heterojen karışımlardır. Likit fazları su olan kolloidlere hidrokolloidler denir. Hidrokolloidler katı ya da sol kıvamında olabilir (93).

2.1.2.1.1. Reversible hidrokolloidler (Agar)

Agar, deniz yosunundan elde edilen karmaşık bir polisakkarittir. Jel içinde % 0.2 oranında boraks, %1-2 oranında potasyum sülfat bulunmaktadır. Materyal ısıtıldığında sıvı hale geçer. Bu dönüşüm geri dönüşebilir (reversible), tekrarlanabilir niteliktedir (156).

2.1.2.1.2.İrreversible hidrokolloidler (Aljinat)

Aljinat, yapısında %12-15 oranında potasyum aljinat, %12 oranında kalsiyum sülfat dihidrat, sertleşmeyi geciktirici olarak görev yapan ve yapıda %2 oranında bulunan sodyum fosfat, fluorit ve alçı model ile iyi yüzey uyumu elde etmek için yapıya katılan %10 oranında potasyum sülfat ya da alkali kurşun bileşikleri içerir (32, 53).

Aljinatların doğru toz-su oranında karıştırılması, yapının netliği ve yüzey özelliklerini etkilemektedir. Aljinatların karıştırılmasında mekanik aletler de kullanılabilmektedir. Aljinat karıştırma yöntemlerinin karşılaştırıldığı bir çalışmada, mekanik karıştırıcıların kullanımıyla, elle karıştırmaya oranla, kitlede daha az hava kabarcığı meydana geldiği gözlemlenmiştir. Aljinat tozu ve su karıştırılmadan önce, aljinat tozlarının bulunduğu kap çalkalanmalı böylece aljinat materyalinin içindeki tozların homojen halde dağılmış olması sağlanmalıdır ve karıştırma sırasında su sıcaklığı 18-24° C arasında olmalıdır. Daha düşük sıcaklıktaki su sertleşme ve çalışma süresini artırır. Az karıştırılmış, pürüzlü olacak şekilde karıştırılması ölçünün netliğini bozacaktır (73, 105)

2.1.2.2. Elastomerler

Hidrokolloid ölçü materyallerinden sonra, lastiğe benzer kolloid jeller olarak tanımlanan ve elastomerler adı verilen elastik ölçü maddeleri ortaya çıkmıştır. Elastomerler, polimer yapısındadır. Viskoziteleri, polimer moleküllerinin ağırlığı ile belirlenmektedir. Elastomerler, hidrokolloidlerde yetersiz kalmış olan iki özelliğe sahiptirler, bu özellikler; yırtılmaya karşı direnç ve boyutsal stabilitedir (38).

Bu tip maddeler genellikle iki bileşenlidir. Polimerizasyon veya çapraz bağlanma, kondansasyon ya da katılma reaksiyonu ile meydana gelir (180).

Elastomerler kullanım amaçlarına ve kullanal ölçü yöntemine göre az yoğun (light body), orta yoğunlukta (medium body) ve çok yoğun (heavy body) olmak üzere 3 değişik kıvamda üretirlirler. Ayrıca silikon esaslı elastomerlerin hamur kıvamında (putty) tipleri vardır.

Elastomerik ölçü maddeleri genel olarak dört grup altında sıralanır;

- Polisülfitler
- Polieterler
- Kondansasyon silikonu
- İlave tipi silikon (76, 109).

2.1.2.2.1.Polisülfitler

Polisülfit materyali baz ve katalizör olmak üzere iki pat halinde kullanıma sunulmaktadır. Baz patı; polisülfit polimerleri içerir. Katalizör patı ise, %30 oranında kurşun oksit, % 14 oranında sülfür ve %17 oranında reaktif olmayan yağlar içermektedir (146)

Materyalin yapısında bulunan kurşun oksitin oksitleyici etkisi ile polimerler çapraz bağlanır ve moleküler zincir oluşur, bu çapraz bağlanma durumu, materyale elastik özellik katan kimyasal bir durumdur. Ortamda nemin varlığı ve ortam ısısının fazla olması bu polimerizasyonu hızlandırır. Polisülfitlerde ilk sertleşmeyi takiben, yapılarında boyutsal değişim meydana gelir. Bu durum iki nedenden kaynaklanabilir. Birincisi, ilk sertleşmeyi takiben, yapı içerisinde reaksiyonun bir süre daha devam etmesi, ikincisi ise polimerizasyon reaksiyonunun yan ürünü olarak ortaya çıkan suyun buharlaşarak kaybedilmesidir. (127, 135).

Polisülfit esaslı ölçü maddeleri, hidrokolloidlere oranla daha iyi boyutsal stabiliteye ve yırtılma direncine sahiptir. Ancak daimi deformasyonı yüksek, elastik düzelme oranı düşüktür, yani materyal deforme olduktan sonra eski haline dönmeyebilir. Elastik düzelme özelliği, diğer elastomerlerden de oldukça düşüktür. Tüm elastomerler içinde en yüksek yırtılma direncine sahip olması, materyalin subgingival bölgeler gibi andırkatlı alanlarda kullanımına izin vermektedir. Materyalin akıcılığı yüksektir, bu durum yüzey detaylarını net olarak yansıtabilme özelliğini beraberinde getirir (195).

Polisülfit materyalinin, günümüzde kullanımı kısıtlanmış olan belli başlı en olumsuz özelliği; yapısında bulunan sülfürün kötü kokusu nedeniyle kullanımı sırasında, hem hekimin hem hastanın rahatsızlık duymasıdır. Materyalin içinde bulunan kurşun bileşiklerinin, hastanın tükürüğüne diffüze olması istenmeyen bir durumdur. Akıcı kıvamından dolayı hastayı rahatsız edebilir ve polisülfit esaslı ölçü maddeleriyle alınan ölçü 1 saat içinde dökülmelidir. Bir ölçü ancak bir defa dökülebilir, tekarlanamaz (115,195).

Polisülfit esaslı ölçü materyali ile alınan ölçüler, sodyum hipoklorit, iyodofor, gluteraldehit ve fenolik gluteraldehit içeren solusyonlarda dezenfekte edilebilir (128).

2.1.2.2.2.Polieterler

Polieter ölçü maddeleri, andırkatsız bölgelerde kullanılabilen, yüzey netliği oldukça iyi olan bir ölçü maddesidir. Az yoğun, orta yoğunlukta ve çok yoğun patlar olarak kullanıma sunulmaktadırlar. İki patlı sistemlerdir. Baz olarak bilinen pat, polieter polimeri, doldurucu maddeler, glikol eter ve plastikleştiriciler içerir. Katalizör patı ise, aromatik sülfonik asit ve çeşitli doldurucular içerir (46,73)

Polieter ölçü maddelerinin boyutsal stabilitesi çok yüksektir, bunun nedeni polimerizasyon reaksiyonu sırasında ortaya herhangi bir yan ürün çıkmamasıdır. Kuru oratmada 1 haftaya kadar saklanabilir fakat su emme özelliklerinden dolayı nemli ortamda saklanan polieter ölçü maddelerinin boyutsal stabilitesinin etkilendiği bildirilmektedir. Polieter materyalinin elastik düzelme oranı %98,5'tir, bu oran ile elastomerler içinde yapılan elastik düzelme sıralamasında, polisülfit ve ilave tipi silikonların arasında yer alır (143, 202).

Materyalin, esnekliği oldukça düşüktür yani rijittir. Bu durum andırkatlı bölgelerden çıkarılmaları sırasında problem oluşturmaktadır. Ayrıca ölçünün dökülen modelden çıkarılması sırasında da kırılmalar görülebilir. Akıcılığı düşük, çalışma zamanı kısadır. Polieter materyaline karşı allerjik reaksiyon görülme sıklığı fazladır, çeşitli vakalarda ölçü materyalinin temas ettiği dokularda yanma olayları görülmüştür, daha şiddetli vakalarda eritemler oluşabilmektedir (151,181).

Polieter ölçü maddeleri sodyum hipoklorit içerisine daldırılarak dezenfekte edilebilir. Dezenfeksiyon konusunda üreticinin talimatlarına her zaman uyulmalıdır (146).

2.1.2.2.3.Kondansasyon tipi silikonlar (C tipi silikonlar)

Kondansasyon tipi silikonlar, günümüzde sabit protez için alınan ölçüler içinde en sık kullanılan materyallerdendir. Bu materyaller iki pat ya da pat ve likit şeklinde kullanıma sunulan, baz ve katalizör olarak bilinen bileşenlerden oluşur. Baz patında terminal hidroksil gruplarına sahip dimetilsiloksan, çapraz bağlanma reaksiyonunu geliştirecek ortoalkilsilikat ve çeşitli doldurucular bulunur. Katalizör patında ise, metal organik esterler ve yağlı çözücüler bulunmaktadır. Polimerizasyon sırasında elastomerin şekillenmesi, silikon polimerin uç grupları ile alkil silika

arasında üç boyutlu örgü yapısı oluşturan çapraz bağlanma reaksiyonu ile gelişir. Bu reaksiyonun yan ürünü etil alkoldür. Etil alkolün zaman içinde buharlaşması, polimerize olmuş kondansasyon tipi silikonların boyutsal stabilitesini etkileyen en önemli faktördür (105, 127, 194).

Polimerizasyon reaksiyonu sırasında ortaya çıkan etil alkolün zaman içinde buharlaşması sonucu ortaya çıkan boyutsal değişimleri önlemek için, kondansasyon silikonu ile alınmış ölçülerin derhal dökülmeleri önerilmektedir. Yapılan çalışmalarda bu ölçü materyali ile alınmış ölçülerde en fazla boyutsal değişimin ilk 1 saat içinde görüldüğü, 24 saat içindeki büzülme oranlarının ise %0.2 ve %1 arasında değiştiği vurgulanmaktadır. Materyalin elastik düzelmesi %99'dur ve bu oran ile kondansasyon silikon materyali oldukça elastik ölçü materyalleri arasında yer alır. Materyalin çalışma ve sertleşme zamanı baz-katalizör oranının değiştirilmesi ile artırılıp azaltılabilse de; üreticinin belirttiği baz-katalizör oranını kullanmanın, materyalin mekanik özelliklerinin optimum olmasını sağladığı bilinmektedir. Aşırı nem ve sıcaklığın da çalışma zamanını kısalttığı bilinmektedir (40, 211).

2.1.2.2.4.İlave tipi silikonlar (A tipi silikonlar)

İlave tipi silikonlar, diş hekimliğinde 1970'li yılların başlarında kullanılmaya başlanan ve günümüzde birçok olumlu özelliği nedeniyle sıkça tercih edilen ölçü maddeleridir. Baz patında vinil prepolimeri, katalizör patında ise silikon prepolimeri içerir. Katalizör patında bulunan ve aktive edici olarak görev yapan kloroplatinik asit, polimerizasyon reaksiyonunu başlatır. Sertleşme reaksiyonu ilave tipi polimerizasyon olduğu için bu elastomerlere ilave tipi silikonlar ya da ortaya çıkan polimerin adı olan polivinilsiloksanlar da denilmektedir (25, 36, 216).

İlave tip polimerizasyon sonucu genellikle ortaya herhangi bir yan ürün çıkmaz. Bu durumdan dolayı polivinilsiloksanlar boyutsal stabilite bakımından üstün materyallerdir. Bu materyallerin 24 saat içindeki büzülme değerleri %0,05-0.07 olarak belirlenmiştir. Ancak bazen ilave tipi polimerizasyon sonucu ortaya hidrojen gazı çıkabilir. Bu durum materyalin yapısında porözite oluşmasına neden olur. Bu olumsuzluğu önlemek için günümüzde, polivinilsiloksanların yapısına hidrojen absorbe edici ajanlar ilave edilmektedir. İlave tipi silikonların büyük bir çoğunluğu hidrofobik olsa da, yakın geçmişte hidrofilik yapıda polivinilsiloksanlar da

üretilmeye başlanmıştır. Materyalin mükemmel boyutsal stabilitesine ek olarak, elastik düzelme oranı da çok yüksektir. Materyalin sertlik miktarı polieter ölçü maddesinden az olsa da diğer elastomerlerden fazladır. Bu özelliği materyalin yırtılmadan ağızdan çıkarılmasını engeller (127, 162, 202).

Polivinilsiloksanların en büyük dezavantajları, lateks eldivenlerle teması sonucu polimerizasyonun yavaşlaması ya da hiç gerçekleşmemesidir. Lateksin, polivinilsiloksanın polimerizasyonunu engelleme mekanizması tam olarak bilinmemekle beraber, lateksin içinde bulunan serbest sülfür moleküllerinin, polivinilsiloksanın katalizöründe bulunana kloroplatinik asidi kontamine etmesi sonucu, polimerizasyonu bozduğu düşünülmektedir. Vinil eldivenlerin kullanılması ya da lateks eldivenlerin ölçü karıştırılmadan önce çıkarılıp ellerin 30 sn su ile yıkanması önerilmektedir (26, 36, 95).

İlave tipi silikonlar ile alınmış ölçülerin dezenfeksiyonu, sodyum hipoklorit, fenol, gluteraldehit ve fenolik gluteraldehit içeren solüsyonlara daldırma yöntemi ile gerçekleştirilebilir (146, 207).

Elastomer ölçü maddeleri ile alınmış ölçülerin netliğini incelemek üzere yapılan araştırmalarda, elastomerler kendi içlerinde ve agar ölçü materyali ile kıyaslanmışlardır. Sonuçlarda elde edilen değerlere göre, agar ölçü maddesi ile alınmış ölçülerin elastomerlerin tümü ile alınmış ölçülerden daha az detay verdiği belirtilmiştir. Elastomer ölçü maddelerinin kendi aralarında netlik sıralamaları ise, en iyiden en kötüye doğru, polieterler, ilave tipi silikonlar, polisülfitler ve kondansasyon tipi silikonlar olarak belirtilmiştir. Polieter ve ilave tip silikon ölçüler, ölçü alındıktan sonra yarım saat içinde ya da 7 gün sonra dökülse de netlik açısından anlamlı bir olumsuz farklılık gözlemlenmemiştir (92, 205).

2.2. Ölçü Yöntemleri

Protetik restorasyonlar için alınan ölçülerin netliğini artırmak üzere birçok ölçü yöntemi geliştirilmiştir. Çeşitli ölçü maddeleri kullanılarak geliştirilen ölçü yöntemleri tek fazlı ve çift fazlı olmak üzere iki ana gruba ayrılmaktadır. Çift fazlı grup kendi içinde, çift karıştırma tekniği (tek aşamalı teknik) ve wash tekniği (çift aşamalı teknik) alt gruplarına ayrılmaktadır (25,109). Tek aşamalı ölçü tekniği daha

az zaman kaybına neden olmaktadır, çift aşamalı teknikte, detaylar ikinci aşamada kullanılan daha düşük kıvamdaki ölçü maddesi tarafından kaydedilmektedir. İki aşamalı tekniğin bir alt grubu olarak, polietilen bir yaprağı yoğun kıvamlı birinci ölçü materyali üzerine yerleştirerek yer kazanma esasına dayanan yöntem gösterilmektedir (128).

Yapılan in vivo çalışmalarda, klinikte alınan ölçülerin netliği ve ölçü hataları araştırılmıştır. Bu araştırmalarda incelenen ölçülerin %89'unda bir ya da daha fazla hataya rastlanmıştır. Alınan ölçülerin netliğini etkileyen faktörlerin;

- ölçü yöntemlerine
- ölçü maddelerine
- ölçü maddelerinin hacmine bağlı olduğu belirtilmiştir.

Yapılan bazı çalışmalar (25, 27,84,153), ölçü maddelerinin geliştirilmesi ile birlikte, ölçülerin netliğinin artık ölçü materyaline değil ölçü yöntemine bağlı olduğunu bildirirken, diğer bir kısım çalışmalar ise ölçü yönteminin netlik üzerinde büyük payı olduğunu belirtmektedir (85,105).

Günümüzde hala geliştirilmekte olan tekniklerden biri de dişlerin görüntülerini optik kameralar aracılığıyla kaydetme esasına dayanan, ağız içi dijital ölçü yöntemidir.

2.2.1. Tek fazlı ölçü yöntemi

Tek fazlı ölçü yöntemi, tek aşamalı bir yöntemdir ve orta yoğunluktaki ölçü maddesinin özel ya da standart kaşıklar kullanılarak uygulanması esasına dayanır. Bu ölçü yönteminde detayların, orta yoğunluktaki ölçü maddesi tarafından kaydedilmesi beklenmektedir. Bu sistem kullanılarak iki fazlı sistemlere göre daha az detay veren ölçüler elde edilmektedir. Bunun nedeni, ölçü maddesinin viskozitesinin yüksek, akıcılığının düşük olmasıdır. Bu şekilde alınan elastomerik ölçülerde, elastomerlerin boyutsal stabilitesini artırmak ve ölçünün diğer mekanik özelliklerini iyileştirebilmek için, kullanılan kaşık ve dokular arasında 2-4 mm'lik boşluğun bulunması gerekmektedir (46, 92, 155).

2.2.2. Çift fazlı yöntemi

Çift fazlı ölçü yöntemleri; çift karıştırma yöntemi (tek aşamalı yöntem) ve wash ölçü yöntemi (çift aşamalı yöntem) olmak üzere ikiye ayrılır. Çift aşamalı yöntem ayrıca kendi içinde boşluk sağlayıcı bir yaprak uygulanan ve herhangi bir boşluk sağlayıcı kullanmadan uygulanan yöntemler olmak üzere iki alt gruba ayrılmaktadır (85).

2.2.2.1. Çift karıştırma yöntemi

Bu yöntemde az yoğun ve çok yoğun olmak üzere iki tip ölçü maddesi, tek aşamalı olarak kullanılır. Hazırlanan iki farklı kıvamdaki ölçü maddesi ölçü kaşığına yerleştirilir ve uygulanır. Bu yöntemde iki ayrı yoğunluktaki madde birlikte polimerize olur (40, 136).

Çift karıştırma tekniğinin en büyük avantajı, hasta başında harcanan zamanın kısalmasıdır. Ancak bu avantaj dışında, herhangi bir olumlu özelliği bulunmamakta ve araştırmacılar tarafından sıkça kullanımı önerilmemektedir (120).

2.2.2.2. Wash ölçü yöntemi

Bu yöntemde, yoğun kıvamdaki ölçü materyali ölçü kaşığına yerleştirilir, ağıza uygulanır, polimerizasyon tamamlandıktan sonra çıkarılır. Elde edilen ölçü içine az yoğunluktaki ölçü materyali yerleştirilerek yöntemin ikinci aşaması tamamlanır.

İki aşamalı wash ölçü yöntemi ile alınan ölçülerin, tek aşamalı çift karıştırma yöntemi ile alınan ölçülerden daha net olduğu birçok araştırmacı tarafından belirlenmiştir (85,129). Bu yöntemin en önemli avantajı, yoğun kıvamdaki ölçü maddesi ile ilk ölçü alındıktan sonra meydana gelen polimerizasyon büzülmesinin, ikinci ölçü materyalinin uygulanması ile kompanse edilmesidir. Bu ölçü yöntemi kondansasyon tipi silikonların polimerizasyon büzülmesinin kompanse edilmesi amacıyla geliştirilmiştir (136, 204).

Wash ölçü yöntemi, iki şekilde uygulanabilmektedir. Birinci yöntem, yoğun kıvamlı birinci ölçü ağızdan çıkarıldıktan sonra, az yoğunluktaki ikinci ölçü materyali için yer sağlamak amacıyla, ölçünün içinde kazıma yapılır. Ya da birinci ölçü ağıza yerleştirilmeden önce ölçü üzerine polietilen ya da selofan yaprak gibi

esnek ince bir materyal yerleştirilir ve bu şekilde birinci ölçü alınır. Boşluk sağlayıcı materyal çıkarıldıktan sonra ikinci ölçü yerleştirilir (195, 207).

2.2.3. Dijital ölçü yöntemleri

Konvansiyonel ölçüler, ideal talimatlar izlendiği takdirde protetik restorasyonların yapımında uzun yıllar boyunca çok iyi bir şekilde hizmet vermiştir. Her aşamasının mükemmel bir şekilde yapıldığı konvansiyonel ölçü aşaması sonucunda tam kenar uyumu olan başarılı restorasyonların ortaya çıkıyor olması günümüzde güncel olan dijital ölçülerin gerekliliğinin tartışılmasında etkindir.

Fakat teknolojinin de hızla ilerlemesiyle birlikte konvansiyonel ölçülerin getirdiği dezavantajlar da göz önüne alındığında dental laboratuarlarda artık rutin uygulamaya geçilen CAD/CAM sistemlerinin dijital tarama ve dizayn faktörlerinin dişhekimi kliniklerine taşınması daha da güncel bir konu haline gelmiştir (9, 11).

Dijital dişhekimliği kavramıyla beraber dijital ölçülerin konvansiyonel ölçülerin yerini alacağının en önemli göstergelerinden biri ise üretici firmaların tanıttığı çok sayıda ağız içi tarayıcıdır.Yıllardır ağız içi tarayıcılarıyla bilinen 2 üretici bulunurken 2013 yılında çok sayıda üreticinin ağız içi tarayıcılarını tanıtması bu teoriyi desteklemektedir (31, 164).

Ağız içi veri kaydetme fikri, konvansiyonel yöntemle elde edilen ölçülerin neden olduğu dezavantajları elimine etmek amacıyla ortaya atılmıştır. Günümüzde ise CAD/CAM tekniklerinin en önemli bileşeni haline gelmiştir. Geleneksel yöntem ve dijital ölçü yöntemlerini doğruluk açısından kıyaslayan birçok çalışma mevcuttur.Tüm arkın dijital olarak alınan ölçü ile konvansiyonel olarak elde edilen modelin, doğruluk (kesinlik ve gerçeklik) açısından incelendiği çalışmada,ağız içi dijital ölçü yöntemlerinin gelişmesiyle, konvansiyonel yöntemin ve alçı modellerin rafa kaldırılmasının söz konusu olup olamayacağı tartışılmıştır (44, 137). Bu amaç söz konusu olduğunda; dijital ağız içi ölçüler, konvansiyonel ölçü teknikleriyle kıyaslanabilecek seviyede olmalıdır.

Polivinilsiloksan ölçü maddeleriyle elde edilen alçı modellerin hassasiyeti, ± 20,4 μm olarak bildirilmiştir. (51). Bu veriye göre, uygun tarama tekniği kullanıldığı takdirde, dijital ağız içi tarama sistemleri, konvansiyonel yönteme oldukça yakın

hassasiyettedir. Bu durum ayrıca birçok klinik çalışmada daha küçük restorasyonlar ile de bildirilmiştir (9, 52).

Dijital ölçü 2 şekilde elde edilebilir;

1. İndirekt yöntem
2. Direkt yöntem

Direkt dijital ölçü yöntemi ağız içi tarayıcı ile hasta ağzında veri kaydederken indirekt dijital ölçü yöntemi konvansiyonel ölçü yöntemi ile elde edilen alçı model üzerinde veri kaydedilir (52).

2.2.3.1. İndirekt yöntem

Direkt teknikle ilgili kısıtlamaları gidermek için indirekt teknik geliştirilmiştir. Geleneksel yöntemlerle ölçü alındıktan sonra model dökülür ve taranarak sanal model elde edilir. Bu teknik sayesinde hastaya kısa süreli randevular verilir ve koltukta geçen sürenin daha verimli olması avantajından yararlanılır (142).

2.2.3.2. Direkt yöntem

Direkt teknik ile ağız içi tarayıcılar kullanılarak ağız içinden eş zamanlı olarak optik ölçü elde edilir.

Direkt dijital ölçü yöntemlerinin avantajları:

- **Eş zamanlı görüntüleme:** Konvansiyonel ölçü yöntemlerinde; önemli ayrıntılar ancak alçı model elde edildikten sonra görülebilir, fakat dijital ölçü yöntemlerinde ağızdaki durum aynı andan ekranda görülebilir. Gerektiği takdirde net olmayan bölgeler yeniden taranabilir.
- **Kolay tekrarlanabilirlik:** Ölçü aşamasında aşırı dişeti kanaması, retraksiyon ipinin yerdeğiştirmesi gibi birçok nedenlerle ölçü tekrarı gerekebilir. Dijital ölçü tekrarı konvansiyonel ölçü tekrarından çok daha pratiktir.
- **Komşu bölgelerin aşamalı kaydedilmesi**: Dil ya da mandibulanın ramusu bölgelerinden görüntü alamak dijital ölçüde zor olabilir. Dijital ölçü ile

gerekirse başka bir seansta bile gerekli bölgelerin ölçüsü aşamalı olarak kaydedilebilir.

- **Ölçü ve ölçü kaşıklarının dezenfeksiyonu eliminasyonu**: Ağız içi tarayıcının başlığı çoğu zaman steril edilebilmekte ya da dezenfekte edilebilmektedir. Sterilizasyon çok daha kolaydır. Ayrıca başlıklar için plastik kılıflar kullanılabilmektedir.
- **Hastabaşında analiz**: Diş hekimi tasarlanan restorasyon planına göre minimum material kalınlığınıve bazı yazılımlarda giriş yolunu belirleyebilir. Özellikle büyük restorasyonlarda ağız içinde sorun yaratan kontrolleri dijital olarak yapmak oldukça zaman kazandırmaktadır.
- **Laboratuar ile hızlı iletişim**: Dijital ölçü internet üzerinden hızlıca teknisyen laboratuarına gönderilebilir. Böylece zaman ve para kaybı önlenmiş olur.
- **Model deformasyonu**: Alçı modellerin aksine dijital modeler zarar görmez ve her zaman ulaşılabilirdir.
- **Arşivlenebilirlik**: Günümüzde dijital modelleri saklamak alçı modelleri saklamaktan çok daha kolaydır. Ayrıca tek tuş ile dijital modele istenildiği zaman ulaşılabilir.
- **Materyal tasarrufu**: Dijital tarama yöntemlerinin kaynakları sınırlı kullanımı gelecekte de en büyük avantajlarından olacaktır.
- **Hasta başında restorasyon üretimi**: Hasta başında restorasyon üretimi 1980 lerde ilk olarak CEREC tarafından tanıtılmış, günümüzde birçok üretici için önemli bir kavram olmuştur.
- **Sanal kesme gereci (cutting tool)**: Kesme gereci, iyi taranmamış bölgelerin çıkarılmasında kullanılabilmektedir. Ayrıca preparasyon öncesindeki görüntüyü preparasyon sonrasında dişler üzerine yapıştırabilir.
- **Sanal izleme**: Zamanla ağız içinde meydana gelen değişiklikler kolayca takip edilbilir.
- **Renk taklit edilmesi**: Bazı tarayıcıların gerçek renkli görüntüleme özelliğiyle diş ve gingivanın renk ayrımı ile daha net ölçüler elde edilebilir.
- **Birleştirme seçeneği**: Ağız içinin 3 boyutlu görüntüsü yüz tarama sistemleri ya da CT (Bilgisayarlı tomografi), DVT (Dental volumetric tomografi) gibi farklı sistemlerle birleştirilebilmektedir. Böylece teşhis ve planlama aralığı oldukça genişletilebilmektedir (52, 53).

Bunlarla birlikte; tüm dijital tarayıcılar bu saydığımız özelliklere sahip değillerdir. Ve belli başlı kısıtlamalar söz konusu olabilmektedir.Bu kısıtlamaları kısaca şöyle özetleyebiliriz:

- **Öğrenme süresi:** Konvansiyonel ölçü yöntemlerinde de olduğu gibi dijital ölçü yöntemlerinin de belli bir öğrenme süresi vardır. Kullanıcı bu süreyi göz önünde bulundurmalıdır.
- **Kısıtlamalar:** Şu anki gelişmelere göre optik ölçü sistemleri henüz konvansiyonel ölçünün tamamen alternatifi olamamaktadır. İmplant üstü restorasyon üretiminde sistemde tanımlı olan implant kullanılmalıdır ki dijital olarak görülebilsin. Ayrıca geniş dişsiz alanların taranması çoğu zaman çok kolay olmamaktadır. Çünkü tarayıcıların çoğunluğu ancak 2 diş genişliğinde mesafeyi tarayabilmektedir. Bunların dışında sabit ve hareketli protezlerin birlikte yapıldığı durumlarda optik ölçüye göre konvansiyonel ölçü yöntemleri daha kolay ve konvansiyonel olarak üretilen protezler daha ekonomik olabilmektedir.
- **Okluzyon:** Çoğu ağız içi tarayıcının interokluzal kayıt ve dinamik okluzyon açısından geliştirilmeye ihtiyacı bulunmaktadır.
- **Enerji tüketimi:** Dijital ölçü sistemlerinin sürekli bilgisayara bağlı olması, ölçülerin internet üzerinden gönderilmesi, 3 boyutlu verilerin işlenmesi gibi durumlar enerji tüketimine sebep olmaktadır (52,54).

2.3. Dental CAD/CAM Sistemleri

Bilgisayar destekli tasarım (CAD-Computer Aided Design), bilgisayar destekli üretim (CAM-Computer Aided Manufacturing), bilgisayar sayısal kontrolü (CNC-Computer Numeric Controlled) ve bilgisayarla entegre üretim (CIM-Computer Integrated Manufacturing) gibi teknolojiler son yıllarda hızla gelişmektedir. Bilgisayar yardımı ile üretimin kontrolü üzerine elde edilen başarılı sonuçlar, diş hekimliği alanındaki restorasyonların da bilgisayar destekli olarak üretilmesi fikrinin ortaya atılmasına yol açmıştır ve bilgisayar destekli dental tasarım (CADD-Computer Aided Dental Design) geliştirilmiştir. CAD/CAM sistemleri kullanılarak hem

çalışma yöntemleri basitleştirilmiş hem de daha yeni ve daha iyi materyallerin kullanılabilmesi mümkün olmuştur (28, 56,132).

Diş hekimliğinde estetik ihtiyaçların karşılanması amacıyla geliştirilen tam seramik restorasyonların yapımında farklı yöntemler kullanılmaya başlanmıştır. Bilgisayar ve otomasyon teknolojisinin gelişmesi ile birlikte diş hekimliğinde restorasyon yapım teknikleri değişmektedir. Özellikle otomatik üretim metotlarında yüksek kalitede materyallerin kullanılması ve maliyetin düşmesi tedavide yeni olasılıklar getirmiştir. Böylece analog ya da kopyalama sistemleri, bilgisayar destekli tasarım (CAD) ve bilgisayar destekli üretim (CAM) adı verilen CAD/CAM sistemler gelişmiştir (144).

CAD (Computer Aided Design – Bilgisayar Destekli Tasarım); bir cismin bilgisayar sistemlerinin kullanılarak geliştirilmesi ve tasarımının yapılması anlamına gelmektedir. Bu şekilde üç boyutlu model çizimi sanal ortamda gerçekleştirilmektedir (146, 147).

CAM (Computer Aided Manufacturing – Bilgisayar Destekli Üretim); ölçülen ve planlanan veriler kullanılarak bilgisayar desteği ile üretimin yapılması anlamına gelir (90, 91).

Diş hekimliğinde ilk CAD/CAM uygulamaları 1970'li yıllarda Amerika'da Bruce Altschuler, Fransa'da Francois Duret ve İsviçre'de Wermer Moermann ve Marco Brandestini tarafından gerçekleştirilmiştir. Young ve Altschuler (225) 1977'de ağız içi tarama yapmak amacıyla optik aygıtlar kullanma fikrini ortaya atmışlardır . Ancak; diş hekimliğinde CAD/CAM alanında en önemli gelişmeler 1980'li yıllarda meydana gelmiştir.

İlk olarak CAD/CAM sisteminin kurucusu olarak kabul edilen Francois DURET tarafından 1984 yılında, daha sonra Sopha Bioconcept olarak piyasada yerini alacak olan, Duret sistemi geliştirilmiştir. Geliştirilen sistemle tek üye kuron restorasyonları üretilmiştir. Fakat bu sistem, karmaşıklığı ve yüksek maliyeti nedeniyle dental pazarda yerini alamamıştır. Piyasada yerini alan ilk CAD/CAM sistemi Mormann ve Brandestini tarafından geliştirilen CEREC olmuştur (48, 148).

CAD/CAM sistemlerin geliştirilmesindeki amaç; geleneksel ölçü yöntemlerini elimine etmek, yapılacak restorasyonun doğal anatomisine, fonksiyonlarına ve preparasyonuna göre bilgisayar kullanarak tasarımını yapmak, restorasyonu

üretebilmek, restorasyon kalitesini arttırmak (mekanik direnç, kenar uyumu, yüzey kalitesi) ve daha iyi bir estetik sağlamaktır (11).

CAD/CAM sistemleri temel olarak 3 birimden oluşur;

1- Hazırlanan kaviteden veya preparasyondan 3 boyutlu veri toplama (optik ölçü)

2- Özel yazılımlar kullanılarak dental restorasyon için tasarım yapılması

3- Aşındırma ünitesinde, dijital tasarıma uygun olarak üretimin yapılması (56, 58,94)

Veriyi kaydeden birimler, CAD/CAM sistemleri arasında farklılıklar göstermektedir. Bazı sistemlerde üç boyutlu taramalar yapabilen dijital bir ağız içi kamera kullanılırken, bazı sistemlerde ise alçı modelden veri alan, masa üstü tarayıcılar kullanılmaktadır.

Günümüzde kullanılan birçok sistemde genellikle su soğutması altında, seramik veya metal blokların, çeşitli boy ve şekillerdeki elmas disk ve frezler ile aşındırılması sonucunda restorasyonlar elde edilir. CAD yazılımı, restorasyonun üretilmesi için, sanal modelin bloktan eldesine uygun hareket eksenleri belirler, frezler CAD biriminden gelen komuta uygun olarak hareket eder ve bloktan istenen restorasyon kazınır.

CAD/CAM Sistemlerinin Avantajları

- Yüksek kalitede materyal kullanımına olanak sağlaması,
- Farklı parametreleri kontrol kolaylığı (tabaka kalınlığı, prepare edilen kavite şekli, siman aralığı vb),
- Yüksek kalitede restorasyon üretiminde süreklilik (101, 116).

CAD/CAM Sistemlerinin Dezavantajları

- Prefabrike blok kullanımı nedeni ile renk seçiminin kısıtlı olması,
- Bazı sistemlerin uzman kullanıcı gerektirmesi,
- Kullanılan cihazların pahalı olması (122, 177).

CAD/CAM sistemleri ile ilgili yapılan bir sınıflama şekli de makine destekli üretimin, klinikte ya da laboratuvarda gerçekleştirilmesine göre yapılmaktadır. Restorasyon klinikte direkt olarak diş hazırlığı ile aynı seansta üretilirse, bu "chair-side concept" olarak isimlendirilir (29). Direkt yöntemin avantajı tüm işlemin tek seansta tamamlanması dolayısıyla zamandan tasarruf sağlamasıdır. Eğer yöntem laboratuvar işlemi gerektirirse bu "lab-side concept" olarak ifade edilir (125).

CAD/CAM sistemleri içinde hem chair-side hem de lab-side üretime izin veren sistemler; E4D ve CEREC sistemleridir (94).

2.3.1. CAD/CAM sistemlerinin başarısını etkileyen faktörler

CAD/CAM sistemlerle elde edilen restorasyonların başarısında hekimin becerisi ve tecrübesi kadar CAD/CAM sistemlerinin özellikleri de önemli faktörlerdir. Ağız içi kameranın netliği, freze ünitesinin hassasiyeti, yazılım programının ve tasarım algoritmalarının sınırlandırılmaları CAD/CAM sistemleri ile elde edilen restorasyonların klinik başarısında önemli rol oynar. Teknolojik gelişmelerle beraber istenilen boyutlla ve tasarımda restorasyonlar elde etmek mümkündür. Ancak bu teknolojik gelişmeler hekime bağlı başarısızlık nedenlerini azaltmış olsa da tam olarak elimine etmemiştir. Bu nedenle restorasyonun son halinin klinik başarısı için simantasyon ve diğer bitirme işlemlerinin dikkatli bir şekilde uygulanması gerekmektedir (47, 55, 91).

CAD/CAM sistemlerinde kullanılan materyaller hızlı bir şekilde frezelenebilmeli, freze ünitesinde hasara neden olmamalı ve restorasyon hızlı bir şekilde bitirilebilmelidir.

2.3.2. Veri elde etme-Tarama

Ticari olarak mevcut olan CAD/CAM sistemlerinde veri elde etme işlemi birbirinden farklı yöntemlerle sağlanır. Bir ağız içi tarayıcı bu sistemler için gerekli bir bileşendir. CEREC, E4D, 3Shape sistemleri ağız içi görüntü elde etmeyi amaçlayan CAD/CAM sistemlerindendir. Diğer CAD/CAM sistemleri de verileri çeşitli optik görüntüleyicilerle modeler üzerinden elde edebilmektedir. Veri elde etme amacıyla kullanılan tarayıcılar; temas uçlu, lazer uzaklık ölçer, CCD kameralı çizgisel lazer ışını şeklinde olabilir. Temas uçlu ince bir prob kullanıldığında, ne kadar hassas olsa da tüm modelin taranması oldukça zaman alıcıdır. Lazer uzaklık ölçer göreceli olarak daha hızlı ve ekonomiktir. Ancak gönderilen lazer ışınından yansıyan ışığın PSD sensor tarafından tekrar algılanması nedeniyle, diffüzyon etkisi sonucu hassasiyet azalmaktadır. Bu durumda keskin köşe ve kenarların taranması oldukça zorlaşmaktadır. Çizgisel lazer kullanıldığında tarama süresi oldukça kısalır

fakat CCD kameranın çözünürlüğü hassasiyeti etkiler. Bu yöntemlerin hiçbirisinin andırkatlı diş yüzeylerinde ölçüm yapamamaktadır (45, 96, 132).

2.3.3. Restorasyon Tasarımı

3 boyutlu sanal restorasyonların tasarımı için her sistemin kendine ait yazılım programı mevcuttur. Farklı CAD/CAM sistemlerinde kullanıcıların tasarım üzerinde yapabildikleri değişiklikler farklı oranlardadır; ilk sistemler kullanıcının yapacağı değişikliklere neredeyse hiç izin vermezken, daha güncel olan birçok sistemde hekim tasarımın hemen hemen her özelliğini değiştirebilmektedir. Ayrıca optik veri transferi birimleri gibi, tasarım yazılımları da söz konusu sisteme özeldir ve farklı sistemler arasında yazılım uyumu yoktur. Restorasyonun tasarımı tamamlandığında, CAD yazılımı sanal modeli CAM birimine ileterek restorasyonun üretimini başlatmaktadır (200).

2.3.4. Restorasyon Üretimi

CAM, bilgisayar kontrollü şekillendirme aşamasıdır. Dental restorasyonların üretimi için çeşitli teknolojiler kullanılmıştır. İlk sistemler prefabrike bir bloktan elmas frezler veya diskler yardımıyla kesme işlemi uygulamaktaydı. Bu yaklaşım 'eksiltici yöntem' olarak adlandırılan; bir bloktan materyal eksilterek sonunda istenilen şeklin bırakılması yöntemidir. Tipik bir dental restorasyon elde etmek için bloğun yaklaşık %90'ı kesilir.Bu yönteme alternatif olarak 'ilave edici' CAM yaklaşımı olarak hızlı prototiplendirmede kullanılan gibi bir teknoloji kullanılmaya başlanmıştır. Selektif lazer sinterleme hem metal hem seramik restorasyonların üretiminde kullanılan ilave edici yöntemlerden biridir. Bu yöntemde parçanın bilgisayarlı tasarımı diğer CAD/CAM sistemlerindeki gibidir. Ancak kesmek yerine sistem materyali seramik ya da metal tozlarının yer aldığı küvetten sinterler ve tüm parça tamamlanana kadar bunu sürdürür. Hiçbir artık materyal bırakmadığı belirtilmiştir (133, 41, 61, 200).

2.4. CEREC

BRAINS AG tarafından tasarlanan ve Siemens (günümüzde Sirona Dental Systems) firması tarafından geliştirilen Cerec ya da "ceramic reconstruction" sistemi klinikte kullanılan ilk CAD/CAM sistemidir (91).

3 eksende aşındırma yapabilen ilk cihaz Cerec 1 sistemi 1985 yılında Moermann ve Brandestini tarafından seramik inley yapmak üzere geliştirilmiş ve 1988 yılında piyasaya sunulmuştur (148). Ancak ilk modelin sadece birkaç inley ve onley restorasyon yapımında başarılı olduğu ileri sürülmüş, buna ilaveten fiyatının yüksek ve kullanımının karmaşıklığı nedeniyle de dişhekimliği camiasında fazla ilgi görmemiştir (28).

Bilgisayar destekli seramik restorasyonlarla ilgili ilk klinik araştırma 1986 yılında başlamıştır. Elektron mikroskobu (SEM) ile yapılan incelemede kenar aralığı 140-260 µm olarak tespit edilmiştir. Kenar aralığını azaltmak için ikinci jenerasyon Cerec 1988 yılında geliştirilmiştir ve bu değer 50-99 µm'a kadar düşürülmüştür. 1992'de geliştirilen 3. jenerasyon Cerec ünitinde freze işlemlerinde kullanılan disklerin ömrü ve makine gücü arttırılmıştır. Daha küçük elmas grenli frezelerin kullanımıyla kenar bütünlüğü daha iyileştirilmiş ve kenar uyumu 38-84µm'a kadar indirilebilmiştir (29, 122).

Birçok araştırmacı tarafından incelenen sistemin çeşitli eleştirilere maruz kalmasının üzerine 1994 yılında Cerec 2 sistemi geliştirilmiştir. Bu sistemde inley, onley ve kuron restorasyonlarıüretilmiştir (28). 1997'de geliştirilen kuron yazılımı, Cerec 2 sistemiyle posterior kuron altyapılarının tasarımına olanak sağlamıştır (139).Cerec 2 kullanılarak yapılan çalışmalarda kenar uyumu 27–56 µm olarak tespit edilmiştir (144).Gelişmiş şekillendirme yazılımıyla kavite tabanı ve duvarlarına daha iyi uyum sağlayan Cerec 2 sistemi, oklüzal yüzeyin anatomik tasarımına olanak sağlamasına rağmen zamanla sistem yetersiz kalmış ve Şubat 2000'de Cerec 3 sistemi geliştirilerek piyasaya sürülmüştür (11). Bu yeni modelde aşındırma ünitesi tasarım ünitesinden ayrılmış, aşındırma işlemleri bir frez yerine 2 frez ve bir elmas disk ile hızlandırılmıştır. Cerec 3 yazılımı windows tabanlıdır. Böylece daha iyi uyum ve uygulama kolaylığı sağlamaktadır. Bu sistemde daha iyi okluzal anatomi sağlandığı için okluzal uyumlamaya gerek kalmadığı bildirilmektedir (65, 77, 146).

Cerec 3'te kullanım, uygulama alanı ve teknik açıdan bazı yenilikler getirilmiştir. Bu yenilikler:

1. Cerec 3'ün freze ünitesine ikinci elmas silindirin eklenmesi sayesinde okluzal detayların Cerec 2'ye göre daha iyi verilebilmesi
2. Cerec 3 sistemi ile bir restorasyonun tamamlanabilmesi için gereken sürenin Cerec 2 sistemine göre %27 oranında kısalması
3. Bir sonraki restorasyonun önceki şekillendirilirken tasarlanabilmesi (91, 144, 147).

Cerec 3 sistemi porselen inley, onley, parsiyel ve tam kuron yapımının yanısıra üç üniteli köprü restorasyonlarının altyapısı için In Coris ZI zirkonya bloklarını da kullanabilmektedir.Geliştirilmişağız içi kamerası ile giriş aksları ve preparasyon tek açıdan kaydedilebilmektedir. Cerec sisteminde olduğu gibi aktif triangulasyon prensibi ile alınan optik ölçülerde karşılaşılan en büyük problem 'distal gölge fenomeni' dir. Distal gölge fenomeni, kameranın cisme yansıttığı ışığın, cismin distalinde bir gölge oluşturarak görüntünün netliğini etkilemesi olarak açıklanır. Oluşan bu gölge yalnız distal yüzeyde gözlenmektedir. Geometrik prensiplere göre, distal gölgenin görüntü üzerindeki etkisi, cismin yüksekliği arttıkça ve koniklik açısı azaldıkça artar (158, 173).

Cerec 2 sistemiyle üretilen kuronların iç uyumuna, çeşitli koniklik açılarının ve preparasyon yüksekliklerinin etkisinin incelendiği bir çalışmada, distal gölge fenomeninin Cerec restorasyonların iç uyumuna etkisi araştırılmıştır. Çalışmada ilki 20 derecelik koniklik açısına ve 6 mm yüksekliğe, ikincisi 20 derece koniklik açısına ve 4 mm yüksekliğe, üçüncüsü 12 derece koniklik açısına ve 6 mm yüksekliğe ve dördüncüsü 12 derece koniklik açısına ve 4 mm yüksekliğe sahip preparasyonlardan oluşan çalışma grupları oluşturulmuştur. Her grup için 10 adet restorasyon Cerec 2 sistemiyle üretilmiş ve silikon replika yöntemiyle restorasyonların iç uyumu değerlendirilmiştir. Genel olarak incelendiğinde 12 derece koniklik açısına sahip olan kuron restorasyonlarının, 20 derece koniklik açısına sahip kuron restorasyonlarından daha iyi iç uyuma sahip olduğu belirtilmiştir. 12 derece koniklik açısına sahip preparasyonlar için üretilmiş tüm restorasyonların distal yüzeylerindeki siman aralığı değerlerinin, 20 derece koniklik açısına sahip restorasyonlardaki siman aralığı değerlerinden yaklaşık 20 μm daha az olduğu belirtilmiştir. Ancak bu iç uyum değerlerinin farkının istatistiksel olarak anlamlı olmadığı belirtilmiştir. İç uyum değerlerinin, preparasyon yüksekliğinden etkilenmediği de ayrıca vurgulanmıştır (5, 220).

CEREC sisteminin Bluecam AC, Omnicam, Apollo DI olmak üzere 3 adet ağız içi tarayıcısı ve 1 adet indirekt tarayıcı olarak InLab InEos X5masaüstü tarayıcısı bulunmaktadır (193).

Şekil 2- 1: CEREC Bluecam AC tasarım ünitesi

2.4.1. CEREC Bluecam AC ağız içi tarayıcı

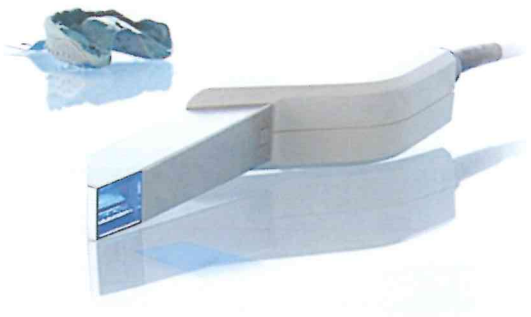
Cerec Bluecam AC, şu an dünya çapında en yaygın kullanılan ağız içi tarayıcıdır. Tarayıcı, aktif triangulasyon prensibiyle çalışır. Ayrıca, tüm yüzeyin taranabilmesi ve yansıtıcı yüzey oluşturulması için yüzey titanium dioksit toz ile homojen bir şekilde kaplanmalıdır. Işık kaynağı, 470 nm dalga boyunda mavi bir ışık yayar daha sonra ağız içi yüzeylerinden yansıyan ışık CCD (Charge coupled device) çip ile kaydedilir (134).

Triangulasyon prensibi, temel olarak yayılan ve yansıyan ışık arasındaki açısal yer değiştirme esasına dayanmaktadır. 3. boyut (z-aksı) pozisyon değiştirme değerleriyle hesaplanabilir. CEREC sistemi çizgi tarama prensibini kullanmaktadır. Bu da tek pozlamada dişin 4 defa görüntüsünün alınması demektir. Bu işlem toplamda 0.16 sn sürer. Bu pozlama süresince kamera sabit tutulmalıdır.

4 çizgi tarama paterninde çizgilerin farklı dalga boylarıda olmasından dolayı tek pozlamada birbirleri üzerlerine farklı açılarda düşerler. Bu açık ve koyu alanlar 3 boyutlu model oluşturulurken uzun ve kısa bölgeler olarak uyumlandırılır. Bluecam ile uzun çene bölgeleri görüntülenirken; tek tek görüntüleme yapılır ve bu görüntüler uygun bir şekilde uc uca eklenir (54, 140, 198).

İnterokluzal kayıt ise; karşıt dişlerin okluzalleri ve bukkal kapanışın taranmasıyla elde edilebilir. Ayrıca başka bir seçenek de ısırma kaydının taranmasıdır. CEREC yazılımının (SW4.2) en yeni versiyonunda sanal artikülator ve yüz tarama özellikleri mevcuttur. Son yazılımda hastanın 2 boyutlu yüksek çözünülürlüklü dijital bir fotoğrafı 3 boyutlu görüntüye dönüştürülebilmektedir (91).

Ana model ile dijital model arasındaki uyum farkının araştırıldığı çalışmalarda Cerec AC dijital model 50 μm (SD±21.8 mikron) varyansla ana modelden farklı bulunmuştur (53,54). Şu an için Omnicam AC ve Apollo DI için bu şekilde bir çalışma bulunmamakadır.



Şekil 2- 2: CEREC Bluecam AC ağız içi tarayıcı

2.4.2. CEREC Omnicam AC ağız içi tarayıcı

Cerec Omnicam AC de Bluecam gibi aktif triangulasyon prensibiyle çalışır. Fakat Bluecam'in aksine pudra gerektirmez ve renkli görüntüleme yapar. Ayrıca Bluecam gibi tek dalga boyunda değil farklı dalga boylarında ışık yansıtır. Bu yüzden Omnicam tek taramanın triangulasyon verileriyle uzunluğu hesaplayabilir. Tarama başına pozlama süresi kısalmıştır bu da tarayıcının titreme olasılığını ortadan kaldırır. Sistem ağız içi verileri ayrı görüntüler halinde değil video kaydına benzer şekilde görüntü akışı olarak kaydeder. Genel olarak görüntü kayıt prensibine uymak önemlidir. Posterior bölgede okluzal bölgeden kamera mesial-distal yönde hareket edecek şekilde görüntü alınır. Daha sonra lingual ve vestibular bölgeler mesialden distale doğru taranır. Anterior bölgenin taranmasına premolar bölgelerin görüntülenmesi ile başlanmalı ve daha sonra anterior dişlerin lingual ve vestibular

bölgeleriyle devam edilmelidir. Ağız içi tarama karşıt dişlerin okluzal yüzeylerinin taranması ile bitirilmelidir (54).

Cerec Omnicam, Bluecam ile aynı yazılımı kullanmaktadır; fakat aralarında önemli tek bir fark bulunmaktadır. Omnicam ile alınan görüntülerde dijital modellemeden önceki safhada iyi taranmamış bölge çıkartılabilir ve tekrar istenilen bölgede tarama yapılabilir. Bu özellik ayrıca tedavi öncesi görüntünün ayrı bir dosya halinde depolanması ve istenildiği zaman ulaşılabilmesine olanak sağlar. Fakat bu dosyalar oldukça büyük bir yer kapladığı için 3 boyutlu model hazırlanmadan once kaydedilmelidir aksi takdirde otomatik olarak sistem tarafından silinir (9, 219).

Şekil 2- 3: CEREC Omnicam AC ağız içi tarayıcı

2.4.3. CEREC Apollo DI ağız içi tarayıcı

Sirona (Bensheim, Almanya) tarafından Apollo DI ağız içi tarayıcı özellikle dijital ölçü almak amacıyla üretilmiştir. Herhangi bir chair-side üretim CAD/CAM teknolojilerini desteklememektedir. Ve bu şekilde bir sistem geliştirilmesi planlanmamaktadır. Tarama yapılmadan önce hazırlayıcı sprey yüzeye uygulanmalıdır. Bu sprey gri renkli, siyah ve beyaz partiküller içeren toz şeklindedir ve homojen bir yüzey oluşturmak için kullanılır. Oluşan homojen yüzey sayesinde farklı yönlerden de tarama işlemi yapılabilir (16).

Şekil 2- 4: CEREC Apollo DI ağız içi tarayıcı

2.4.4. CEREC InLab InEos X5 masaüstü tarayıcı

Laboratuvar kullanımı için en son üretilen tarayıcıdır. Lazer tarayıcı ile çalışma modelin dijital görüntüsü alınır. Sistemin inEos X5 kısmı; tarayıcı, bilgisayar ve inLab 3D tarayıcı-tasarım yazılımını içermektedir. InEos X5 kısmının dışında frezeleme ve sinterleme cihazı da sistemde bulunmaktadır (Şekil: 2-5).

InEos X5, daha önceki tarayıcı InEos Blue' dan farklı olarak 5 akslıdır. Robot kol sayesinde, modeli 5 aksta hareket ettirerek görüntü alır. Ayrıca manuel tarama seçeneği de bulunmaktadır. Otomatik odaklama ile daha hızlı görüntü elde edilmektedir ve bir çeneyi tamamen taraması yaklaşık 10 sn sürmektedir.

Tasarım yazılımında (inLab SW 4.2) bulunan patentli "biogeneric" özelliği ile hastanın mevcut dişlerine benzer morfolojide restorasyon yapılabilir. Bu şekilde yazılımda mevcut standart diş şekilleri değil, bireysel olarak her hastaya uygun morfolojide restorasyon yapılabilmektedir. Ayrıca bu yazılımla alt yapı ve üst yapı beraber tek aşamada tasarlanabilmekte, kişiye özel abutment tasarımı ve üretimi yapılabilmektedir. (164, 226).

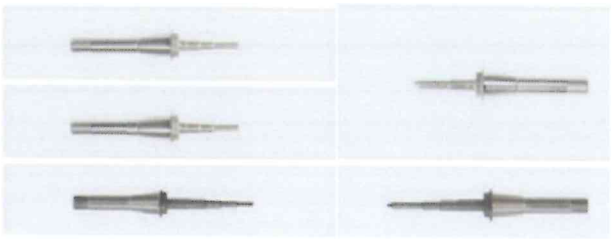
2.4.5. Cerec InLab MC XL aşındırma ünitesi

Cerec MC XL 2x4 akslı bir cihaz olup, 2 freze motoruna sahiptir (Şekil2-5). Bu seride amaçlanan hızdan ödün vermeksizin hassasiyetin artırılmasıdır. Cerec 3 ve inLab freze cihazlarına göre aşındırma süresi %60 oranında kısalmıştır. Önceki cihazlarla 3 üyeli bir geçici köprü protezi yaklaşık 30 dk. da aşındırılırken, MC XL ile 10 dk. da aşındırma tamamlanmaktadır. Ayrıca yeni seri ile önceki sistemlerde

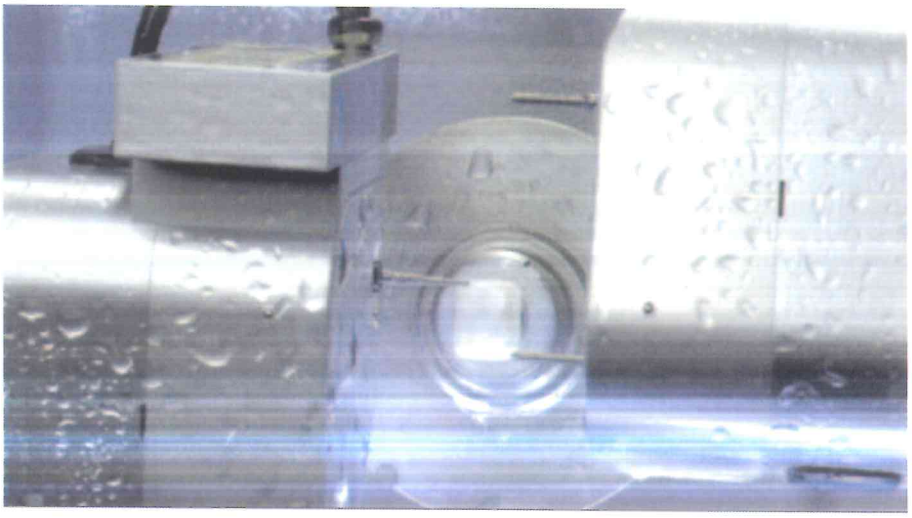
kullanılan blokların (40x19x15,5mm) hemen hemen iki katı boyutunda (85x40x22mm) bloklar kullanılabilmektedir (214).

Frez boyutları da 20mm' ye kadar uzatılmıştır, bu sayede daha derin bölgeler de hassasiyet ile kazınabilmektedir (Şekil2-6) (183).

Şekil 2- 5: CEREC Ineos Inlab Sistemi



Şekil 2- 6: Cerec MC XL farklı çaplarda ve şekillerde frez görüntüleri



Şekil 2- 7: Cerec MC XL motor kolların görüntüsü

2.5. E4D CAD/CAM sistemi

E4D Dentist sistemi, 2008 yılının başlarında E4D Teknolojileri LLC (Richardson,TX) tarafından tanıtılmıştır. Bilgisayar ve monitörden oluşan tasarım ünitesi, lazer tarayıcı başlık ve ayrıca kazıma ünitesinden oluşmaktadır.

Dijital ölçü İntraoral Digitizer adlı ağıziçi tarayıcı ile elde edilir. Alınan görüntülerle yazılımda ICEeverything adı verilen 3 boyutlu modeller elde edilir. Bu 3D ICE sistemi restorasyon marjinlerinin belirlenmesini kolaylaştırır. Dokunmatik ekran kullanılarak restorasyon veya preperasyon her açıdan uygunluk ve hassasiyeti değerlendirmek için rahatça incelenebilir. Karşıt arkın taranması gerekli değildir. Bir ölçü maddesiyle elde edilen kapanış hazırlanmış diş üzerine yerleştirilerek taranır. Komşu dişlerin de görüntüye girmesiyle tüm bu elde edilen veriler restorasyon dizaynında çakıştırılarak kullanılır. E4D sistemi preperasyonlardaki bitim sınırlarını otomatik olarak belirler. Diş hekimi tarafından bu sınırlar onaylandığında Autogenesis isimli tasarım programı anatomik veritabanını göz önüne alarak restorasyon dizaynı yapar. CEREC sisteminde olduğu gibi operatör restorasyon üzerinde modifikasyonlar yapılabilmektedir. ICEverything View ile 3 boyutlu görüntülerde, yumuşak ve sert dokunun ayırt edilmesi, restorasyon çevresi ve ağız içi ortamı net bir şekilde görülmektedir. Aynı anda 16 üyeye kadar restorasyon tasarımı yapılabilen DentaLogic yazılımına sahip olan cihazın "autogenesis" özelliğiyle anatomik yapılara uyumlu kişisel tasarım yapılmaktadır.

CEREC 3 sistemi gibi E4D Dentist (E4D Teknolojileri, Richardson,TX) sisteminin de benzer avantaj ve dezavantajları bulunmaktadır. Malzeme çeşitliliğinin

CEREC 3 kadar fazla olmaması sistemin dezavantajı olarak belirtilmiştir. E4D Dentist sistemi ile uyumlu olarak lösitle güçlendirilmiş seramik bloklar, lityum disilikat bloklar, nanoseramik ve kompozit bloklar bulunmaktadır (94, 165).

Şekil 2- 8: E4D Dentist CAD/CAM sistemi

2.5.1. IntraOral Digitizer ağız içi tarayıcı

Ağız içi tarayıcı (IntraOral Digitizer); fiber optik kablolu lazer kaynağı, bağlayıcı ve bir detektör içermektedir. Bağlayıcı, ışık kaynağından gelen ışık demetini 2 yörünge halinde böler. İlk yörüngedeki ışık, görüntüleme optiklerine, buradan da tarayıcı aynaya yönlendirilir. Tarayıcı ayna , ışık demetini hazırlanmış diş yüzeyine yönlendirir. İkinci yörüngedeki ışık demeti ise yansıtıcıya yönlendirilir. İkinci yörüngedeki ışık demeti optik geciktirici yol parametrelerine göre hesaplanmış, yörünge uzunluğu belli kontrollü bir ışık demetidir.Hazırlanmış diş yüzeyi üzerinden yansıyan ışık, tarayıcı ayna ile optik geciktirici yoldan gelen kontrollü ışık demeti ile birleştirilir. Birleşen ışık demeti, fiber optik kablo ile görüntüleme sistemine aktarılır (17).

Düşük eş evreli (koherent) ışık kaynağı ve bilinen bir varyasyona göre değişen ışık yörüngesi ile lazer dijitalleştirici Optik Koherent Tomografi (OCT) sensörünü ya da düşük koherent yansıtıcı sensörünü meydana getirmiş olur.

Odaklayıcı optik uçlar; lazer ışık demetinin odağını değiştirebilmek ve eş odaklı sensör gibi davranabilmek için konumlandırma aygıtı üzerine yerleştirilmiştir (23, 44).

Lazer görüntüleme ile parçalar halindeki veriler iki ya da daha çok üç boyutlu haritaların birleştirilmesiyle temel olarak aynı pozisyonda örnekler elde edilir. Her üç boyutlu harita ölçümü için gerekli süre düşürülür. Ağız içi tarayıcı ile hasta arasında göreli hareket efektleri düşürülür. Birbirine bağlanan üç boyutlu haritalar yazılım ile bozukluk olmadan net bir görüntüye dönüştürülür. Her bağlantı arasında işlemcinin hareket kümesi kendi içinde referans noktaları aracılığıyla matematiksel olarak takip edilir. İşlemci hareket kümesi daha sonraki analizlerde ortadan kaldırılır (20, 106).

Ağız içi tarayıcının (IntraOral Digitizer) uç vertikal yüksekliği CEREC sistemindeki uçtan azdır dolayısıyla hastanın posterior bölgelerde tarama için ağzını az açması sorun oluşturmadığı belirtilmiştir. İyi ölçü işlemi için E4D sisteminde bölgede herhangi bir ajanın (pudra) kullanımı gerekmemektedir. Uygun retraksiyon ve kanama kontrolü yapıldıktan sonra tarama ucunun konumlandırmasıyla tarama işlemi kolayca ve hızlıca başlatılabilir. Tarama ucu bölgeden belli bir uzaklıkta tutulmalıdır; bu mesafe tarama ucunda yer alan plastik uçlar sayesinde kolayca sağlanır. Bu stopların komşu dişlere oturturmasıyla yeterli mesafede ve net görüntüler elde edilir (49, 59).

2.5.2. E4D mill freze sistemi

E4D freze sistemi 3 akslı bir sistem olup, inley, onley, laminate ve tek kuron restorasyonlarını çeşitli materyallerden üretebilmektedir. Sistemde; lösit ile güçlendirilmiş seramik bloklar (IPS Empress CAD, Paradigm C), lityum disilikat ile güçlendirilmiş seramik bloklar (IPS Emax CAD) ve kompozit bloklar (Paradigm MZ 100) ince grenli elmaz frezler ile kazınabilmektedir. İdeal aşındırma performansı ve restorasyon kalitesi için her materyal için aşındırma planı yapılır. Çift motor ile iki yönden restorasyon kazınır. Otomatik frez değiştirme sistemi mevcuttur. Bu sistem sayesinde, kırık ya da eskimiş aletler otomatik olarak değiştirilmektedir. Dijital ve dokunmatik ekran sayesinde yapılmakta olan restorasyonlar takip edilebilmektedir (4, 165, 206).

2.6. 3SHAPE CAD/CAM sistemi

3Shape CAD Dental tasarım yazılımı altyapı, kuron ve köprü üretimi için geliştirilmiş bir sistemdir. Orjinal olarak D-500, D-700, D-800 masa üstü tarayıcılarla; TRIOS ağız içi tarayıcı ile kullanılsa da diğer tarayıcılar ve kazıma üniteleri ile de uyumludur (Şekil 2-7). 3Shape CAD-CAM sistemi için diş hazırlığında istenen belli bir hazırlık şekli yoktur. Tüm hazırlanmış diş yüzeyleri üzerine altyapı tasarımı uygulanabilmektedir (48, 59).

3Shape Dental Sistem (Kopenhag, Danimarka) TRIOS ağız içi ölçü sistemlerinde 4 farklı sistem sunmaktadır. Bu sistemlerin ikisi renkli versiyon (TRIOS Color Cart ve TRIOS Color pod), diğer ikisi standart (renkli olmayan) versiyonlardır. 'Cart' olarak geçen birimler, mobil aygıtlardır. 'Pod' olarak geçen birimler ise normal bir bilgisayara us bile bağlanabilen üç ayaklı platform üzerindeki tarayıcıdan oluşur. Bu sistemin ayrıca Bluetooth ile iPad'e bağlanabilme özelliği de vardır (62, 100).

Standart sistemlerde ağız içi görüntüler 3 boyutlu fakat renksiz olarak görüntülenebilir. Renkli sistemlerde ağız içinin gerçek durumuna daha yakın görüntüler elde edilebilir. Renkli görüntülemenin bir avantajı da marjin sınırlanının daha iyi belirlenebilmesidir. Sistem, 2 gövdeden fazla komşulukta olmayacak şekilde 5 üyeli köprü ve kuron tasarımına izin vermektedir. Ayrıca alınan görüntüde istenmeyen bölgeler kesme gereciyle çıkartılabilir. Ayrıca bitim sınırı boyunca yeterli görünmeyen bölgeler çıkarılabilir, tekrar taranabilir ve yerleştirilebilir. Tam tersi daha once taranmış bir alan varsa bu alan çıkartılabilir (57).

Sistem, ağızda az sayıda diş bulunduğunda ya da dişsiz ağızlarda alt üst çene ilişkisini belirlemek söz konusu olduğunda kısıtlanmaktadır. Ağız içinden alınan görüntüler sistem tarafından STL formatında CAD sistemine aktarılacak şekilde kaydedilir. 3Shape CAD (3Shape), DWOS (Dental Wings Open Software), Dental CAD (Exocad) bu formatla uyumlu sistemlerdir. Üretilecek olan restorasyon CAD yazılımı kullanılarak tasarlanır ve üretim için CAM sistemine yani kazıma ünitesine aktarılır böylece restorasyon üretim aşamaları tamamlanmış olur (3, 48).

Şekil 2- 9: 3Shape TRIOS Cart tasarım ünitesi

2.6.1. 3SHAPE TRIOS ağız içi tarayıcı

Tarama işlemi, yapılandırılmış ışık ve paralel konfokal mikroskopi kombinasyonundan oluşan 'Ultra hızlı optik kesitleme' prensibi ile yapılmaktadır. Kamera ilgili bölge üzerinde gezdirilirken ekranda eş zamanlı video görüntüsü görülebilir. Tarama işlemine posterior dişlerin okluzal kısımlarından başlanır. Daha sonra fasiyal ve bukkal yüzeyler taranır. Tarama işlemi tamamlanıp üç boyutlu model elde edildikten sonra TRIOS okluzal açıklık ölçüm özelliği ile hazırlanmış diş ve antagonist arasındaki mesafe ölçülebilir. Renk kodlarıyla yeterli mesafe olup olmadığı sistem tarafından gösterilir. Ayrıca sistemin giriş yolunu kontrol eden ayrı bir yazılım gereci de içermektedir (17, 111) (Şekil 2-8).

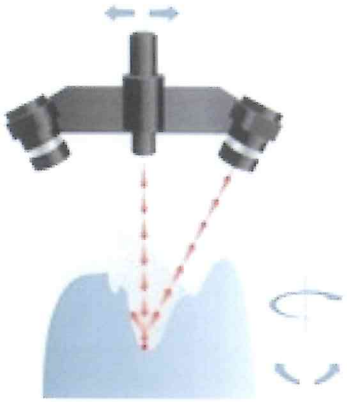
Şekil 2- 10: TRIOS ağız içi tarayıcı

2.6.2. 3Shape D700 masa üstü tarayıcı

D700 masa üstü tarayıcı ile konvansiyonel ölçü, post kaviteleri taranabilir; 16 üyeye kadar köprü restorasyonları, derin inley kaviteleri, implant üstü restorasyon ölçüleri kolaylıkla elde edilebilir. İki adet 1.3 megapiksel kameraya sahiptir. Mevcut tablası ile alçı modeli 3 eksende hareket ettirerek taramayı kolaylaştırır (Şekil 2-9, Şekil 2-10).

Tek üye yaklaşık 25-30 sn'de, üç üye yaklaşık 100-125 sn'de, tüm model 60-75 sn'de taranabilmektedir (41, 72).

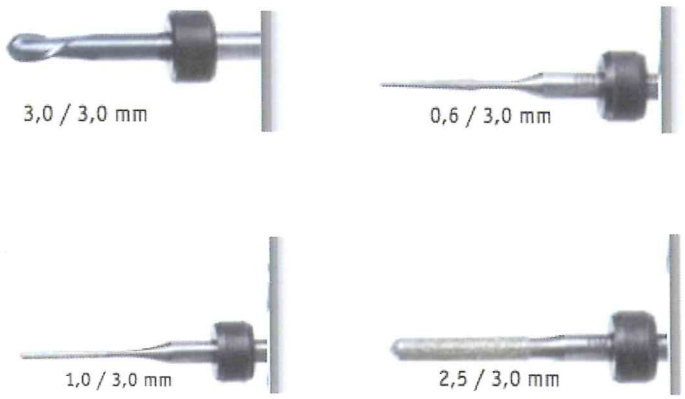
Şekil 2- 11: D700 masa üstü tarayıcı



Şekil 2- 12: İki kamera ve üç aks ile tarama metodu

2.7. Coritec 340i (İmes-icore, GmbH, Eiterfeld, Almanya) freze sistemi

4 akslı bir freze cihazıdır. Farklı materyalleri kazıma için farklı frezler mevcuttur ve frezlerin yüzeyleri elmas kaplıdır. 16 üyeye kadar kuru ve ıslak kazıma yapabilmekte, zirkonyum oksit, aluminyum oksit, kompozit, mum ve cam seramik bloklar kazınabilmektedir. 98,5 mm çaplı bloklar için özel bir tutucu mevcuttur. Kuron, köprü restorasyonları, inlay, onley, laminate veneer restorasyonları üretebilmektedir (86, 214).



Şekil2- 13:Coritec 340i (İmes-icore, GmbH, Eiterfeld, Almanya) freze

2.8. Freze cihazları hakkında genel bilgi

Freze cihazları aks sayılarına göre şu şekilde sınıflandırılabilir;

- 3 akslı freze cihazları
- 4 akslı freze cihazları
- 5 akslı freze cihazları

3 akslı freze cihazları: bu tip cihazlar 3 düzlemde (X,Y,Z) belli derecelerde hareket edebilir. Bu yüzden, freze yolu bu düzlemler üzerinde tanımlı olmalıdır. Dolayısıyla restorasyon üzerinde, düzlem üzerinde olmayan kompleks geometrili bölgelerin aşındırılması mümkün değildir. Bu bölgelerde aşındırma düzlemin elverdiği kadar

yapılabilmektedir. Dental alandan kullanılan bu cihazların motor kolları, restorasyon iç ve dış yüzeyini kazıyabilmek için 180° rotasyon yapabilmektedir (20, 29).

3 akslı cihazların avantajları:

- kısa aşındırma süresi
- düşük maliyet
- kontrol kolaylığıdır.

Örnek olarak, Cerec inLab (Sirona, Bensheim, Almanya), E4D mill (E4D Teknolojileri LLC, Richardson,TX), Lava (3M Espe, St. Paul, MN,ABD), Cercon Brain (Degudent, Hanau, Almanya) sistemleri gösterilebilir (8, 10).

4 akslı cihazlar: 3 düzleme ek olarak, materyalin yerleştirildiği kol da eş zamanlı olarak hareket edebilmektedir. Böylece, bölümlü sabit protezlerin üretimi, fazla vertikal yer değiştirmeye gerek kalmadan yapılabilir. Bu da materyal ve zaman kaybını önler. Örnek olarak, Cerec MCXL (Sirona, Bensheim, Almanya), Coritec 340i (İmes-icore, GmbH, Eiterfeld, Almanya), Zeno 4820 MI (Wieland-dental) sistemi gösterilebilir (72, 86).

5 akslı cihazlar: 3 aksa ek olarak, rotasyon yapabilen materyal tutucu aks ve ayrıca 5. aks olarak, freze kollarının bulunduğu bölgenin de hareket etmesi söz konusudur. 5. aksın varlığı, kompleks geometrili, 3 düzlem üzerinde bulunmayan bölgelerin de hassas kazanmasına imkan tanır. Özellikle, mandibulada destek diş olarak seçilen, mesiale devrilmiş molar dişler üzerine tasarlanan tek kuron ve çok üyeli restorasyonların aşındırılmasında önemlidir. Örnek olarak, Everest Engine (Kavo), Cercon Expert (Degudent), Lava CNC 500 (3M ESPE), Zenotec Ti (Wieland-Dental), HSC aşındırma cihazı (Straumann CAD/CAM), Coritec 450i (İmes-icore, GmbH, Eiterfeld, Almanya) sistemleri gösterilebilir (56, 214).

2.9. Diğer ağız içi tarayıcılar

Dental CAD/CAM sistemlerin gelişimiyle birlikte günümüzde çok sayıda firma ağız içi tarayıcı geliştirmiştir.

2.9.1. Itero ağız içi tarayıcı

Itero ağız içi tarayıcı, Cadent tarafından tanıtılmış olup, ilk çıkan pudrasız tarayıcı sistemlerindendir. Itero sistemi sadece tarayıcı olarak bulunmaktadır, hastabaşı CAD/CAM sistemi olarak planlanmamıştır (Şekil 2-14). Itero tarayıcı, parallel konfokal görüntüleme yöntemiyle yüksek çözünürlüklü, STL formatında görüntüler elde edebilmektedir. Kameradan yayılan yaklaşık 100.000 paralel lazer demeti, taranan yüzeyden yansır ve tekrar kameraya döner. Görüntünün 3. boyutu, yansıyan demetin 300 farklı derinliğe sahip optik alana çarpmasıyla hesaplanır. Optik alana çarpan en yoğun noktalara göre göreceli 3. Boyut tanımlanır. Işık demetinin transvers ve horizontal yönde odak alanına çarpmasıyla oluşan ışık noktalarının maksimum yoğunluklarının ölçülmesi sonucu spesifik nokta pozisyonları (SPP) tanımlanabilir. Buna ek olarak görüntüleri daha yüksek hassasiyetle elde etmek amacıyla farklı pozisyonlarda görüntü alınabilir (57, 112).

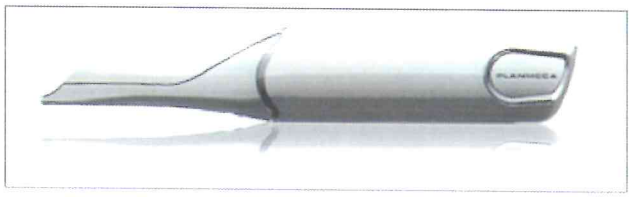
Sistemde hedef bölge tanımlanmış ise; sistem kullanıcıyı hangi bölgeyi hangi açıyla taraması gerektiği konusunda uyarır. Itero tarayıcı ile tarama yapılırken tarayıcının yüzey aksına dik olarak konumlandırılması önerilmektedir (54, 172).

Şekil 2- 14: Cadent itero ağız içi tarayıcı sitemi

2.9.2. Planscan ağız içi tarayıcı

Planmeca (Helsinki, Finland), dental unite entegre olacak şekilde tasarlanmıştır. Ayrıca bilgisayar sistemine bağlı ayrı bir ünite de mevcuttur. Planscan, pudrasız sistem olmakla beraber, verileri STL formatında açık sistem

olarak kaydetmektedir. Tarayıcı, mavi ışık ve triangulasyon sistemine bağlı olarak çalışmaktadır (Şekil 2-15) (64).



Şekil 2- 15: Planscan ağız içi tarayıcı

2.9.3. Bluescan-I ağız içi tarayıcı

Atron 3D (Klagenfurt, Avusturya) tarafından pazardaki en hafif ve en küçük ağız içi tarayıcı olarak tanıtılmıştır. Sistem, pudra (toz ajan) gerektirmez ve bilgisayar sistemine bağlı olarak çalışır. Ayrıca STL formatında veri kaydeden açık bir sistem olarak tasarlanmıştır. Tarayıcı, LED ışık kaynağı ile eş zamanlı stereovizyon teknolojisi ile çalışmaktadır (Şekil 2-16) (64, 172).

Şekil 2- 16: Bluescan-I ağız içi tarayıcı

2.9.4. Carestream-CS 3500 ağız içi tarayıcı

Carestream Dental (Atlanta, GA, ABD) tarafından tanıtılan CS3500 ağız içi tarayıcı devamlı görüntüleme ile pudra olmaksızın üç boyutlu görüntü elde etmektedir. Bilgisayara bağlanabilmektedir. Işık rehberli sistem ile görüntüleme yapar. Değişik renkli yanıp sönen LED ışıklar ile kullanıcıyı görüntünün tam olarak alınıp alınmadığı konusunda bilgilendirir. Tarayıcının hastabaşı CAD/CAM sistemleri ile uyumlu tasarlandığı bildirilmiştir (Şekil 2-17) (16,172).

Şekil 2- 17: Carestream CS 3500 ağız içi tarayıcı

2.9.5. MIA3d ağız içi tarayıcı

Densys 3D (Migdal Ha'Emek, Israil) tarafından açık sistem olarak tanıtılmıştır. Taramadan önce yüzeyin pudra ile kaplanması önerilmiştir (Şekil 2-18) (172).

Şekil 2- 18: MIA3d ağız içi tarayıcı

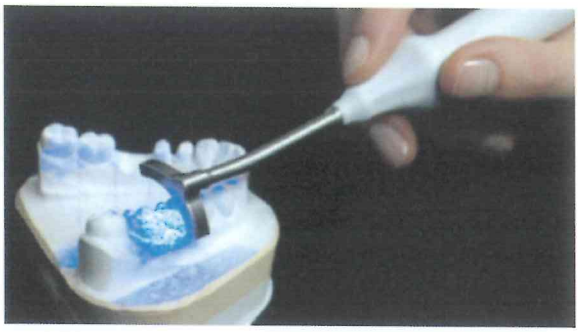
2.9.6. Lythos ağız içi tarayıcı

Ormco Corporation (Orange, CA, ABD) pudra gerektirmeyen ağız içi tarayıcı 2013 yılında tanıtmıştır. Esas olarak ortodontik dijital ölçü almaya yönelik olarak üretilmiştir (Şekil 2-19) (172).

Şekil 2- 19: Lythos ağız içi tarayıcı

2.9.7. DigImprint ağız içi tarayıcı

Steinbichler Optotechnic GmbH (Neubeuern, Almanya) tarafından 2013 yılında tanıtılmıştır. Digimprint ağız içi tarayıcı Aachen ve Münih üniversiterleriyle işbirliği ile geliştirilmiştir. Son derece küçük olarak tasarlanan tarayıcı, tarama işlemi öncesi pudra kullanımı gerektirmektedir. Triangulasyon prensibiyle çalışır ve tarayıcı içinde toplam 4 kamera, 3 projektör mevcuttur. İç uyum ya da kenar uyumu ile ilgili herhangi bir veri mevcut değildir (Şekil 2-20) (172, 201).



Şekil 2- 20: DigImprint ağız içi tarayıcı

2.9.8. Intrascan ağız içi tarayıcı

Zfx (Dacham, Almanya) tarafından 2013 yılında tanıtılmıştır. Her CAD yazılımı ile kullanılabilir STL formatında veri kaydededen, toz ajan gerektirmeyen konfokal ölçüm prensibine dayalı çalışan bir ağız içi tarayıcıdır (Şekil 2-21) (132).

Şekil 2- 21: Zfx Intrascan ağız içi tarayıcı

2.9.9. LAVA C.O.S ve True Definition ağız içi tarayıcı

Lava C.O.S Chairside Oral Scanner (3M;St. Paul, MN,USA) ilk olarak 2007 IDS'te tanıtılmıştır (Şekil 2-22). Bu tarayıcının bir gelişmiş versiyonu olan True Definition tarayıcı ise 2013 yılında IDS'te tanıtılmıştır. Her iki sistem de aktif wavefront sampling prensibi ile çalışmaktadır. 3M bu prensibi insan görme sistemi ile kıyaslamaktadır. İnsan görme sistemi, uzaydaki 3 boyutlu konumu ayırt eder ve uzaklığı tahmin eder. Uzaklık tahmini her iki gözle yapılır. Sağ ve sol göz kafa üzerinde farklı konumlandığı için obje cok az da olsa farklı uzaklıkta algılanır. Sağ ve sol gözden iletilen verilerle beyin uzaktaki objenin tahmini uzaklığını hesaplayabilir. Aktif wavefront sampling prensibi de benzer şekilde çalışır. Tarayıcı içine yerleştirilen kamera objeyi farklı açılardan görüntüler ve sistem bu verileri kullanarak objenin uzaysal konumunu hesaplar. Patent özelliklerine göre çalışma prensibi şu şekilde özetlenmiştir. Aktif wavefront sampling dönen diyafram açıklığı prensibini temel alır. Kısaca oluşan mavi ışık eksentrik hareket eden diyafram açıklığı tarafından geçer. Dönen örnekleme diski yansıyan ya da geçen ışık yolu üzerinde bulunmaktadır. Hassas görüntüleme için, tarayıcının kamera ucu taranan objeye göre hareketli olmalıdır. Obje üzerindeki P1 noktası, görüntüleme alanı üzerinde T1 zaman noktasındaP1' noktası olarak görünür. Diyafram açıklık diski hareket ettikçe T2 zaman noktasında P1'' olarak başka bir görüntü oluşur. Hareketin yarıçapı,lens kurvaturu ve yansıtılan mavi ışığın dalga boyu, P1' ve P1'' için 2 boyutlu görüntü yer değiştirme verileri gibi parametreler bilindiği için uzaydaki eşleşen üç boyutlu koordinatlar hesaplanabilir (78, 164, 167, 186).

Lava C.O.S'un tarayıcı kamerası 192 LED ve 22 lens sistemi içerir.

3 boyutlu ölçü almada kullanılan sistemi Active Wavefront Sampling olarak adlandırılır. Çalışma prensibi 3 boyutlu görüntülerin bir hareket halinde video

halinde yakalanması formatına dayanmaktadır. Lava C.O.S saniyede 20 adet 3D video verisi yakalama özeliğindedir. Mevcut tek tıklama presedürlerinin yanında Lava da "3D in Motion" adı verilen devam 3 boyutlu video elde edilmesi mümkündür (187, 203).

Tarama işlemi;

Diş preperasyonu ve retraksiyonunun ardından tüm ark kurutulur ve hafifçe özel tozuyla kaplanır. Her yere çok yoğun bir şekilde toz spreylenmesine ihtiyaç duyulmaz. Tarama sırasında yanıp sönene mavi ışık gözlenir. Dişhekimi tarayıcı ucu okluzal ve bukkal yüzeylerde, sonrasında dalingual yüzeylerde gezdirir. Çizgisel tarama ilk başlanılan diş üzerine tekrar gelindiği zaman tamamlanır. Tarama sonrasında preperasyon her açıdan döndürülüp, yakınlaştırılıp uzaklaştırılabilir ve gerekirde 3D görünümden 2D görünüme dönülebilir. Her şey onaylandıktan sonra arkın hızıca tekrar bir taraması yapılır ve ilk taramada eksik olan bölümler var ise bu hızlı tarama ile bu alanlar tamamlanır (107, 206).

Daha sonra dişler okluzyonda iken bukkal yüzeyler de hafifçe tarama tozuyla kaplanarak bu alanların da taraması yapılır.

Tüm taramalar tamamlandıktan ve diş hekimi laboratuvar için dijital bir form doldurduktan sonra taraması yapılan görüntü kablosuz olarak laboratuvara gönderilir. Teknisyen de özelleşmiş yazılım sistemlerini kullanarak aynen alçı modellerde olduğu gibi yalancı kök formu oluşturup marjinleri ortaya çıkarır. Restorasyon tasarımı yapılarak istenilen restorasyon tipine göre CAM ile üretimi gerçekleştirilir (164, 192).

Şekil 2- 22: LAVA C.O.S ve True Definition ağız içi tarayıcı

2.10. GC Aadva (GC Corporation, Tokyo, Japonya) masa üstü tarayıcı

Bünyesinde iki adet LED ışıklı kamera bulundurur. Modelin yerleştirildiği tablada farklı referans noktaları bulunmaktadır. Alınan görüntüler bu referans noktalarına göre birleştirilir ve STL formatında görüntü kaydedilebilir.

Modelin yerleştirildiği tabla istenilen bölgelerin görüntülenebilmesi amacıyla x ekseni merkezinde geniş açıyla hareket edebilir. Tek üye taramanın yaklaşık 50 sn., tüm ağız model taramanın ise yaklaşık 2 dk. olduğu yapılan testler sonucunda bildirilmiştir (53, 54) (Şekil 2-23).

Şekil 2- 23: GC Aadva (GC Corporation, Tokyo, Japonya) masa üstü tarayıcı

Tablo 2- 1:Bazı tarayıcılara ait bilgiler

Tarayıcı	Firma adı	Çalışma Prensibi	Işık Kaynağı	Görüntüleme tipi	Toz ajan kullanımı	Freze sistemi	Görüntü Formatı
Cerec AC Bluecam	Sirona Dental Sistemler GmbH(Almanya)	Aktif triangulasyon ve optik mikroskopi	Görülebilen mavi ışık	Çoklu Görüntüleme	Gerektirir	Var	Özel format (Kapalı sistem)
Cerec AC Omnicam	Sirona Dental Sistemler GmbH(Almanya)	Aktif triangulasyon Statik çizgisel projeksiyon	Beyaz ışık	Video	Gerektirmez	Var	Özel format (Kapalı sistem)
E4D IntraOral Digitizer	E4D teknolojileri, LLC (USA)	Optik koherent tomografi ve konfokal mikroskopi	Lazer	Çoklu Görüntüleme	Tercihe göre	Var	Özel format (Kapalı sistem)
3Shape Trios	3Shape A/S (DK)	Ultrahızlı optik kesitleme	Belirtilmemiş	Video	Gerektirmez	Yok	STL
Lava™ C.O.S	3M ESPE (ABD)	Aktif dalga örneklemesi	Kesintili görülebilir mavi ışık	Video	Gerektirmez	Yok	Özel format (Kapalı sistem)
Itero	Cadent Inc (IL)	Paralel konfokal mikroskopi	Kızıl Lazer	Çoklu Görüntüleme	Gerektirmez	Yok	Özel ve STL
Cerec Inlab InEos	Sirona Dental Sistemler GmbH(Almanya)	Çizgisel ışık projeksiyonu	Lazer	Video	Modelin yapısına göre gerekebilir	Var	Özel format ve STL
3 Shape D700	3Shape A/S (DK)	Çizgisel ışık projeksiyonu	Kızıl lazer	Video	Gerektirmez	Yok	STL
GC Aadva	GC Corporation (ABD)	Belirtilmemiş	Mavi LED ışık	Video	Gerektirmez	Yok	STL

2.11. CAD/CAM sistemlerinde kullanılan materyaller

2.11.1. Cam seramik bloklar

2.11.1.1. Feldspatik seramik bloklar

Cam matriksteki felspar oranı % 30'dur. % 60-64 oranında SiO_2 ve % 20-23 oranında Al_2O_3 içerir. Kırılma direnci 110-160 MPa, elastiklik modülü ise 45-63 GPa'dır. Standart, kontrol altında, endüstriyel olarak üretilmesi ve vakum altında sinterlenmesi laboratuvarda sinterlenen seramiğe göre daha homojen ve stabil bir mikroyapıya sahip olmasını sağlar (15).

Abrazyon dirençleri doğal dişe çok yakındır bu nedenle doğal antagonist dişlerde çok daha az aşınmaya neden olur. Cilalanma özelliği geleneksel tabakalama yöntemiyle yapılan üst yapı porselenlerine göre daha iyidir. Ağız içinde kolayca cilalanabilir.

Monokromatik bloklar, 2 kromalı bloklar ve polikromatik bloklar olmak üzere 3 çeşit feldspatik seramik blok vardır. Monokromatik blokların ideal estetik beklentileri her zaman karşılayamaması nedeniyle polikromatik bloklar geliştirilmiştir. 2 kromalı bloklarda bloğun ortasında küresel bir dentin çekirdeği ve onu saran translusent mine tabakası vardır. Bu bloklarda renk geçişi bant şeklinde değil, dentin ve mineyi taklit etmek için 3 boyutlu olarak bir yay şeklinde yapılmıştır.

Polikromatik bloklar tek renk bloklara kıyasla daha estetik sonuçlar vermektedir. Servikalden insizale dişin doğal renk ve geçirgenliğini verebilmek için farklı renk doygunluğu ve ışık geçirgenliği özelliklerini tek blokta bulundurmaktadır. Böylece doğal dişin optik özelliklerini kopyalayarak mevcut doğal dentisyon ile restorasyonun bütünleşmesini sağlamaktadır (34, 39).

Feldspatik seramik bloklarla İnley onley laminate veneer ön arka bölge kuron protezleri yapılabilirkenköprü protezleri ve endokuron restorasyonları için yeterli kırılma direncine sahip değillerdir.

Sirona (Bensheim, Almanya) ve Vita (Zahnfabrik,Almanya) firmaları tarafından üretilen çeşitli feldspatik seramik blokları mevcuttur. Zaman içerisinde bloklarda yapılan yeniliklerle restorasyonların ışık geçirgenliği arttırılmış, yeni renk seçenekleri oluşturulmuştur (193, 212).

Sirona firmasının monokromatik ve polikromatik olarak geliştirilen iki grup bloğu mevcuttur. Vita firmasının ise günümüzde kullanılan, monokromatik bloğu Vitablok mark II dir , Polikromatik olan Vitablok Triluxe tek blokta 3 farklı renk doygunluğu ve ışık geçirgenliğine sahiptir. Renk doygunluğu ve florosans özellikleri arttırılarak Vitablok Triluxe forte üretilmiştir ve 4 farklı renk doygunluğuna sahiptir. Vitabloks reallife ise 2 kromalıdır, içindeki dentin çekirdeği ve onu saran translusent mine tabakasından dolayı laminate veneer ve ön bölge kuron protezlerinde kullanımı endikedir (211, 213).

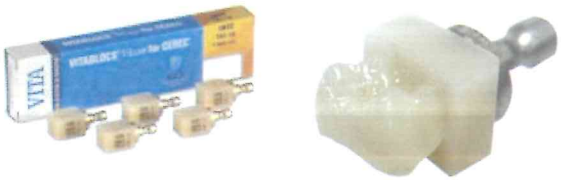
Vita Mark II bloklar, ince grenli seramik tozlarıyla, neredeyse hiç gözeneksiz yapı oluşturacak şekilde üretilmektedir (Şekil 2-21). Böylece, daha dayanıklı ve daha iyi cilalanabilen restorasyonlar elde edilir. Cilalandığında yaklaşık 130 MPa bükülme dayanımına sahipken glazür işleminden sonra 160 MPa'a kadar artmaktadır. Bu değer konvansiyonel yöntemle üretilen bir çok feldspatik porselenin dayanıklılık değerlerinin yaklaşık 2 katıdır (210).

Vitablok Triluxe; tek blokta 3 farklı renk doygunluğu ve ışık geçirgenliğine sahiptir. Kole bölgesindeki tabaka en yüksek kromaya sahipken, en üstteki tabaka yüksek ışık geçirgenliği ve en düşük kromaya sahip tabakadır. Doğal dişlerin optik özelliklerini yansıtmak için uygundur (Şekil 2-22).

Vitablok Triluxe; renk doygunluğu ve florosans özellikleri arttırılarak üretilmiştir. 4 farklı renk doygunluğuna sahiptir.

Vitabloks RealLife; 2 kromalıdır, içindeki dentin çekirdeği ve onu saran translusent mine tabakasından dolayı laminate veneer ve ön bölge kuron protezlerinde kullanımı endikedir (Şekil 2-24) (213).

Şekil2- 24: Vitablok Mark II (Vita, Bad Sackingen, Almanya) blok örnekleri



Şekil2- 25: Vitablok Triluxe (Vita , Bad Sackingen, Almanya) blok örnekleri

Şekil2- 26: Vitablok RealLife (Vita , Bad Sackingen, Almanya) blok örnekleri

2.11.1.2. Lösitle güçlendirilmiş cam seramik bloklar

Laboratuvar ortamında hazırlanan lösit içerikli seramikler günümüz teknolojisine uyarlanarak CAD/CAM sistemlerine uygun bloklar halinde üretilmiştir.

Çok aşamalı fabrikasyon işlemleri ile birkaç mikron çapındaki lösit kristalleri cam matrikste kontrollü kristalizasyon oluşturularak üretilmektedir. Lösit yapısındaki cam tozları ısıl işleme tabi tutularak gren sınırlarında kristal odaklarının oluşumu sağlanır. Yaklaşık 1-5 μm büyüklüğünde olan lösit kristalleri porselen hacminin %40'ını oluşturur. Lösitle güçlendirilmiş cam seramik bloklar, ışık geçirgenliğinin ve estetik özelliklerinin üst düzeyde olmasından dolayı, tercih edilmektedir (63, 66, 67).

Bu gruptaki bloklar renk özelliklerine göre 3'e ayrılırlar. Yüksek translusensiye sahip HT bloklar, düşük ışık geçirgenliğine sahip LT bloklara göre, daha düşük parlaklık değerlerine sahiptir. İnley onley restorasyonlarda kullanımı idealdir. Düşük translusentliğe sahip bloklar ise yüksek parlaklık özelliğiyle daha geniş restorasyonların yapımında tercih edilebilir. Birkaç ton rengi içinde bulunduran multi blokları, doğal dişlerde servikalden insizale doğru değişen renk ve translusensi özelliklerini, yapılan restorasyona yansıtabilmektedir.günümüzde IPS Empress

(Ivoclar,Vident) ve Paradigm C (3MESPE, St. Paul, MN,USA) firmalarının lösitle güçlendirilmiş cam seramik blokları mevcuttur (Şekil 2-27).

Şekil 2- 27: Lösit ile güçlendirilmiş cam seramik blok örnekleri

2.11.1.3. Lityum disilikat ile güçlendirilmiş cam seramik bloklar

Sem görüntüsünde , camsı faz içinde gömülü %40 parsiyel stabilize , lityum metasilikat kristalleri görülmektedir (0,2-1,0 μm). Cam seramiğin mikroyapısı ve içeriği nedeniyle bloklar, kristalleşme öncesi mavimsi renkte bulunmaktadır ve bu aşamada kolaylıkla freze edilebilmektedir. Yumuşak ara fazdaki malzemenin el ile aşındırılması hızlı ve etkin yapılabilmekte, ağız içinde uyumu bu aşamada kontrol edilebilmektedir. Bu halde malzemenin direnci 150 MPa iken frezeleme sonrasında, fırında kristalleşme tamamlandıktan sonra direnç 320 MPa'a ulaşmaktadır. Bu değer, klinikte kullanılan CAD/CAM sistemlerine uygun, diğer monolitik porselenlerin, yaklaşık 2/3'ü kadar daha fazladır. 850°C yapılan kristalleşme esnasında malzemenin mikroyapısında değişiklik olmakta ve lityum disilikat kristalleri kontrollü olarak büyümektedirler. Seramik kristalleşme sonrasında, seçilen diş rengine uygun hale gelmektedir (68, 71, 98).

Günümüzde Ivoclar firmasının, lityum disilikat içerikli, IPS e-max CAD(Ivoclar Vivadent,Schaan, Lichtenstein) blokları bulunmaktadır.

Lityum disilikat esaslı seramiklerin yapısının ağırlıkça %10 oranında zirkonya ile güçlendirilmesi elde edilen bloklar kullanıma sunulmuştur. Lityum disilikat esaslı seramiklerin kristal büyüklüğü ortalama 1,5 μm iken, yeni geliştirilen

bu blokların kristalleri 0,5 µm büyüklüğündedir. Bu sayede materyal daha homojen hale getirilmiş ve ışık geçirgenliğinde artış sağlanmıştır (87).

IPS E-max CAD; Lityum disilikat esaslı bloklarla laminate veneer, inley, onley, premolarla sınırlı 3 üyeli köprü protezleri ile ön ve arka bölge kuron protezleri yapılabilmektedir. Son yıllarda bu endikasyonlara iki farklı alanda ek yapılmıştır. Monolitik tam kontur restorasyonlar ve kişisel abutment uygulamaları için de bloklar üretilmiştir (108, 149) (Şekil 2-28).

Şekil 2- 28: IPS E-max CAD (Ivoclar, Vivadent) blok örnekleri

2.11.1.4. Zirkonya ile güçlendirilmiş lityum disilikat bloklar

Celtra DUO (Dentsply/Degudent): Kristalize haldedir. Yapısal direnci 420 MPa'dır. Freze edildikten sonra bu direnç değeri 210 MPa'a iner, glazür işleminden sonra ise 370 Mpa'a çıkar.

Celtra CAD (Dentsply/Degudent): Celtra CAD ise frezelendikten sonra kristalize edilmelidir. Kristalize edildikten sonra direnç 420 MPa olmaktadır.

Vita Suprinity: Kristalize halde değildir. Kristalize edildikten sonraki kırılma direnci 420 Mpa'dır. Translüsent (T) ve High Translusent (HT) olmak üzere iki çeşit blok mevcuttur (Şekil 2-29) (228).

Şekil 2- 29: Zirkonya ile güçlendirilmiş lityum disilikat esaslı cam seramik blok örnekleri

Tablo 2- 2:Cam seramik bloklara ait firma bilgileri

CAM SERAMİK BLOKLAR		
	Firma Bilgileri	
Feldspatik seramik bloklar	- VITABLOCS Mark II - VITABLOCS Triluxe/ Forte - VITABLOCS Realife	Vita, Bad Sackingen, Almanya
	- Cerec Blocs - Cerec Blocs PC	Sirona, Bensheim, Almanya
Lösit ile güçlendirilmiş cam seramik bloklar	- IPS Empress CAD	Ivoclar Vivadent AG, Schaan, Liechtenstein
	- Paradigm C Blocks	3M Espe, Seefeld, Almanya
Lityum disilikat ile güçlendirilmiş cam seramik bloklar	- Emax CAD	Ivoclar Vivadent AG, Schaan, Liechtenstein
Zirkonya ile güçlendirilmişlityum disilikat bloklar	- VITA Suprinity	Vita, Bad Sackingen, Almanya
	- Celtra DUO/CAD	Dentsply Maillefer, Ballaigues, İsviçre Degudent, Hanau, Almanya

2.11.2. Zirkonyum dioksit esaslı bloklar

Zirkonyum dioksit bloklar, diş hekimliğinde kullanılan diğer seramiklere kıyasla daha yüksek mekanik özelliklere sahip olması nedeniyle son yıllarda üzerinde en çok araştırma yapılan restoratif materyaller arasında yer almaktadır (102).

İçeriğinde % 87-95 oranında ZrO_2, % 4-6 oranında Y_2O_3 ve diğer oksitleri içeren bloklardır. Kırılma dayanımı 900-1200 MPa arasında olup, elastiklik modülü 210 GPa 'dır. Bilgisayar destekli üretim yapan pek çok sistemde farklı ebatlara sahip zirkonyum dioksit bloklar mevcuttur. Üretim şekillerine göre zirkonyum dioksit bloklar3 grupta incelenir:

Sinterlenmemiş zirkonyum dioksit bloklar:Üretim aşamasında zirkonyum dioksit tozunun herhangi bir sinterleme işlemi uygulanmadan basınçsız bir şekilde preslenmesi ile üretilen bloklardır. Oldukça yumuşak bir yapıya sahip oldukları için kolayca aşındırılabilirler. Aşındırma işlemi sonrasında sinterleme işlemi uygulanır (43).

Yarı sinterlenmiş (Non- HIP) zirkonyum dioksit bloklar: Zirkonyumdioksit tozunun yapı içerisine bağlayıcı madde konularak preslenip blok haline getirilmesi ile üretilirler. Zirkonyum dioksit tozu, üretici firma tarafından ısı uygulamadan basınçla sıkıştırılır ve 1350-1550 ^{0}C ısıda ön sinterleme işlemine tabi tutulur.Farklı aşındırma sistemleri kullanılarak ham şekillendirme yapılır. Sinterleme sonrası ortalama %25 oranda bir büzülme meydana geleceği için hazırlanan restorasyon istenilen boyuttan daha büyük boyutlarda şekillendirilir (142).

Tam sinterlenmiş (HIP) zirkonyum dioksit bloklar:HIP olarak adlandırılan tam sinterlenmiş bloklar ilk olarak yaklaşık 1300 ^{0}C' de sinterlenir ve %95 yoğunluğa ulaşır. Daha sonra partikül yoğunluğunu arttırmak amacı ile 1400-1500 ^{0}C arasında yüksek basınç altında izostatik bir ortamda genelde argon gazı kullanılarak ısıtılır. Gri-siyah renk alan yapı oksitlenerek beyazlayana kadar sinterlenir. İşlem tamamlandığında bloklar %99 yoğunluğa sahiptir. Oluşan yapı çok sert olduğu için aşındırma işlemi uzun zaman almaktadır (130).

2.11.2.1. Monolitik zirkonya bloklar

Günümüzde protetik diş hekimliği, en dayanıklı ve en estetik malzemenin, güvenilir tekniklerle yapılması yönünde gelişmektedir. Bu malzemelerden en güncel olanlardan biri ise monolitik zirkonyadır. Yeni geliştirilen bu materyal yüksek dayanıklılık ve translusent özellikliğe sahiptir.

Kırılma direnci 1200-1500 MPa'a kadar artmıştır. Bu nedenle CAD/CAM sistemlerinde kullanılmak üzere monolitik zirkonya bloklarda üretilmiştir.Zirkonya bloklar içerisindeki poroziteler ve yoğun alumina içeriği translüsentliği düşürür. Monolitik zirkonyada ise içeriği %0,1'e kadar indirilmiştir ayrıca yapısında porozite olmamasından dolayı translusent zirkonya olarak tanımlanmaktadır.Monolitik zirkonya bloklar 48 mm'ye kadar olan köprüler, tek kuronlar, implanüstü kuronlar, inley-onley restorasyonlarda ve 0.5 mm e kadar inceltilebildiği için interokluzal mesafenin yetersiz olduğu durumlarda kullanılabilmektedir (189, 215, 228).

Tablo 2- 3: Monolitik zirkonya bloklara ait firma bilgileri

	Firma bilgileri
Monolitik Zirkonya Bloklar	- Lava Plus Hıgh Translucency Zirconia (3M Espe, Seefeld, Almanya)
	- inCoris TZI (Sirona, Bensheim, Almanya)
	- Bruxzir Solid Zirconia (Glidewell, California, Amerika)
	- Ceramill zolid (Girrbach, Pforzheim, Almanya

2.11.3. Cam infiltre oksit seramik bloklar

Cam infiltre olan oksit seramik bloklardan hazırlanan restorasyonların en önemli özelliği freze işlemi tamamlandıktan sonra, yüzeye düşük viskoziteli lantan oksit cam infiltrasyonu uygulanmasıdır. Bu camsı yapı sinterlenmiş Al_2O_3 kristalleri arasındaki boşlukları doldurarak dayanıklılığı yaklaşık olarak 20 kat arttırmaktadır. Yüksek dirençli seramik oksit grubu olup yarı sinterlenmiş fazda bulunmakta ve freze işleminden sonra 1520 ^{0}C sıcaklık altında sinterlenmesi tamamlanmaktadır (166).

VITA In-Ceram Alumina: İçeriğinde % 82 Al_2O_3 bulunan alumina 547 Mpa kırılma direncine sahiptir. Ön arka bölge kuron ve köprü protezi altyapıları yapımında kullanımı endikedir (12, 13).

VITA In-Ceram Spinell: Yapısında % 78 oranında $MgAl_2O_3$ bulunan In-ceram spinel'in Kırılma direnci 378 Mpa olup In-Ceram Aluminadan daha düşüktür. Ön arka bölge kuron ve ön bölge 3 üye köprü protezi altyapıları yapılabilmektedir

VITA In-ceram zirkonya: Yapısında %62 AL_2O_3 ve %20 ZrO_2bulunan In-ceram zirkonya 600 Mpa kırılma direncine sahiptir. Bu bloklarla ön ve arka böle kuron ya da köprü protezleri altyapıları yapılabilmektedir (129, 212, 213) (Şekil 2-30).

Şekil 2- 30: Cam infiltre oksit seramik blok örnekleri

Tablo 2- 4:Cam infiltre oksit seramik bloklara ait firma bilgileri

	Firma bilgileri
Cam infiltre oksit seramik bloklar	- In Ceram Spinell (Vita, Bad Sackingen, Almanya)
	- In Ceram Alumina (Vita, Bad Sackingen, Almanya)
	- In-ceram Zirconia (Vita, Bad Sackingen, Almanya)

2.11.4. Aluminyum oksit esaslı bloklar

%100 Al_2O3 kristalleri içeren yarı sinterlenmiş, yüksek dayanıklılığa sahip oksit bloklardır. Kırılma dayanımı 500 MPa'nın üzerinde olup, bükülme dayanımı ortalama 610 MPa, elastiklik modülü ise 380 GPa'dır. Frezeleme işlemi sonrasında cam infiltrasyonu gerektirmez (42, 174).

Tablo 2- 5: Alüminyum oksit esaslı bloklara ait firma bilgileri

	Firma bilgileri
Aluminyum oksit esaslı bloklar	- inCoris AL (Sirona, Bensheim, Almanya)
	-Vita In-ceram AL for inLab (Vita, Bad Sackingen, Almanya)
	- Procera AllCeram (Nobel Biocare, Göteborg, İsveç)

2.11.5. Nanoseramik ve hibrit bloklar

Günümüz diş hekimliğinde nanoteknolojiyle seramik ve kompozit karışımı nanoseramik bloklar üretilmiştir. Porselen bloklara alternatif olarak geliştirilen nanoseramik blokların ana özelliği, gelişmiş reçine nano seramik teknolojisidir.

Materyalin %80'i polimerik bir matris içine gömülü nanoseramik partiküllerden oluşur. İçeriğindeki silika ve zirkonya partikülleri, reçine matriks içerisine silan ve bond ile beraber eklenmiştir. Seramikler kadar kırılgan değildir. Karşıt dişte cam seramiklere göre daha az aşındırma yapması, kırılma dayanımının yüksek olması, glazür işlemine gerek olmaması, cila işlemlerinin kolaylıkla yapılabilmesi ve yüzey cilasını uzun süre koruması bu materyalin en önemli avantajlarındandır. Bu sistemde, kimyasal stabilite, baskı dayanımı, aşınma ve kırılma direnci artmış; plak tutulumu azalmıştır. Nanoseramik bloklar ile inley onley laminate veneer ve kuron protezi yapılabilmektedir.Yüksek translusensiye sahip HT ve düşük translusensiye sahip LT blokları mevcuttur (45).

Lava Ultimate (3M ESPE, Seefeld, Almanya): Lava Ultimate kompozit bir materyaldir. Ağırlığının %80 ini oluşturan seramik partikülleri yüksek çapraz bağlarla polimer matriks içine gömülü haldedir. İçeriğindeki silika ve zirkonya partikülleri, reçine matriks içerisine silan ve bond ile beraber eklenmiştir. Ortalama zirkonya partikülleri 4-11 μm, silika partikülleri ortalama 20 μm büyüklüğündedir. Lava Ultimate 200MPa bükülme direncine sahiptir. Polimer matriks içerdiği için fırınlanamamaktadır. Cam seramiklere göre daha iyi kenar stabilitesine sahiptir. Adeziv simantasyon önerilmektedir. Materyal 20-50 μm büyüklüğünde alüminyum oksit partikülleriyle pürüzlendirildikten sonra alkol ile yıkanır, dikkatlice kurutulur ve silanlanır. Ayrıca restorasyona gerektiğinde kompozit ilave edilebilir, kompozit ile tamir yapılabilir (104).

Cam seramiklere göre yüksek bükülme direnci, azalmış kırılganlık sonucunda; Lava Ultimate, implant üstü protez yapımında kullanılmak üzere tanıtılmıştır. Ayrıca LT (düşük ışık geçirgenlikli) ve HT (yüksek ışık geçirgen) iki çeşit, Cerec kazıma ünitesine uygun bloklar mevcuttur (217).

Vita Enamic (Vita, Bad Sackingen, Almanya): Birbiri içine penetre olmuş seramik ve polimer ağlardan oluşan hibrit bloktur. Ağırlıkça % 86'sını, hacimce %75'ini seramik yapı oluşturur. İkili ağ yapısına sahip olan bu bloklar, seramik ve kompozit materyallerinin üstün fiziksel özelliklerinin bir araya getirilmesini sağlamıştır. Polimer ağı, yüzeyi modifiye edilmiş polimetilmetakrilattan (PMMA) oluşmaktadır. Seramik materyalinde sık karşılaşılan çatlak ilerlemesi sorunu polimer ağ yapısı sayesinde azaltılmıştır (228) (Şekil 2-31).

Şekil2- 31: 3M Lava Ultimate ve Vita Enamic blok örnekleri

2.11.6. Kompozit bloklar

Kompozit bloklar, porselen bloklara alternatif olarak üretilen bloklardır.En önemli avantajı, üstün freze edilebilme özelliğidir. Kompozit bloklar, feldspatik ve lösit içerikli seramiklere göre minede daha az aşınmaya sebep olmaktadır.Feldspatik ve lösit içerikli bloklarla yapılan restorasyonların, antagonist dişte yaptıkları aşındırma miktarı incelenmiş; Vita Mark II ve Empress cad bloklarla yapılmış restorasyonların, antagonist dişte yaptığı aşındırma miktarları arasında anlamlı derecede fark bulunmazken, 3M Paradigm MZ 100 blok kullanıldığında, aşındırma miktarı, anlamlı derecede daha düşük bulunmuştur (103,104).

2.11.7. Polimer bloklar

CAD/CAM teknolojisiyle geçici kuron ya da köprü protezleri yapımında kullanılan polimer esaslı bloklar da mevcuttur.

Her ne kadar CAD/CAM sistemlerinin avantajları arasında geçici restorasyon yapılmasına gerek olmaması olsa da, dişeti iyileşmesinin beklenmesi gerektiği veya implant üstü restorasyonlar gibi vakalarda geçici restorasyon kullanımı gerekebilmektedir.Günümüzde geçici restorasyonların yapımı için Merz Dental(Lütjenburg, Almanya), Ivoclar (Vivadent AG, Schaan, Liechtenstein) ve Vita (Bad Sackingen, Almanya) firmalarının tek renkli ve çok renkli olmak üzere iki çeşit blokları vardır.

Bunun dışında, artık bırakmadan elimine olabilen ve mum modelaj yerine kullanılabilen polimer bloklar da mevcuttur. Bu bloklar presleme ve döküm sistemlerinde üretim ve cerrahi şablon üretimi için kullanılmaktadır. Günümüzde bu amaçla kullanılmak üzere üretilmiş Vita CAD wax bloklar bulunmaktadır. Metal alt yapının polimer esaslı bloklardan elde edilen pozitif kopyasının bilgisayar destekli üretimini takiben tesviyesi yapılır. Hatalı ya da eksik bölgeler bir döküm mumu yardımıyla düzeltilerek döküm için revetmana alınır (11,12).

Tablo 2- 6:Bloklara ait firma bilgileri

	Firma Bilgileri
Feldspatik Seramik Bloklar	Vita Blok Mark II Vita Blok Triluxe Forte Vita Blok Triluxe (Vita , Bad Sackingen, Almanya) Vita Blok Reallife
	Sirona Cerec Blok PC Sirona Cerec Blok C In (Sirona, Bensheim, Almanya)
Lösit içerikli bloklar	IPS Empress CAD (Ivoclar, Vivadent) Paradigm C (3M ESPE, Seefeld, Almanya)
Lityum Disilikat bloklar	IPS emax CAD (Ivoclar, Vivadent) Celtra (Dentsply, Degudent) Suprinity (Vita , Bad Sackingen, Almanya)
Oksit Seramik bloklar	Vita In-ceram YZ Sirona In coris AL Vita In-ceram Spinell Sirona In coris ZI Vita In-ceram Alumina Sirona In coris meso Vita In-ceram Zirkonya Sirona In coris TZI IPS emax Zircad (Ivoclar, Vivadent)
Hibrit ve Nanoseramik bloklar	Lava Ultimate (3M ESPE, Seefeld, Almanya) Enamic hibrit seramik (Vita , Bad Sackingen, Almanya)
Kompozit bloklar	Paradigm MZ100 (3M ESPE, Seefeld, Almanya)
Polimer bloklar	CAD Temp blok (Vita , Bad Sackingen, Almanya) artBlok Temp (Merz Dental, Lütjenburg, Almanya,) Telio CAD (Ivoclar Vivadent AG, Schaan, Liechtenstein) ZENO PMMA (Wieland Dental, Pforzheim, Almanya)

2.12. İç uyum ve kenar uyumu incelenmesinde kullanılan yöntemler

Dental protezlerin üretim yöntemleri CAD/CAM sistemlerinin gelişmesiyle oldukça ilerlemiştir. Fakat üretilen protezlerin uyumlarının incelenmesi için hala standart bir ölçüm protokolü bulunmamaktadır. Dolayısıyla sonucunda restorasyonun 'iyi uyumlu' olarak tanımlanabileceği kanıta dayalı bir yöntem de bulunmamaktadır. Klinik olarak; protez ile diş arasındaki 3 boyutlu ilişkinin tanımı, marjin seviyesindeki ölçümlerden çok daha anlamlıdır (113,123, 125).

Sabit protezlerdeki kenar açıklığı sadece marjinal gingivitis ile ilişkilendirilmiş. protezin klinik ömrü açısından ileriye yönelik bir veri olarak kabul edilmemiştir. Benzer olarak kenar aralığının da sekonder çürüklerle direkt bir ilişkisi saptanmamıştır (150,161, 169, 227). Fakat, siman aralığında artışa neden olan okluzal uyumsuzluğun tam seramik kuronların yapısal dayanıklılığında ciddi bir etkisi bulunmaktadır. Ayrıca, aksiyal duvarlardaki siman aralığı sabit protezin retansiyonunu etkileyebilmektedir. Siman aralığının çok az olduğu durumlarda retansiyonun azaldığı belirtilmiştir (124,141, 157, 196).

Kenar uyumu ve iç uyumu ölçmek için standart bir metod bulunmamakla birlikte uyumu incelemek amacıyla birçok farklı teknik ve araç mevcuttur (74, 75, 110, 197).

2.12.1. Silikon Replika Yöntemi

Siman aralığı-silikon replika tekniği restorasyonların kenar ve iç uyumlarının ölçümünde kullanılır. Bu yöntemde ilk önce kuronun içine akışkan silikon ölçü malzemesi konur ve kuron, diş ya da yalancı kök üzerine belirli bir kuvvet uygulanarak yerleştirilir. Silikon sertleştikten sonra parçalar birbirlerinden ayrılır. Sertleşmiş silikon ölçü malzemesi kalınlığı siman aralığı ya da iç uyumunu gösterir. Düşük viskoziteli silikon ölçü materyali ile elde edilen silikon üzerine yüksek viskoziteli ölçü materyali eklenir ve sertleşme tamamlandıktan sonar kesitler alınarak dijital fotoğraflar üzerinde veya direkt optik mikroskoplar ile ölçüm yapılabilir. Kesitlerin mikroskop altında ölçümleri kolaydır. Yöntemin dezavantajları ise, silikon materyalindeki boyutsal değişikliğinin ölçümde sapmalara neden olması ve silikon materyalinin yarattığı hidrostatik basınç nedeniyle kuronun preparasyon üzerine tam olarak oturmama ihtimalinin olmasıdır (18,141, 168).

Silikon replika tekniğinde ölçümler farklı şekilde yapılabilmektedir. Silikon replikanın ölçümü, optik tarayıcılar ile 15-100 μm arası kalınlıklarda oldukça hassas olarak yapılabilir.Silikon replika tekniği ile inceleme yapılan bir diğer teknik ise ağırlık ölçüm yöntemidir. Bu teknikte; siman tabakasını taklit eden ölçü materyalinin kalınlığı, ölçülmek istenen noktalarda kalınlık yerine ağırlık ölçümü yapılır. Bu değer daha sonra toplam siman aralığı kalınlığına oranlanır (138, 171).

2.12.2. Micro-CT ile ölçüm yöntemi

Micro-CT yüksek çözünürlüklü görüntü elde edilmesi ile 3 boyutlu siman aralığı incelenmesinde alternatif bir yöntemdir. Bu yöntem materyaller arasındaki kontrast farkı ile ölçüm yapabilmektedir. Bu teknik geniş volumetrik veriler sağladığı için iç uyum incelenmesinde kullanılabilmektedir. Kalınlık ölçümleri otomatik olarak hesaplanabilmekte, yaklaşık 10μm'ye kadar ölçüm yapılabilmektedir.

Kelly ve arkadaşlarının belirttiği tahribatsız yöntem, renkli düşük viskoziteli ilave tip silikon materyalinden yansıyan ışık ile kuron restorasyonunun kesit alanının kıyaslanması esasına dayanmaktadır. 3 boyutlu inceleme için yüksek çözünürlüklü dijital görüntüler gerekmektedir (163, 175). Restorasyon ile diş arasındaki aralığı 3 boyutlu olarak inceleyen çalışmaların oldukça az olduğu belirtilmektedir (176).

2.12.3. Kesit alarak ölçüm tekniği

İç uyum değerlerinin kesit alma tekniği ile incelenebilmesi için simante edilen kuronlar otopolimerizan akrilik reçine içerisine gömülür. Elde edilen örneklerden bukkolingual yönde orta bölgeden olacak şekilde kesitler alınır. Alınan kesitler SEM ya da optik elektron mikroskobuile incelenir ve farklı noktalardan ölçüm yapılır (199, 201).

2.13. Diş hazırlığı

Sabit protetik restorasyonlarda diş hazırlığı yapılırken bazı prensiplere uyulmalıdır. Optimum diş hazırlığı genellikle, estetik, mekanik ve biyolojik faktörlerin uyum içerisinde bir arada göz önünde bulundurulmasıyla gerçekleştirilir (114, 145, 178, 188).

Diş hazırlığı aşamasında dişin koniklik açısı, kenar bitim şekli, bitim çizgisinin yerleşimi, kenar genişliği gibi faktörler kenar uyumunu etkilemektedir.

Restorasyonun dişe yerleştirilebilmesi için koniklik açısına dikkat edilmelidir. Koniklik açısı yapım esnasındaki hataları elimine etmeyi, andırkat oluşturmamayı, ve simantasyonda restorasyonun tam oturmasını sağlamaktadır. Shillingburg (190), ideal koniklik açısını 6 derece olarak bildirmiştir. Bununla birlikte diğer çalışmalarda bu değer 2°-6° olarak bildirilirken Wilson ve Chan (221) en ideal tutuculuk için diş hazırlığı sırasında yan yüzeylerde 6-12 derecelik açı oluşturulmasını önermiştir.

3. GEREÇ VE YÖNTEM

Çalışmamızda, farklı ağız içi ve masa üstü tarayıcıların kullanılmasıyla elde edilen, CAD/CAM sistemleri ile üretilen tam seramik kuron protezlerinin iç uyumlarını incelemek amacıyla 4 adet ağız içi tarayıcı, 3 adet masa üstü tarayıcı olmak üzere toplam 7 adet tarayıcı ile dijital ölçü elde edilmiştir. Her tarayıcı ile 7'şer ölçü alınmış ve 49 adet tam seramik kuron protezi hazırlanmış ve iç uyumları in-vitro olarak micro-CT yöntemiyle incelenmiştir.

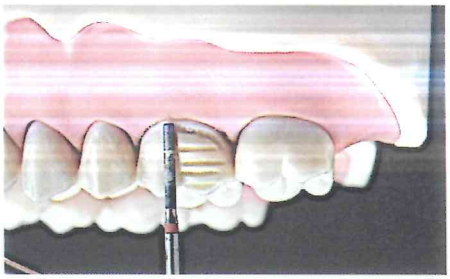
3.1. Ana modelin hazırlanması

Ana modelin hazırlanmasında, doğal dişleri taklit eden akrilik esaslı çene, Frasaco GmbH, Tettnang, Almanya) üzerinde üst sol birinci azı dişte tam seramik kuron protezi için hazırlık yapıldı.

Diş kesimi, su soğutması altında standart diş kesimi seti (Dr. Çetin Sevük, PTP extended set, Intesiv SA, İsviçre) ile elmas frezler kullanılarak yapıldı (Şekil 3-1). Kenar bitimi olarak iç açısı yuvarlatılmış çepeçevre 1 mm genişliğinde basamak hazırlandı. Kesim derinliğinin standardizasyonunu sağlamak için rehber frezler kullanılarak bukkal ve palatinal yüzeylerden ortalama 1,5 mm madde kaldırıldı. Diş hazırlığı, ince grenli elmas frezler kullanılarak keskin kenarların yuvarlatılmasıyla tamamlandı (Şekil 3-2, 3-3, 3-4).

Şekil 3- 1: Dr. Çetin Sevük, PTP extended set (Intesiv SA, İsviçre)

Şekil 3- 2: Rehber frez ile bukkal yüzeyde rehber olukların hazırlanması



Şekil 3- 3: Oluklar arasındaki maddedin kaldırılmasıyla bukkal yüzeyin hazırlanması

Şekil 3- 4: Diş hazırlığı tamamlandıktan sonraki bukkal görünüm

3.2. Alçı modellerin hazırlanması

Çalışmamızda kullanılacak masa üstü (ekstraoral) tarayıcılarda taranmak üzere alçı modeler hazırlandı. Diş hazırlığı yapılan fantom modelden 7 defa polivinilsiloksan esaslı ölçü maddesi ile (Express™, 3M ESPE, Seefeld ,Almanya) wash tekniği kullanılarak ölçü alındı (Şekil 3-5).

Ölçü bünyesinde oluşan deformasyonların, kullanılan ölçü materyalinin viskoelastik özelliği sayesinde geri dönüşümü 4 saat beklendikten sonra , Tip IV sert alçı üretici firmanın talimatlarına uygun olarak hazırlanıp dökülerek, tarama işlemlerinde kullanılmak üzere plastik ana modelin alçı kopyaları elde edildi (Şekil 3-6).

Şekil 3- 5: Polivinilsiloksan ölçü maddesi ile elde edilen konvansiyonel ölçüler

Şekil 3- 6: Ana modelin alçı kopyaları

3.3. Çalışma gruplarının oluşturulması

Ana modelden direkt olarak, 4 adet ağız içi tarayıcı ile indirekt olarak ise 3 adet masa üstü tarayıcı ile dijital ölçü elde edilmiştir. Her ölçü 7 defa tekrarlanmıştır. Kullanılan tarayıcıların firma bilgileri, örnek sayısı ve materyal bilgisi tabloda verilmiştir (Tablo 3-1).

Tablo 3- 1: Kullanılan tarayıcıların firma bilgileri, örnek sayısı ve materyal bilgisi

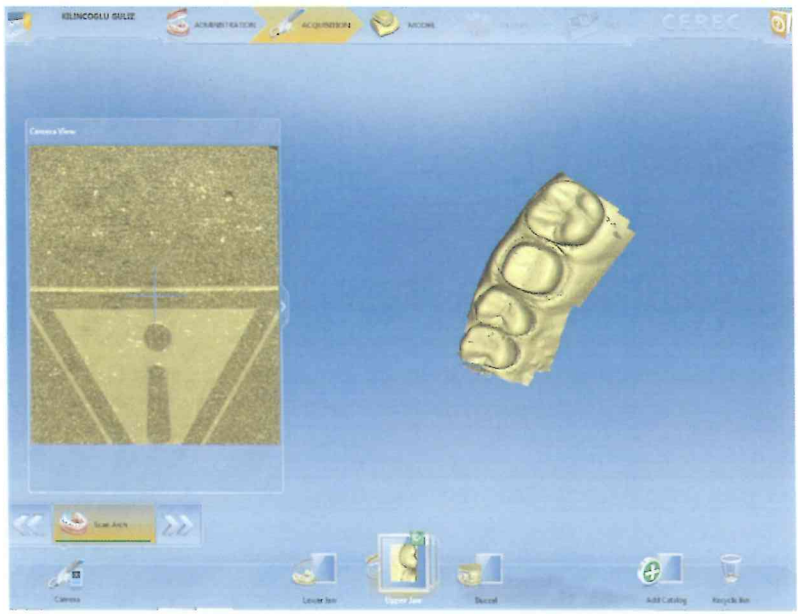
Yöntem	CAD/CAM Sistemleri	Örnek sayısı	Materyal
Ağız içi tarayıcılar	Cerec Omnicam AC (Sirona, Bensheim, Almanya)	7	IPS emax CAD (Ivoclar, Vivadent)
	Cerec Bluecam AC (Sirona, Bensheim, Almanya)	7	IPS emax CAD (Ivoclar, Vivadent)
	IntraOral Digitizer (E4D, D4D Technologies, Richardson, TX, USA)	7	IPS emax CAD (Ivoclar, Vivadent)
Masa üstü tarayıcılar	3Shape TRIOS (3Shape A/S, Kopenhag, Danimarka)	7	IPS emax CAD (Ivoclar, Vivadent)
	GC Aadva (GC Corporation, Tokyo, Japonya)	7	IPS emax CAD (Ivoclar, Vivadent)
	Cerec Inlab InEos (Sirona, Bensheim, Almanya)	7	IPS emax CAD (Ivoclar, Vivadent)
	3Shape D700 (3Shape A/S, Kopenhag, Danimarka)	7	IPS emax CAD (Ivoclar, Vivadent)

3.4. Cerec CAD/CAM sistemiyle ana modelden ve alçı modellerden dijital ölçü elde edilmesi

Ana modelden direkt dijital ölçü, Cerec 3D (Sirona Dental Sistemler, Bensheim, Almanya) CAD/CAM sisteminin Bluecam AC ve Omnicam AC ağız içi tarayıcıları kullanılarak elde edildi. Alçı modeler ise Cerec sisteminin masa üstü (ekstraoral) tarayıcısı olan Cerec inEOS X5 (Sirona Dental Sistemler, Bensheim, Almanya) optik okuyucu ile taranmıştır.

3.4.1. Bluecam AC ağız içi tarayıcı ile dijital ölçü eldesi ve restorasyonların üretimi

Model taranmadan önce, tüm yüzeylerin düzgün ışık dağılımı gösterebilmesi ve net ölçü alınabilmesi için modele titanium dioksit tozu (CEREC Powder, Vita Zahnfabrik, Bad Sackingen, Almanya) püskürtüldü. Bilgisayar ekranında Cerec yazılımı (Cerec 3D, 4.2.1 V, Sirona Dental Sistemler, Bensheim, Almanya) kullanılarak ilk olarak restorasyonun yapılacağı diş numarası (26), tipi (crown) seçildi. Tarama protokolü daha önce Ender ve arkadaşları (54) tarafından belirtilen şekilde uygulandı. Okluzal bölgeyle beraber bukkale ve linguale 30° açılandırılarak görüntüler elde edildi. Modelin dijital ölçüsü 7 defa tekrarlandı ve 7 adet görüntü elde edildi (Şekil 3-6).

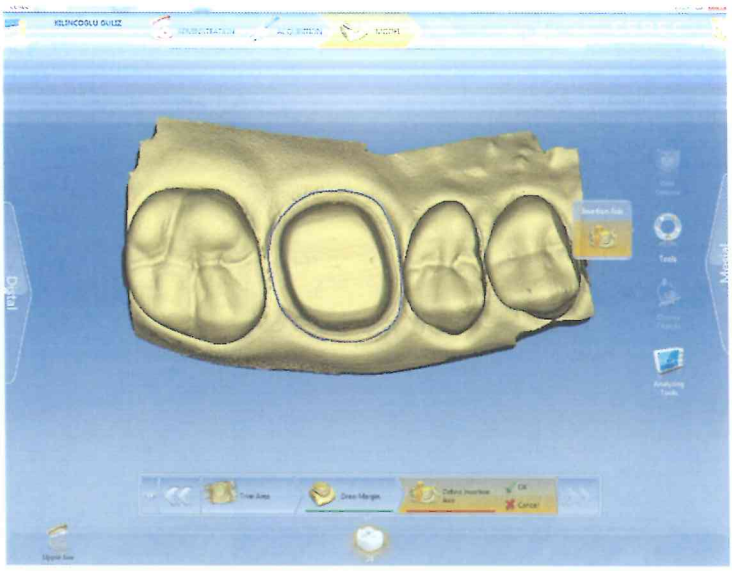


Şekil 3- 7: Bluecam AC ile elde edilen dijital ölçü görüntüsü

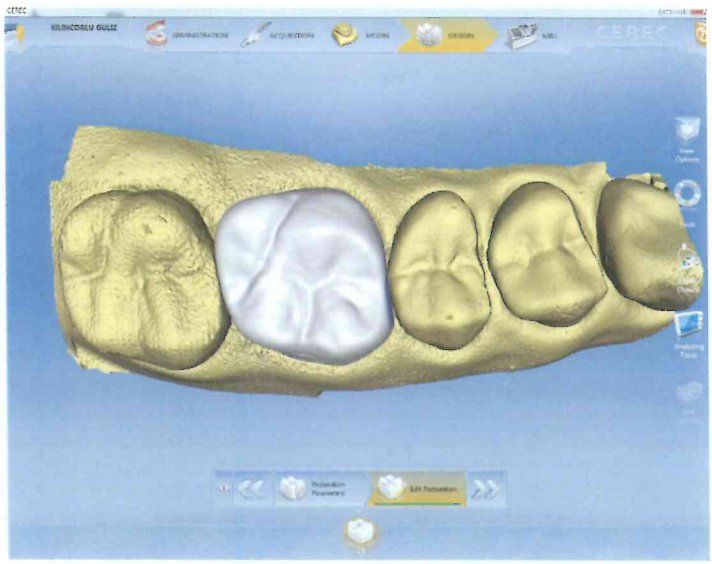
3.4.1.1. Tam seramik kuron restorasyonlarının tasarımı ve üretimi

Sisteme ait bilgisayar yazılımında; restorasyon bitim sınırları çizildi (Şekil 3-7), siman aralığı değeri 30 µm olarak seçildi ve restorasyon tasarımı yapıldı (Şekil 3-8). Daha sonra restorasyonun temas noktaları kontrol edildi (Şekil 3-9) ve son aşama olarak restorasyonun üretileceği blok seçimi yapıldı. Lityum disilikat ile güçlendirilmiş cam seramik blok (IPS emax CAD, Ivoclar, Vivadent) aşındırma

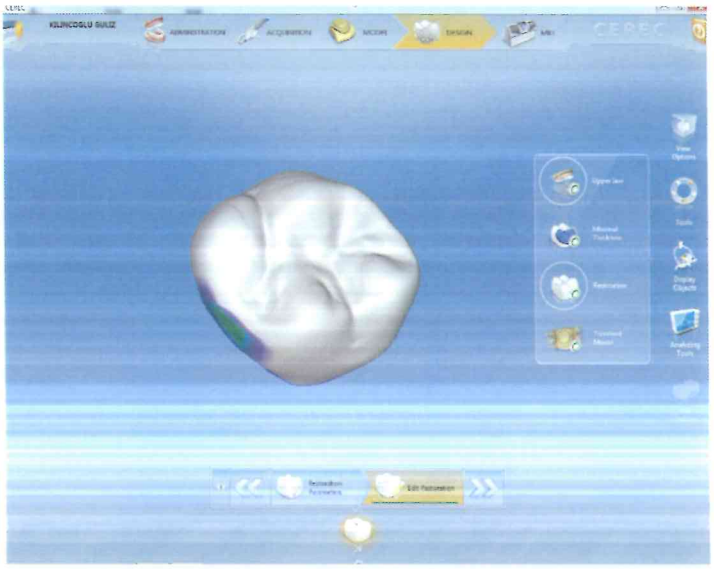
ünitesine (MC XL) yerleştirildi ve aşındırma komutu verildi. Ortalama 15 dakika içerisinde bir kuron restorasyonu tamamlandı. 7 adet kuron protezinin aşındırılmasından sonra glazür işlemi uygulandı. Böylece Bluecam AC ile tasarımı yapılmış, Cerec sistemiyle üretilmiş 7 adet tam seramik kuron restorasyonu elde edildi (Şekil 3-10).



Şekil 3- 8: Kuron restorasyonunun bitim sınırlarının çizilmesi



Şekil 3- 9: Kuron restorasyonunun tasarımı

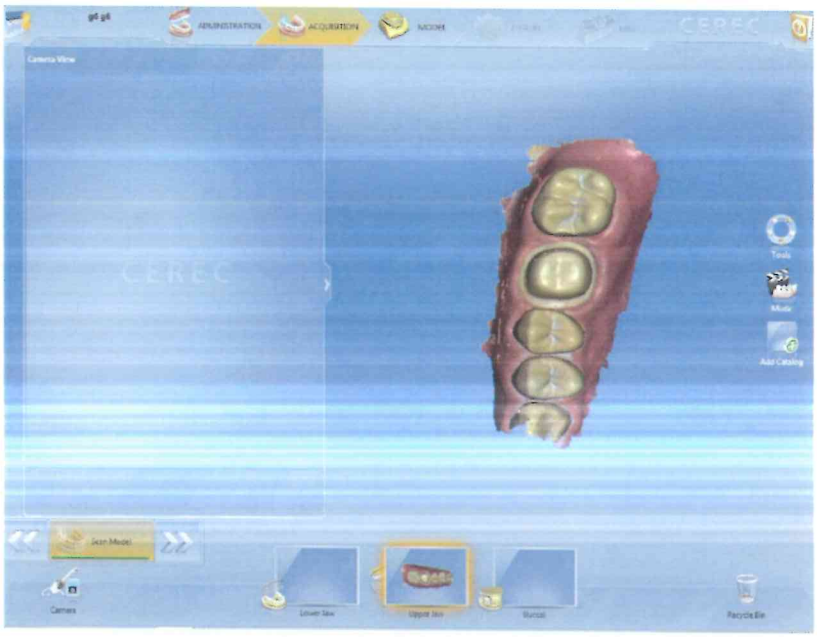


Şekil 3- 10: Restorasyon temas bölgelerinin ayarlanması

Şekil 3- 11: Bluecam AC ile hazırlanan tam seramik kuron restorasyonlarının görüntüsü

3.4.2. Omnicam AC ağız içi tarayıcı ile dijital ölçü elde edilmesi ve restorasyonların üretimi

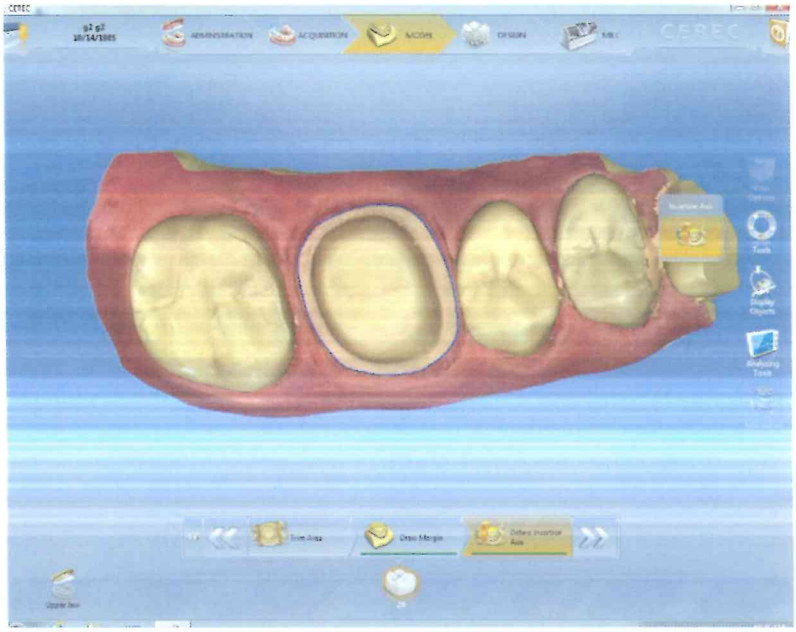
Bluecam'in aksine pudra gerektirmediği için pudralama işlemi yapılmamıştır. Okluzal bölgeden ağız içi tarayıcı mesial-distal yönde hareket ettirilerek görüntü alındı. Palatinal ve vestibular bölgelerde mesialde distale doğru tarama işlemi yapıldı. 7 defa işlem tekrarlandı ve toplamda 7 adet görüntü elde edildi (Şekil 3-11).



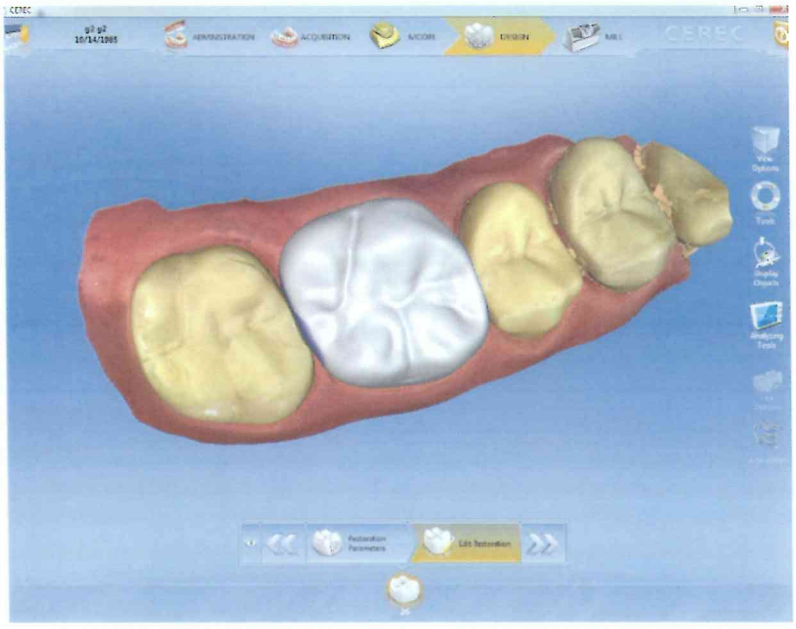
Şekil 3- 12: Omnicam AC ile elde edilen dijital ölçü görüntüsü

3.4.2.1. Tam seramik kuron restorasyonlarının tasarımı ve üretimi

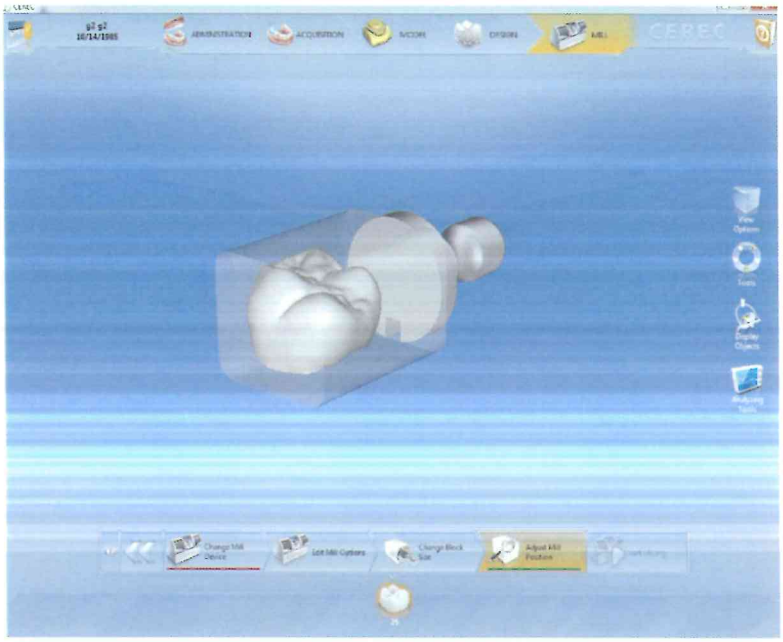
Sisteme ait bilgisayar yazılımında; restorasyon bitim sınırları çizildi (Şekil 3-12), uygun giriş yolu belirlendi ve siman aralığı değeri 30 µm olarak seçildi ve restorasyon tasarımı yapıldı (Şekil 3-13). Daha sonra restorasyonun blok içindeki pozisyonu belirlendi (Şekil 3-14) ve son aşama olarak restorasyonun üretileceği blok seçimi yapıldı. Lityum disilikat ile güçlendirilmiş cam seramik blok (IPS emax CAD, Ivoclar, Vivadent) aşındırma ünitesine yerleştirildi ve aşındırma komutu verildi. Ortalama 15 dakika içerisinde bir kuron restorasyonu tamamlandı. 7 adet kuron protezinin aşındırılmasından sonra glazür işlemi uygulandı. Böylece Omnicam AC ile tasarımı yapılmış, Cerec sistemiyle üretilmiş 7 adet tam seramik kuron restorasyonu elde edildi (Şekil 3-15).



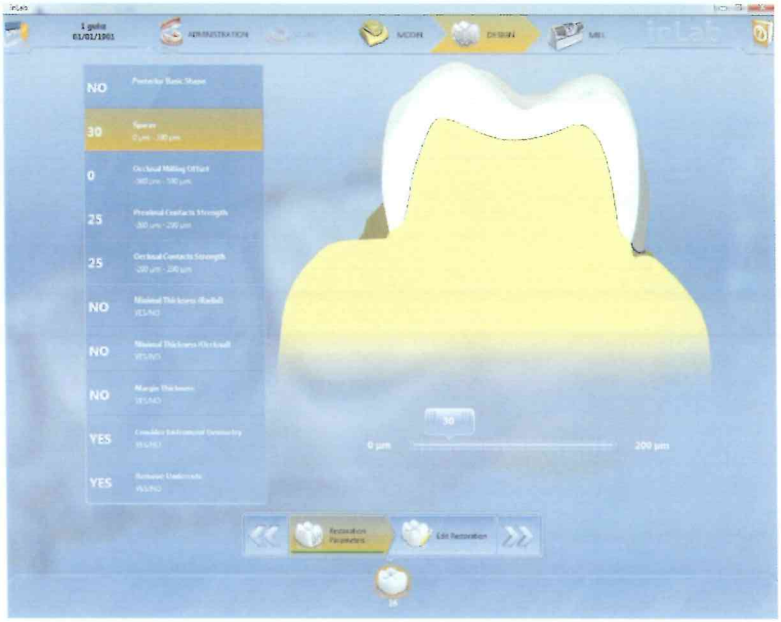
Şekil 3- 13: Restorasyonun bitim sınırlarının çizilmesi



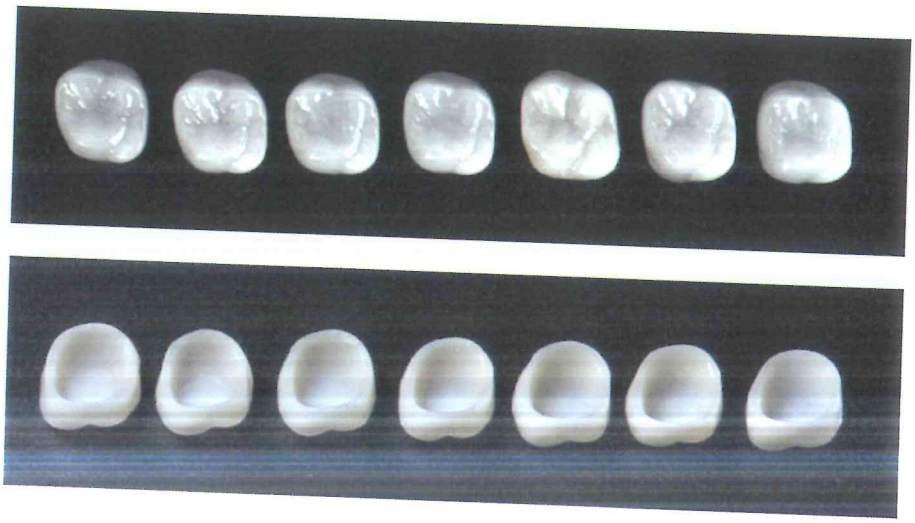
Şekil 3- 14: Kuron restorasyonlarının tasarımı



Şekil 3- 15: Restorasyonun blok içindeki pozisyonunun belirlenmesi



Şekil 3- 16: Siman aralığı değerinin seçilmesi



Şekil 3- 17: Omnicam AC ile hazırlanan tam seramik kuron restorasyonlarının görüntüsü

3.4.3. InEOS X5 masa üstü tarayıcısı ile görüntü elde edilmesi ve restorasyonların üretimi

Alçı modeller inEOS X5 masa üstü tarayıcının tablasına yerleştirildi (Şekil 3-17). Bilgisayar ekranında, Cerec yazılımı (Cerec 3D, 4.2.1 V, Sirona Dental sistemler, Almanya) kullanılarak ilk olarak restorasyonun yapılacağı diş numarası (26) ve restorasyonun tipi (crown) seçildi.

Optik kamera, preparasyonun ölçüsünü almak için model net bir şekilde görüntülene kadar aşağı yukarı hareket ettirilerek ayarlandı. 7 adet alçı model tarandı ve toplamda 7 ayrı alçı modelden 7 ayrı görüntü elde edildi.

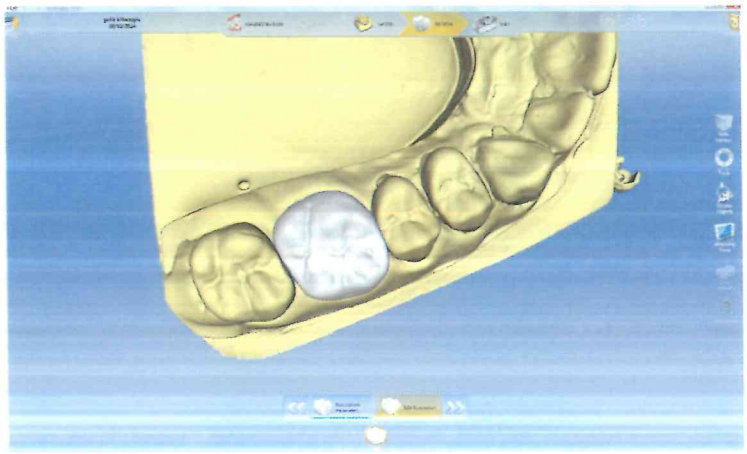
Şekil 3- 18: Cerec InEOS X5 masa üstü tarayıcı ile görüntü elde edilmesi

3.4.3.1. Tam seramik kuronların tasarımı ve üretimi

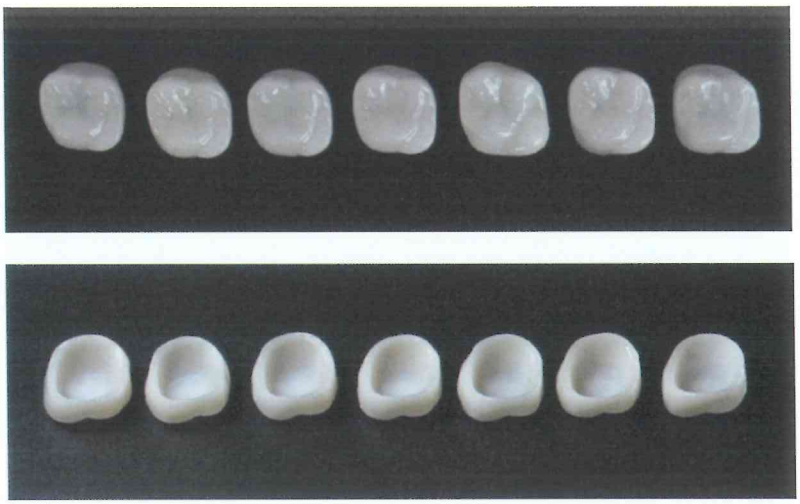
Inlab sistemine ait bilgisayar yazılımında; restorasyon bitim sınırları çizildi, siman aralığı değeri 30 µm olarak seçildi ve restorasyon tasarımı yapıldı (Şekil 3-18, 3-19, 3-20). Son aşama olarak restorasyonun üretileceği blok seçimi yapıldı. Lityum disilikat ile güçlendirilmiş cam seramik blok (IPS emax CAD, Ivoclar, Vivadent) aşındırma ünitesine yerleştirildi ve aşındırma komutu verildi. Ortalama 15 dakika içerisinde bir kuron restorasyonu tamamlandı. 7 adet tam seramik kuron restorasyonunun aşındırılmasından sonra glazür işlemi uygulandı.

Şekil 3- 19: Restorasyon bitim sınırlarının çizilmesi

Şekil 3- 20: Siman aralığı değerinin belirlenmesi



Şekil 3- 21: Kuron restorasyonlarının tasarımı



Şekil 3- 22: Cerec Inlab sistemiyle hazırlanan tam seramik restorasyonların görüntüsü

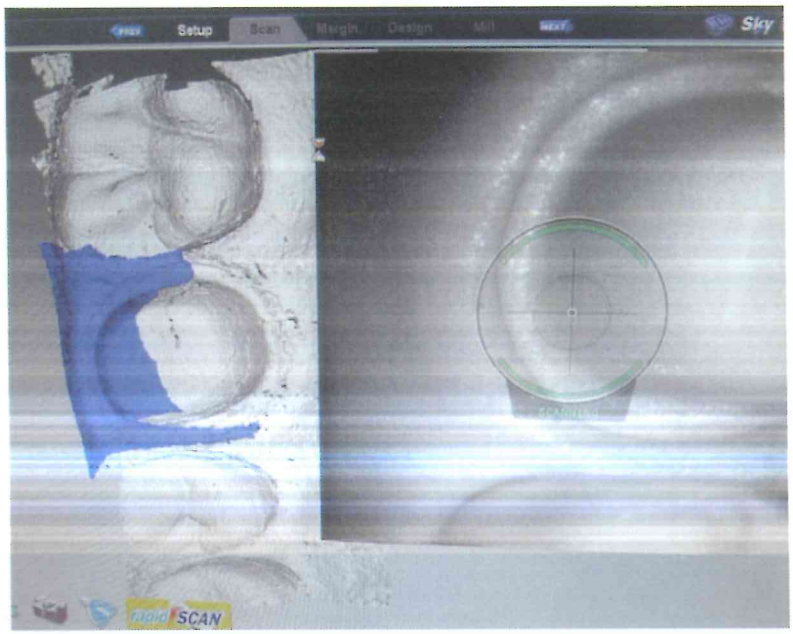
3.5. E4D CAD/CAM sistemiyle dijital ölçü elde edilmesi ve restorasyonların üretimi

Sisteme dahil ağız içi tarayıcı (IntraOral Digitizer) ile direkt dijital ölçü elde edildi.

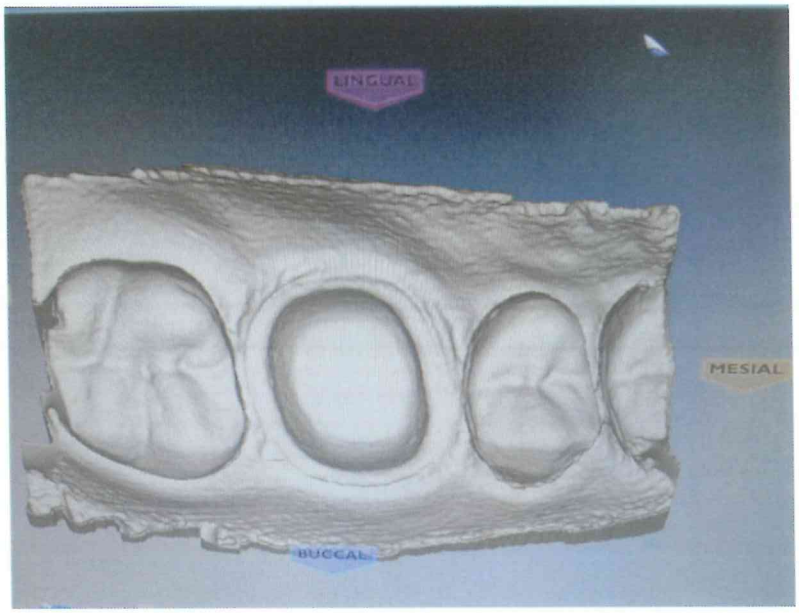
3.5.1. IntraOral Digitizer ağız içi tarayıcısı ile dijital ölçü elde edilmesi

Ana modelden direkt dijital ölçü, E4D (D4D Technologies, Richardson, TX, USA) CAD/CAM sisteminin IntraOral Digitizer ağız içi tarayıcısı kullanılarak elde edildi.

Sistem pudra gerektirmediği için ana modelde pudralama işlemi yapılmadı. Okluzal bölgeden ağız içi tarayıcı mesial-distal yönde hareket ettirilerek görüntü alındı. 7 defa işlem tekrarlandı ve toplamda 7 adet görüntü elde edildi (Şekil 3-22, 3-23)



Şekil 3- 23: Ana model üzerinde yapılan tarama işleminin görüntüsü

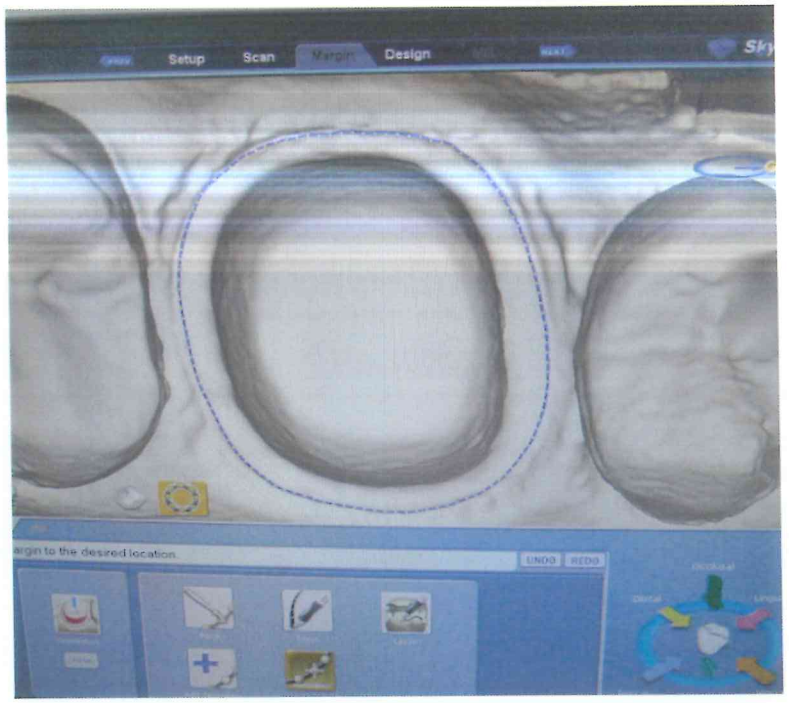


Şekil 3- 24: IntraOral Digitizer ağız içi tarayıcı ile elde edilen dijital ölçü görüntüsü

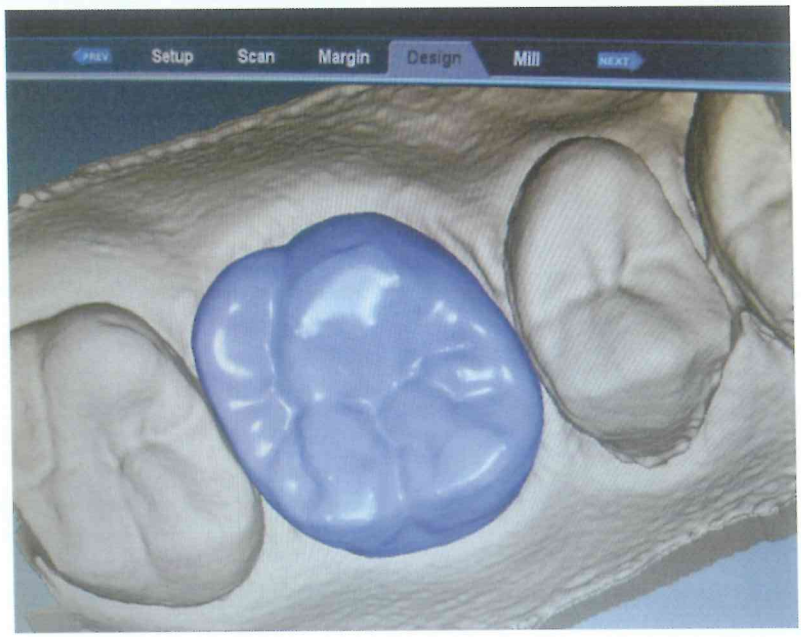
3.5.2. Tam seramik kuron restorasyonlarının tasarımı ve üretimi

(Miyazaki, Hotta, Kunii, Kuriyama, & Tamaki, 2009)E4D (D4D Technologies, Richardson, TX, USA) CAD/CAM sistemine ait bilgisayar yazılımında; restorasyon bitim sınırları çizildi, siman aralığı değeri 30 μm olarak seçildi ve restorasyon tasarımı yapıldı (Şekil 3-24, 3-25). Restorasyonun blok içerisindeki pozisyonu belirlendikten sonra son aşama olarak restorasyonun

üretileceği blok seçimi yapıldı. Lityum disilikat ile güçlendirilmiş cam seramik blok (IPS Emax CAD for E4D, Ivoclar, Vivadent) aşındırma ünitesine yerleştirildi ve aşındırma komutu verildi (Şekil 3-25, 3-26). Ortalama 17 dakika içerisinde bir kuron restorasyonu tamamlandı. 7 adet tam seramik kuron restorasyonunun aşındırılmasından sonra glazür işlemi uygulandı (Şekil 3-27).



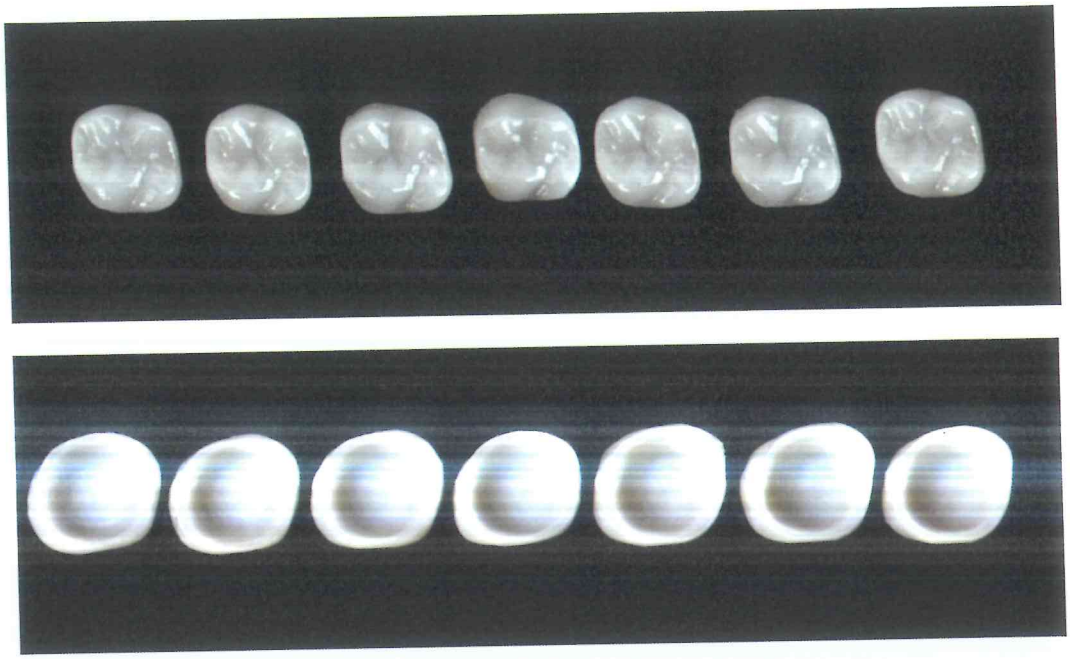
Şekil 3- 25: Restorasyon bitim sınırlarının çizilmesi



Şekil 3- 26: Tasarımı yapılan restorasyonun görüntüsü

Şekil 3- 27: Restorasyonun blok içerisindeki pozisyonunun belirlenmesi

Şekil 3- 28: E4D Mill ile restorasyonların üretimi sırasındaki görüntü



Şekil 3- 29: E4D sistemi ile hazırlanan tam seramik kuron restorasyonlarının görüntüsü

3.6. 3Shape CAD/CAM sistemiyle ana modelden ve alçı modellerden dijital ölçü elde edilmesi

Ana modelden direkt dijital ölçü, 3Shape (3Shape Dental Sistemler, Kopenhag, Danimarka) CAD/CAM sisteminin TRIOS ağız içi tarayıcısı kullanılarak elde edildi. İndirekt dijital ölçü ise D700 masa üstü tarayıcısı ile elde edildi.

3.7. 3Shape TRIOS ağız içi tarayıcısı ile ana modelden dijital ölçü elde edilmesi

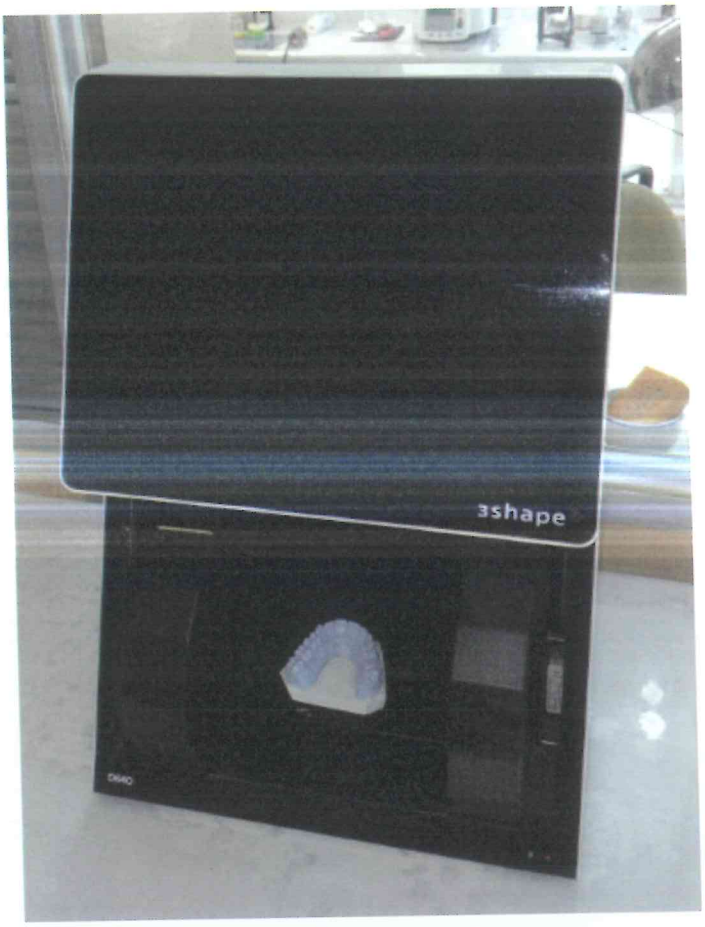
Sistem pudra gerektirmediği için ana modelde pudralama işlemi yapılmadı. Okluzal bölgeden ağız içi tarayıcı mesial-distal yönde hareket ettirilerek görüntü alındı. 7 defa işlem tekrarlandı ve toplamda 7 adet görüntü elde edildi (Şekil 3-29)

Şekil 3- 30: 3Shape TRIOS ağız içi tarayıcısı ile elde edilen görüntü

3.7.1. 3Shape D700 masa üstü tarayıcı ile alçı modellerden dijital ölçü elde edilmesi

Alçı model, 3 eksende hareket edebilen tablaya yerleştirildi. yerleştirildi. Bilgisayar ekranında, ilk olarak restorasyonun yapılacağı diş numarası (26) ve restorasyonun tipi (crown) seçildi.

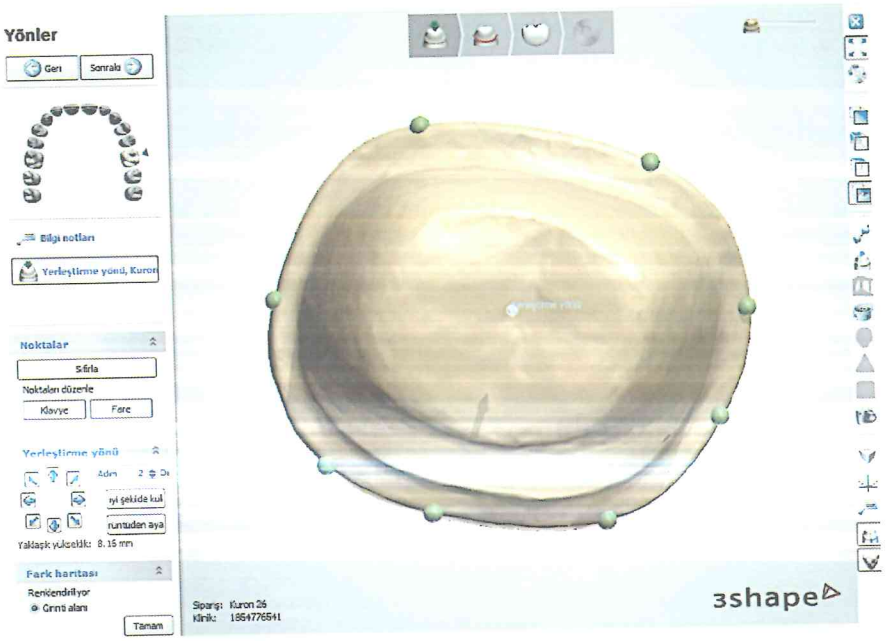
Optik kamera, preparasyonun ölçüsünü almak için model net bir şekilde görüntülene kadar aşağı yukarı hareket ettirilerek ayarlandı. 7 adet alçı model tarandı ve toplamda 7 ayrı alçı modelden 7 ayrı görüntü elde edildi (Şekil 3-30).



Şekil 3- 31: Alçı modellerin masa üstü tarayıcı içerisine yerleştirilme görüntüsü

3.7.2. Kuron restorasyonlarının tasarımı ve üretimi

3Shape (3Shape Dental Sistemler, Kopenhag, Danimarka) CAD/CAM sistemine ait bilgisayar yazılımında; restorasyon bitim sınırları çizildi, siman aralığı değeri 30 µm olarak seçildi ve restorasyon tasarımı yapıldı (Şekil 3-31, 3-32). Lityum disilikat ile güçlendirilmiş cam seramik blok (IPS Emax CAD, Ivoclar, Vivadent) aşındırma ünitesine yerleştirildi ve aşındırma komutu verildi (Şekil 3-33). Ortalama 17 dakika içerisinde bir kuron restorasyonu tamamlandı. Ağız içi tarayıcı ile ve masa üstü tarayıcı ile ayrı ayrı elde edilen dijital ölçüler üzerine toplam 14 adet kuron protezi tasarlandı ve hepsi Cori TEC 340i (İmes-icore, GmbH, Eiterfeld, Almanya) aşındırma ünitesinde üretildi (Şekil 3-34). Toplam 14 adet tam seramik kuron restorasyonu üretildikten sonra glazür işlemi uygulandı (Şekil 3-35).



Şekil 3- 32: Restorasyon bitim sınırlarının çizilmesi

Şekil 3- 33:Restorasyonların tasarım görüntüsü

Şekil 3- 34: 3Shape sistemi ile uyumlu çalışan Cori TEC 640i (İmes-icore, GmbH, Eiterfeld, Almanya) freze cihazının görüntüsü

Şekil 3- 35: 3Shape sistemi ile hazırlanan tam seramik kuron restorasyonlarının görüntüsü

3.8. GC Aadva (GC Corporation, Tokyo, Japonya) masa üstü tarayıcı ile dijital ölçü elde edilmesi ve restorasyonların üretimi

Alçı model, 270° hareket edebilen tablaya yerleştirildi (Şekil 3-35). Tabla üzerindeki referans noktaları tanımlandı ve tarama işlemine geçildi. 7 adet alçı model tarandı ve toplamda 7 ayrı alçı modelden 7 ayrı görüntü elde edildi (Şekil 3-36).

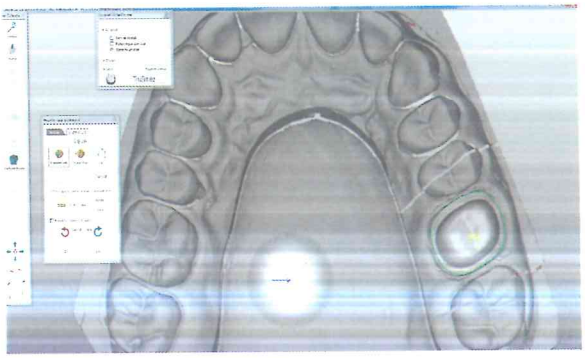
Şekil 3- 36: Alçı modelin masa üstü tarayıcıya yerleştirilme görüntüsü

Şekil 3- 37: Alçı modellerden dijital ölçü elde edilme görüntüsü

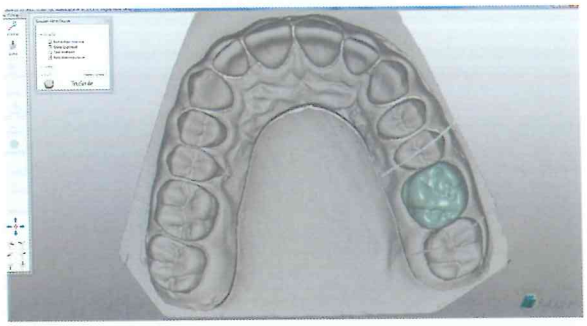
3.8.1. Tam seramik kuron restorasyonların tasarımı ve üretimi

Aadva bilgisayar yazılımında restorasyon bitim sınırları çizildive restorasyon tasarımı yapıldı (Şekil 3-36, 3-37). Lityum disilikat ile güçlendirilmiş cam seramik blok (IPS Emax CAD, Ivoclar, Vivadent) aşındırma ünitesine (cori TEC 640i, İmes-icore, GmbH, Eiterfeld, Almanya) yerleştirildi ve aşındırma komutu verildi. Ortalama 20

dakika içerisinde bir kuron restorasyonu tamamlandı. 7 adet kuron protezi tasarlandı ve Coritec 340i (İmes-icore, GmbH) aşındırma ünitesinde üretildi.



Şekil 3- 38: Restorasyon bitim sınırlarının belirlenme görüntüsü



Şekil 3- 39: Tasarımı tamamlanan restorasyonun görüntüsü

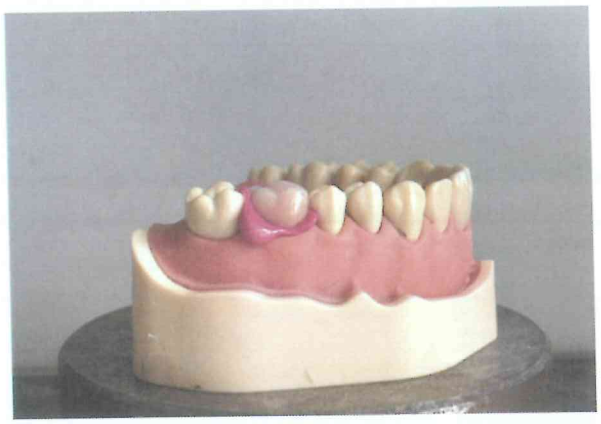
Şekil 3- 40: GC Aadva sistemiyle elde edilen tam seramik kuron restorasyonlarının görüntüsü

3.9. Micro-CT ile incelenecek örneklerin hazırlanması

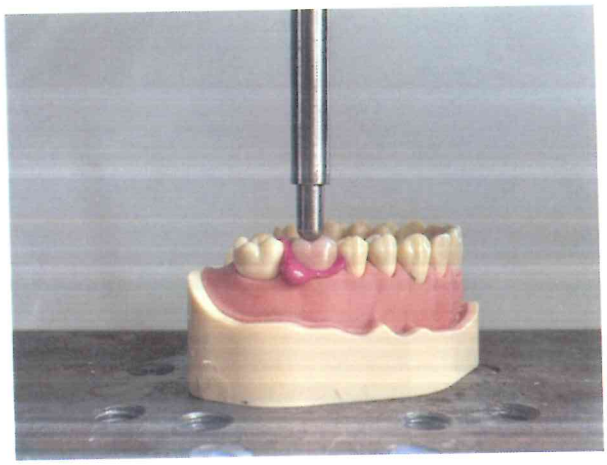
Hazırlanan 49 adet tam seramik kuron restorasyonları içerisine düşük viskoziteli polivinilsiloksan ölçü materyali (Express™, 3M ESPE, Seefeld, Almanya) konuldu

(Şekil 3-40). Her bir kuron restorasyonu ana modelde hazırlanan 26 nolu fantom diş üzerine parmak basıncıyla yerleştirildi (Şekil 3-41) ve hemen kuron restorasyonları üzerine Shimadzu üniversal test cihazı (Japonya) ile 20N kuvvet uygulanarak 10 dk beklendi (Şekil 3-42). Ölçü materyali kuron restorasyonu içerisinde kalacak şekilde ana modelden ayrıldı.

Şekil 3- 41: Düşük viskoziteli polivinilsiloksan ölçü materyalinin kuron restorasyonu içerisine yerleştirilme görüntüsü



Şekil 3- 42: Kuron restorasyonunun ana model üzerine yerleştirilmesi



Şekil 3- 43: Restorasyon üzerine üniversal test cihazı ile kuvvet uygulama görüntüsü

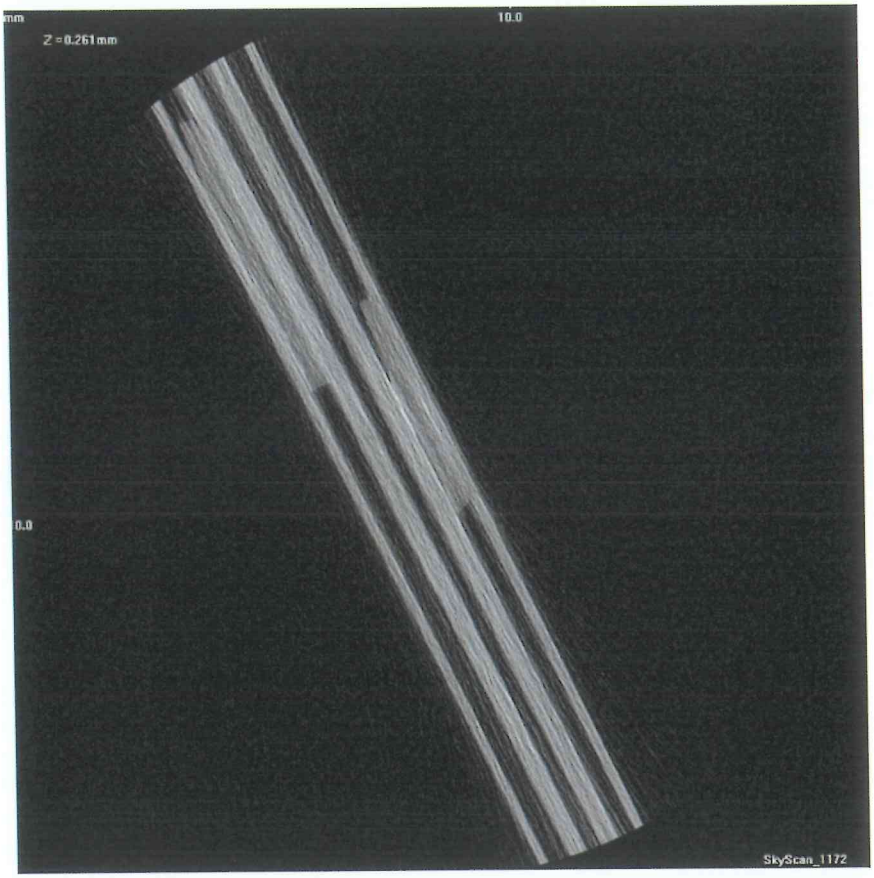
3.10. Micro-CT cihazının kalibrasyonu

Skyscan 1172 (Skyscan, Aartselaar,Belçika) microCT sistemi doğru ölçüm için kullanılacak materyalin özelliklerine göre kalibre edilmiştir (Şekil 3-41). Kalibrasyon için üzerinde ölçüm yapılacak düşük viskoziteli polivinilsiloksan ölçü materyali (Express™, 3M ESPE, Seefeld, Almanya) 3X3 boyutlu küp kalıp içerisine konuldu ve sertleşmesi için 5 dk. beklendi. Aynı ölçü materyalinden microtom cihazı ile 25 µm, 50 µm ve 60 µm kalınlıklarında kesit alındı. Alınan kesitler 2 lamel arasına sabitlendi ve Skyscan 1172 (Skyscan, Aartselaar,Belçika) microCT sistemi ile tarandı (Şekil 3-42). Tarama sonucu elde edilen görüntü üzerinde ölçüm yapılarak değerlerin tutarlılığı doğrulandı. Kullanılacak materyallerin özelliklerine göre şu parametreler girilmiştir:

- hızlandırıcı Voltaj: 49 kV
- akım: 200µA
- ekspozür süresi: 480ms
- AL filtre kalınlığı: 0.5 mm
- Rotasyon basamağı: 0.6° (360°'lik dönüşte).

Ve elde edilen görüntünün piksel boyutu 17µm'dir.

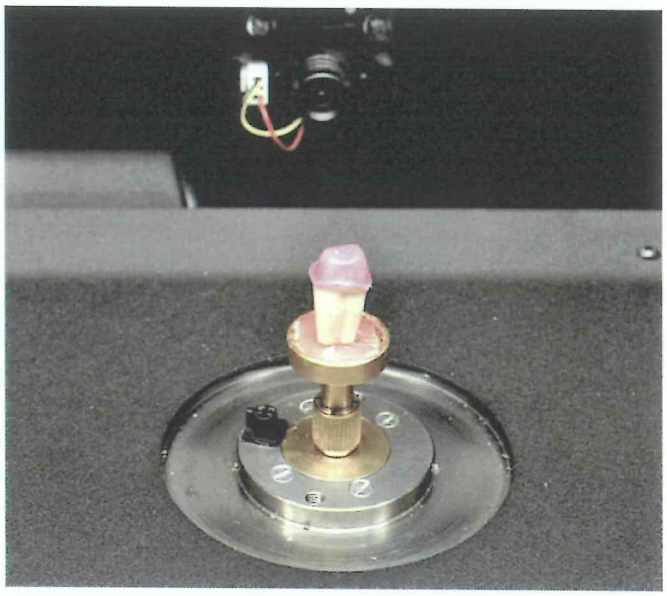
Şekil 3- 44: Skyscan 1172 microCT cihazının görüntüsü



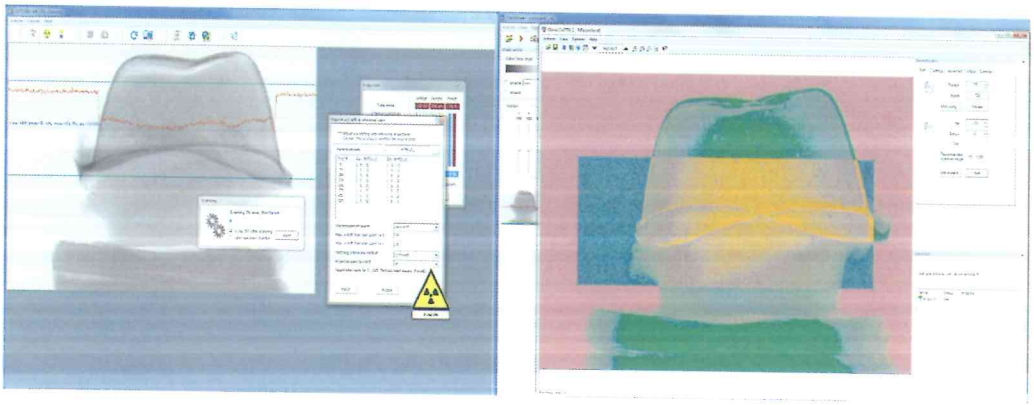
Şekil 3- 45: Kesitlerin microCT ile elde edilen tarama görüntüsü

3.11. Örneklerin micro-CT ile taranma işlemi

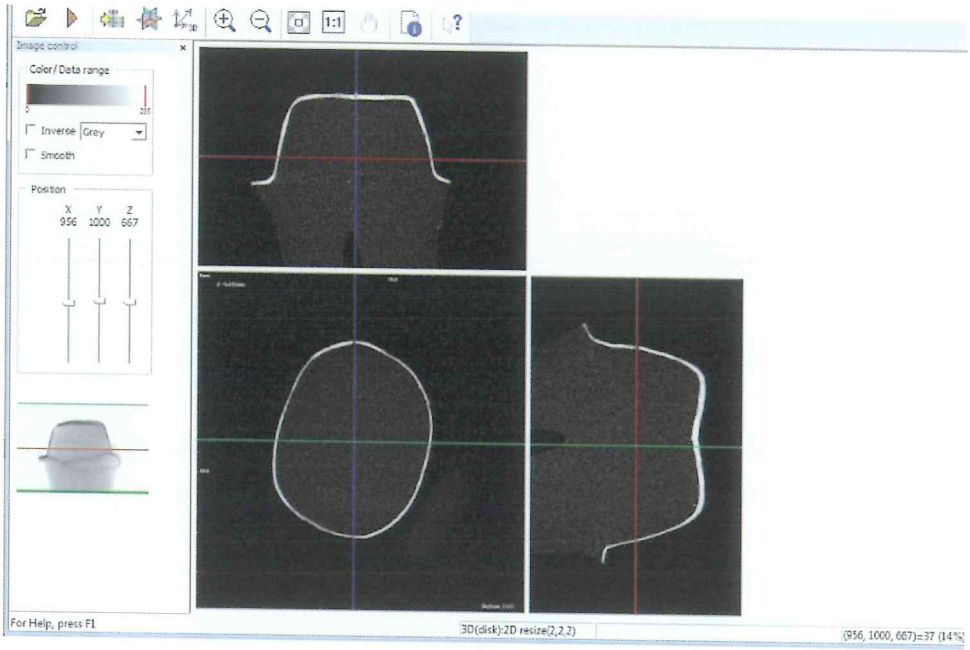
Düşük viskoziteli polivinilsiloksan ölçü materyali ile hazırlanan ve ana model ile restorasyon arasındaki aralığı taklit eden örnekler, micro-CT cihazında incelenmek amacıyla;hazırlanan fantom diş üzerine yerleştirildi.Fantom diş, bir köşesinde çentik bulunan mum tabaka üzerine sabitlendi ve cihaza ait tabla üzerinde; x- ışınları dişe dik gelecek şekilde cihaz içerisine yerleştirildi (Şekil 3-45). Mum tabakanın köşesinde oluşturulan çentik, tarama görüntüleri üzerinde referans noktası olarak alındı. Her kuron restorasyonu ortalama 40 dk süre ile tarandı. Elde edilen kesitler BMP tip dosya olarak kaydedildi ve NRecon yazılımı ile birleştirilerek görüntüler elde edildi (Şekil 3-46). Görüntüler, her örneğin aynı kesiti üzerinde ölçüm yapılabilmesi için DataViewer programıyla düzenlendi. Görüntü üzerinde referans alınan noktaya göre sagital ve coronal kesitler elde edildi (Şekil 3-47). Elde edilen kesitler üzerinde her örnekte aynı noktada ölçüm yapılabilmesi amacıyla görüntüler CTan (Skyscan, Aartselaar,Belçika) programına aktarıldı. CTan yazılımı, ölçülecek alanların x ve y düzlemine göre belirlenmesi için kullanıldı (Şekil 3-48).



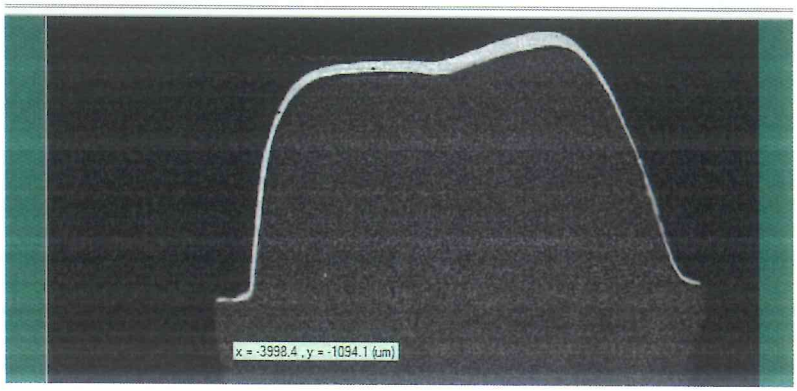
Şekil 3- 46: Örneklerin micro-CT içerisine yerleştirilmesi



Şekil 3- 47: Kesitlerin NRecon yazılımı ile birleştirilmesi



Şekil 3- 48: DataViewer programında kesitlerin belirlenmesi



Şekil 3- 49: Kesitlerin CTan programında görüntülenmesi

3.12. İç uyumun incelenmesi

Tüm örneklerin bukko-lingual ve mesio-distal yönde kesitleri alındıktan sonra toplam 14 noktada ölçüm yapıldı. Mesial, distal, bukkal ve palatinal yüzeylerde belirlenen üç noktada ölçüm yapılırken, okluzal bölgede coronal kesitte bir noktada, sagital kesitte bir noktada olmak üzere iki noktada ölçüm yapıldı. (Şekil 3-44):

- Marjinal bölge (MMB): Marjin bitimindeki bölüm
- Aksiyal duvar (AD): Aksiyal duvarın ortasındaki bölüm
- Aksiyo-okluzal geçiş bölgesi (AOB): Aksiyal duvar ile okluzal alan arasındaki geçiş bölgesi
- Okluzal bölge (OB): Aksiyo-okluzal bölgenin 1mm uzaklığında, okluzal bölge merkezinde.

49 adet örneğin her birinde 14 noktada ölçüm yapıldı. Her ölçüm 3 defa tekrarlandı ve tek bir gözlemci tarafından toplamda 2058 (49x14x3) defa ölçüm yapıldı.

4. BULGULAR

Çalışmamızda tek bir ana model için 7 farklı tarayıcı ile 7'şer adet olmak üzere 49 adet dijital ölçü elde edildi. Ölçüler yardımıyla 49 adet tam seramik kuron restorasyonu üretildi.

Direkt ve indirekt dijital ölçü yöntemlerinin ve ayrıca farklı CAD/CAM sistemlerinin kenar uyumu ve iç uyuma etkilerini incelemek amacıyla 7 adet deney grubu oluşturuldu. Üretilen restorasyonların diş ile arasındaki boşluğu taklit eden örneklerin koronal ve sagital kesitleri üzerinde 14'er noktada ölçüm yapıldı.Her ölçüm 3 defa tekrarlandı ve tek bir gözlemci tarafından toplamda 2058 (49x14x3) defa ölçüm yapıldı.

4.1. Deney gruplarında iç uyum vekenar uyumu ölçümlerinin değerlendirilmesi

Çalışmada elde edilen bulgular değerlendirilirken, istatistiksel analizler için IBM SPSS Statistics 22 programı kullanıldı. Çalışma verileri değerlendirilirken parametrelerin normal dağılıma uygunluğu Kolmogorov-Smirnov testi ile değerlendirilmiş ve parametrelerin normal dağılıma uygun olduğu saptanmıştır. Parametrelerin gruplar arası karşılaştırmalarında Oneway Anova testi ve farklılığa neden çıkan grubun tespitinde Tukey HDS testi kullanıldı. Parametrelerin iki grup arası karşılaştırmalarında Student t test kullanıldı. Anlamlılık $p<0.05$ düzeyinde değerlendirildi.

Grupların ayrı ayrı tüm ölçüm değerleri Tablo 4-1'den 4-14'e kadar gösterilmiştir. Tüm grupların ölçüm değerleri ve standart sapmaları Tablo 4-15 ve Tablo 4-16'da, ağız içi tarayıcıların tek yönlü varyans analizi (ANOVA), Tablo 4-17, Tablo 4-18, Şekil 4-3, Şekil 4-4'de, masa üstü tarayıcıların tek yönlü varyans analizi (ANOVA), Tablo 4-19 ve Tablo 4-20'de, ağız içi ve masa üstü tarayıcılarıntek yönlü varyans analizi (ANOVA), Tablo 4-21 ve Tablo 4-22'de görülmektedir.

Tablo 4- 1: Cerec AC Omnicam sisteminin sagital kesitte ölçüm değerleri

Cerec AC Omnicam							
µm / bölge	1	2	3	4	5	6	7
MMB	36.47	55.78	46.28	34.60	49.52	37.65	46.28
MAD	90.66	98.00	103.30	103.05	86.67	64.00	72.10
MAOB	120.33	103.40	114.23	127.76	121.61	129.00	138.12
OB	113.00	101.92	129.00	122.68	108.76	103.55	118.18
DAOB	121.00	126.88	115.00	107.60	121.40	122.70	126.80
DAD	105.00	99.56	113.28	107.00	98.00	86.82	79.60
DMB	71.55	77.80	63.00	53.67	74.28	79.78	69.80

Tablo 4- 2: Cerec AC Omnicam sisteminin coronal kesitte ölçüm değerleri

Cerec AC Omnicam							
µm / bölge	1	2	3	4	5	6	7
PMB	54.00	77.02	50.00	78.77	44.97	49.95	46.45
PAD	116.00	76.07	99.18	77.24	74.83	133.25	93.62
PAOB	150.51	117.13	104.02	108.53	107.29	138.12	146.33
OB	104.75	104.87	117.00	112.87	106.92	105.19	104.68
BAOB	111.30	114.14	128.23	136.43	114.58	114.25	109.34
BAD	88.83	92.30	96.81	68.04	99.78	93.82	58.06
BMB	31.77	61.33	51.03	48.11	49.89	96.26	36.72

Tablo 4- 3: Cerec AC Bluecam sisteminin sagital kesitte ölçüm değerleri

Cerec AC Bluecam							
µm / bölge	1	2	3	4	5	6	7
MMB	62.64	77.71	60.40	82.40	92.50	63.10	108.40
MAD	90.50	97.42	101.60	103.36	79.30	85.22	109.60
MAOB	128.00	110.57	116.70	125.20	115.20	133.50	121.40
OB	164.20	107.30	108.00	102.70	103.30	118.30	108.20
DAOB	178.00	128.22	127.38	99.23	103.42	97.02	122.56
DAD	135.64	155.97	101.80	179.21	181.00	137.20	138.60
DMB	77.30	53.30	68.20	74.40	79.00	73.60	62.60

Tablo 4- 4: Cerec AC Bluecam sisteminin coronal kesitte ölçüm değerleri

Cerec AC Bluecam							
µm / bölge	1	2	3	4	5	6	7
PMB	62.64	77.71	60.40	82.40	92.50	63.10	108.40
PAD	90.50	97.42	101.60	103.36	79.30	85.22	109.60
PAOB	128.00	110.57	116.70	125.20	115.20	133.50	121.40
OB	164.20	107.30	108.00	102.70	103.30	118.30	108.20
BAOB	178.00	128.22	127.38	99.23	103.42	97.02	122.56
BAD	135.64	155.97	101.80	179.21	181.00	137.20	138.60
BMB	77.30	53.30	68.20	74.40	79.00	73.60	62.60

Tablo 4- 5: Cerec inLab inEos X5 sistemi için sagital kesitteki ölçüm değerleri

Cerec inLab inEos X5							
µm / bölge	1	2	3	4	5	6	7
MMB	60.14	56.78	64.76	51.43	47.88	62.99	55.64
MAD	108.24	87.31	90.67	74.83	69.67	82.58	81.23
MAOB	118.85	132.21	128.64	125.45	114.90	121.35	109.87
OB	112.93	96.87	111.12	105.42	104.96	113.45	103.75
DAOB	120.27	119.23	125.70	117.46	156.23	112.53	119.39
DAD	96.22	88.19	92.29	75.87	97.47	82.45	91.87
DMB	73.16	55.78	63.97	67.92	71.12	65.48	65.29

Tablo 4- 6:Cerec inLab inEos X5 sistemi için coronal kesitteki ölçüm değerleri

Cerec inLab inEos X5							
µm / bölge	1	2	3	4	5	6	7
PMB	44.97	46.56	47.62	50.51	55.81	49.59	51.29
PAD	112.25	87.91	67.35	67.35	78.93	84.19	85.92
PAOB	142.85	100.56	144.84	107.81	100.18	99.14	117.45
OB	124.28	111.81	117.62	113.45	112.38	108.65	109.39
BAOB	127.77	121.31	138.59	128.23	137.84	114.40	119.39
BAD	74.82	88.19	85.86	85.86	76.70	73.16	82.49
BMB	37.42	39.44	37.65	36.63	42.85	48.11	45.91

Tablo 4- 7: E4D IntraOral Digitizer sisteminin sagital kesitteki ölçüm değerleri

E4D IntraOral Digitizer							
µm / bölge	1	2	3	4	5	6	7
MMB	76.81	63.14	53.97	63.14	58.74	174.94	38.86
MAD	66.08	105.24	75.55	91.76	78.32	96.18	107.47
MAOB	115.48	111.87	170.66	105.00	152.29	126.92	110.17
OB	195.54	189.43	194.28	90.53	206.51	114.54	104.42
DAOB	107.54	97.02	77.83	110.47	110.75	73.35	115.85
DAD	117.26	113.09	121.90	117.66	114.74	115.87	109.04
DMB	92.47	75.85	96.14	107.38	87.88	98.40	83.06

Tablo 4- 8: E4D IntraOral Digitizer sisteminin coronal kesitteki ölçüm değerleri

E4D IntraOral Digitizer							
µm / bölge	1	2	3	4	5	6	7
PMB	152.14	41.02	66.79	135.92	56.88	76.36	120.27
PAD	92.69	91.72	103.09	58.06	159.28	169.44	276.62
PAOB	34.54	41.02	121.76	107.06	96.54	104.83	170.09
OB	147.16	216.16	152.26	148.37	261.67	175.34	158.19
BAOB	180.15	171.03	171.81	191.00	234.54	198.32	148.77
BAD	77.24	93.77	72.23	74.18	94.34	105.90	85.14
BMB	71.25	67.34	57.27	74.36	73.76	65.24	82.05

Tablo 4- 9: 3 Shape Trios sisteminin sagital kesitte ölçüm değerleri

3 Shape Trios							
µm / bölge	1	2	3	4	5	6	7
MMB	103.40	77.71	69.20	40.92	64.60	42.09	82.70
MAD	120.00	91.59	81.55	142.87	87.30	147.33	112.34
MAOB	142.00	46.70	111.69	86.59	91.59	73.67	77.80
OB	125.00	106.81	77.36	84.15	115.85	74.41	112.00
DAOB	178.00	128.22	127.38	99.23	103.42	97.02	122.56
DAD	182.00	168.68	161.46	185.67	104.50	182.43	175.96
DMB	79.30	77.71	100.98	51.02	67.40	52.62	82.67

Tablo 4- 10:3 Shape Trios sisteminin coronal kesitte ölçüm değerleri

3 Shape Trios							
µm / bölge	1	2	3	4	5	6	7
PMB	62.64	67.30	59.98	49.89	62.40	51.81	57.92
PAD	89.14	69.40	87.13	72.90	75.37	53.40	81.23
PAOB	101.90	90.60	84.19	70.56	94.29	64.76	90.87
OB	141.80	112.00	84.19	112.25	122.88	103.62	98.90
BAOB	137.60	120.00	90.67	128.41	117.29	91.56	118.70
BAD	125.20	64.77	117.00	162.14	129.52	142.47	92.88
BMB	79.80	72.16	77.65	78.60	80.60	40.96	67.83

Tablo 4- 11: 3 Shape D700 sisteminin sagital kesitte ölçüm değerleri

3 Shape D700							
µm / bölge	1	2	3	4	5	6	7
MMB	33.68	67.35	46.45	67.35	50.51	67.35	23.81
MAD	71.44	121.42	127.74	218.89	67.35	84.19	117.86
MAOB	75.30	98.18	83.74	95.25	182.13	53.25	98.18
OB	84.19	117.86	92.90	134.70	85.86	117.86	101.03
DAOB	95.25	95.25	93.62	71.44	71.44	106.49	84.19
DAD	168.38	202.05	267.08	169.22	253.13	269.41	185.98
DMB	67.35	67.35	58.06	50.51	75.30	84.19	67.35

Tablo 4- 12: 3 Shape D700 sisteminin coronal kesitte ölçüm değerleri

3 Shape D700							
µm / bölge	1	2	3	4	5	6	7
PMB	43.79	37.65	60.71	63.59	84.19	61.57	53.25
PAD	67.35	50.51	50.51	129.52	101.03	84.19	84.19
PAOB	84.19	60.71	60.71	64.76	122.58	85.86	85.86
OB	101.03	134.70	101.03	160.21	106.49	85.86	90.67
BAOB	119.06	84.19	121.42	53.40	128.23	119.06	84.19
BAD	151.54	134.70	168.38	130.17	169.21	134.70	151.54
BMB	55.46	50.51	85.86	77.71	50.51	53.25	67.35

Tablo 4- 13: GC Aadva sisteminin sagital kesitteki ölçüm değerleri

GC Aadva							
µm / bölge	1	2	3	4	5	6	7
MMB	54.78	67.35	46.70	62.30	44.31	55.80	61.76
MAD	67.35	108.60	90.67	102.34	77.54	85.43	76.20
MAOB	81.69	124.18	111.42	110.30	86.52	107.40	98.45
OB	77.35	148.78	104.42	117.21	121.85	112.57	106.80
DAOB	85.81	97.14	93.40	88.90	104.51	92.65	102.47
DAD	106.18	40.41	38.86	63.45	55.39	77.12	55.19
DMB	56.79	40.41	38.86	51.34	55.39	51.90	56.78

Tablo 4- 14: GC Aadva sisteminin sagital kesitteki ölçüm değerleri

GC Aadva							
µm / bölge	1	2	3	4	5	6	7
PMB	70.90	84.18	53.25	50.51	50.54	55.43	62.92
PAD	53.17	53.25	50.51	67.35	46.59	55.27	52.45
PAOB	75.20	131.51	84.18	105.53	141.60	91.56	97.29
OB	88.62	168.38	98.18	136.33	113.57	126.37	117.34
BAOB	152.47	142.87	131.51	180.00	147.30	120.56	131.78
BAD	70.90	33.68	50.51	53.25	67.80	67.24	56.89
BMB	36.55	33.68	37.65	37.65	41.87	40.21	38.90

4.1.1. Ağız içi ve masa üstü tarayıcıların kenar uyumu ve iç uyum ölçümlerinin değerlendirilmesi

Tarayıcıların, kenar aralık ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır (p:0.001; p<0.01). Farklılığın hangi gruptan kaynaklandığının tespiti için yapılan Tukey HSD test sonucunda; IntraOral Digitizer grubunun kenar aralık ortalaması, Omnicam (p:0.001; p<0.01), Bluecam (p:0.015; p<0.05), InLabinEos X5 (p:0.001; p<0.01), D700 (p:0.001; p<0.01) ve Aadva (p:0.001; p<0.01) sistemlerinden anlamlı şekilde yüksek bulunmuştur. Trios sisteminin kenar aralık ortalaması, Aadva sisteminden anlamlı şekilde yüksek bulunmuştur (p:0.020; p<0.05). Diğer sistemlerin kenar uyumu ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır (p>0.05)(Tablo 4-1)(Şekil 4-1).

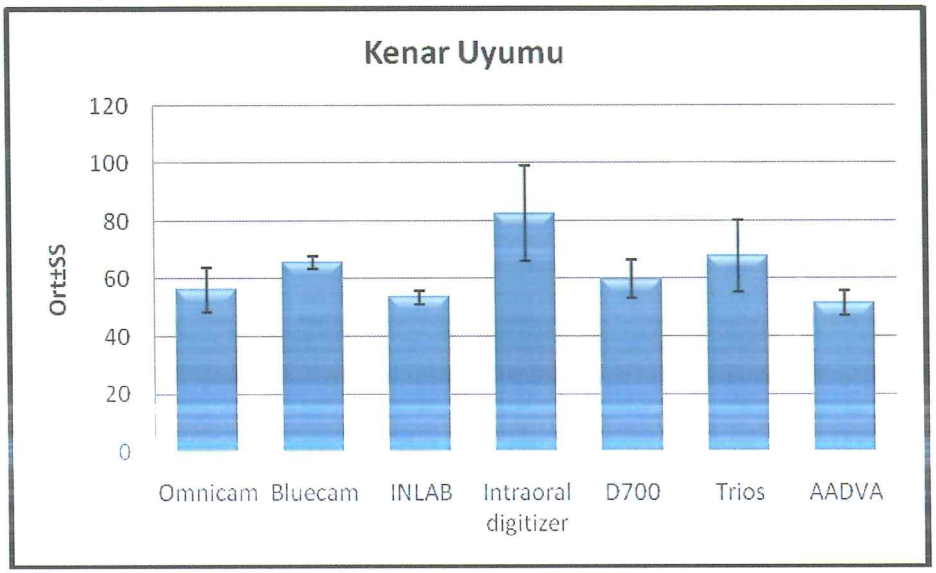
Tarayıcı sistemlerinin iç aralık ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır (p:0.001; p<0.01). Farklılığın hangi gruptan kaynaklandığının tespiti için yapılan Tukey HSD test sonucunda; IntraOral Digitizer (E4D) sisteminin iç

aralık ortalaması, Omnicam (p:0.006; p<0.01), InLab inEos X5 (p:0.001; p<0.01), Trios (p:0.019; p<0.05) ve Aadva (p:0.001; p<0.01) sistemlerinden anlamlı şekilde yüksek bulunmuştur. Aadvasisteminin iç aralık ortalaması, Bluecam (p:0.001; p<0.01), D700 (p:0.003; p<0.01) ve Trios (p:0.049; p<0.05) sistemlerinden anlamlı şekilde düşük bulunmuştur. Diğer sistemlerin iç uyum ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır (p>0.05)(Tablo 4-2)(Şekil 4-2).

Tablo 4- 15: Tarayıcıların kenar uyumu açısından değerlendirilmesi

	Kenar Uyumu
	Ort±SS
Omnicam	56,17±7,69
Bluecam	65,48±2,14
InLab inEos X5	53,45±2,23
IntraOral Digitizer	82,55±16,61
D700	59,72±6,67
Trios	67,92±12,42
Aadva	51,39±4,39
p	**0,001****

Oneway ANOVA Test *** p<0.01*

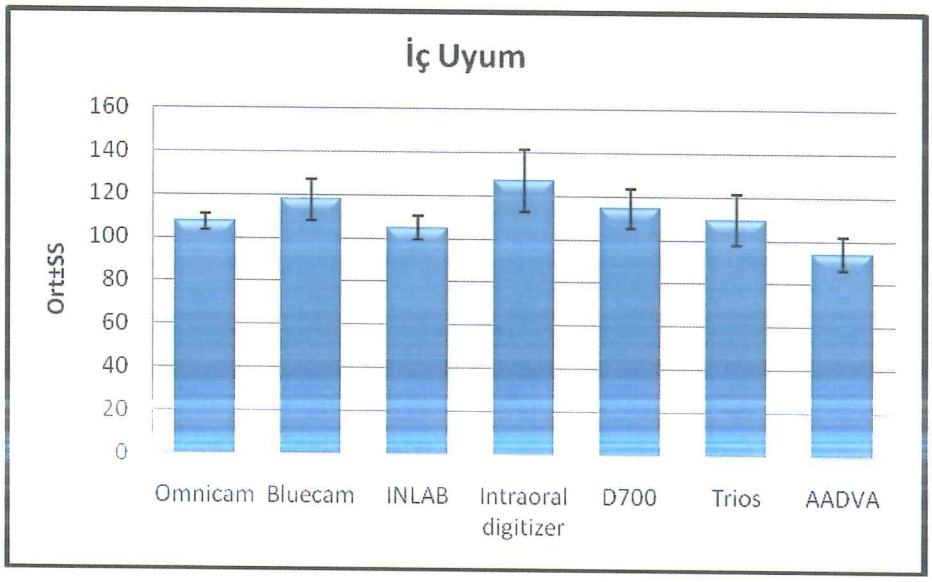


Şekil 4- 1:Tarayıcıların kenar uyumu açısından değerlendirilmesi

Tablo 4- 16: Tarayıcılarıniç uyum açısından değerlendirilmesi

	İç Uyum
	Ort±SS
Omnicam	107,49±3,68
Bluecam	117,63±9,69
InLab inEos X5	104,84±5,39
IntraOral Digitizer	127,07±14,25
D700	114,63±9,1
Trios	109,5±11,93
AADVA	94,00±7,71
p	**0,001****

Oneway ANOVA Test *** p<0.01*



Şekil 4- 2:Tarayıcılarıniç uyum açısından değerlendirilmesi

4.1.2. Ağız içi tarayıcı sistemlerinin kenar uyumu ve iç uyum açısından değerlendirilmesi

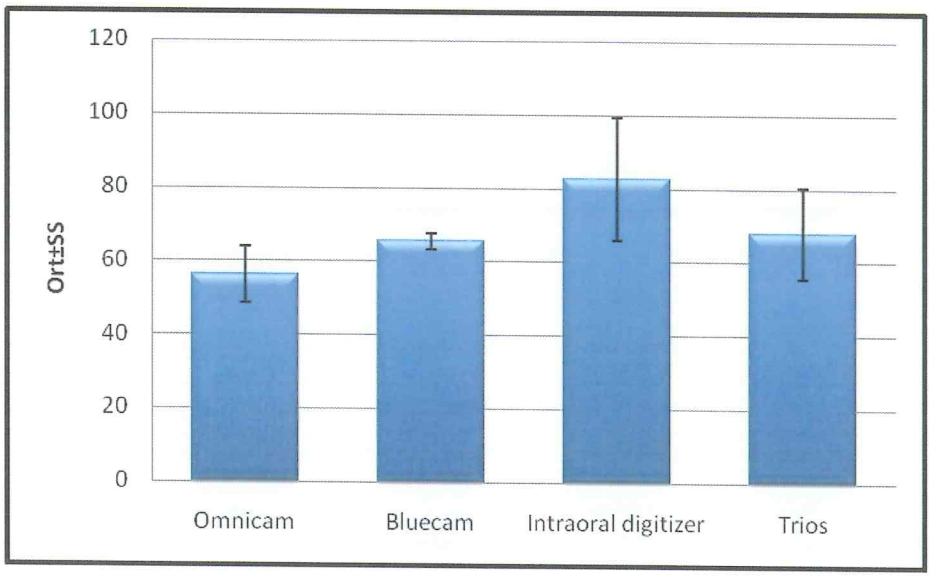
Ağız içi tarayıcı sistemlerinin kenar aralık ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır (p:0.002; $p<0.01$). Farklılığın hangi gruptan kaynaklandığının tespiti için yapılan Tukey HSD test sonucunda; IntraOral Digitizer sisteminin kenar aralık ortalaması, Omnicam (p:0.001; $p<0.01$) ve Bluecam (p:0.039; $p<0.05$) sistemlerinden anlamlı şekilde yüksek bulunmuştur. Diğer ağız içi sistemlerin kenar aralık ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$)(Şekil 4-3, Tablo 4-3).

Ağız içi tarayıcı sistemlerinin iç aralık ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır (p:0.008; $p<0.01$). Farklılığın hangi gruptan kaynaklandığının tespiti için yapılan Tukey HSD test sonucunda; IntraOral Digitizer sisteminin iç aralık ortalaması, Omnicam (p:0.011; $p<0.05$) ve Trios (p:0.019; $p<0.05$) sistemlerinden anlamlı şekilde yüksek bulunmuştur. Diğer ağız içi sistemlerin iç aralık ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$)(Şekil 4-4, Tablo 4-4).

Tablo 4- 17: Ağız içi tarayıcı sistemlerinin kenar uyumunun değerlendirilmesi

	Kenar Uyumu
	Ort±SS
Omnicam	56,17±7,69
Bluecam	65,48±2,14
IntraOral Digitizer	82,55±16,61
Trios	67,92±12,42
p	**0,002****

Oneway ANOVA Test *** p<0.01*

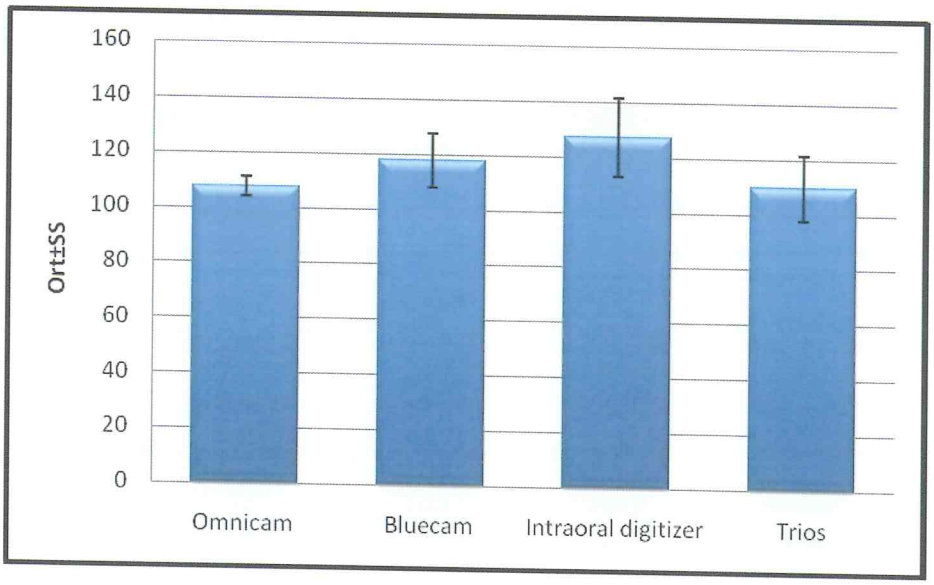


Şekil 4- 3: Ağız içi tarayıcı sistemlerinin kenar uyumu açısından değerlendirilmesi

Tablo 4- 18: Ağız içi tarayıcı sistemlerinin iç uyum açısından değerlendirilmesi

	İç Uyum
	Ort±SS
Omnicam	107,49±3,68
Bluecam	117,63±9,69
IntraOral Digitizer	127,07±14,25
Trios	109,5±11,93
p	**0,008****

Oneway ANOVA Test *** p<0.01*



Şekil 4- 4: Ağız içi tarayıcı sistemlerinin iç uyum açısından değerlendirilmesi

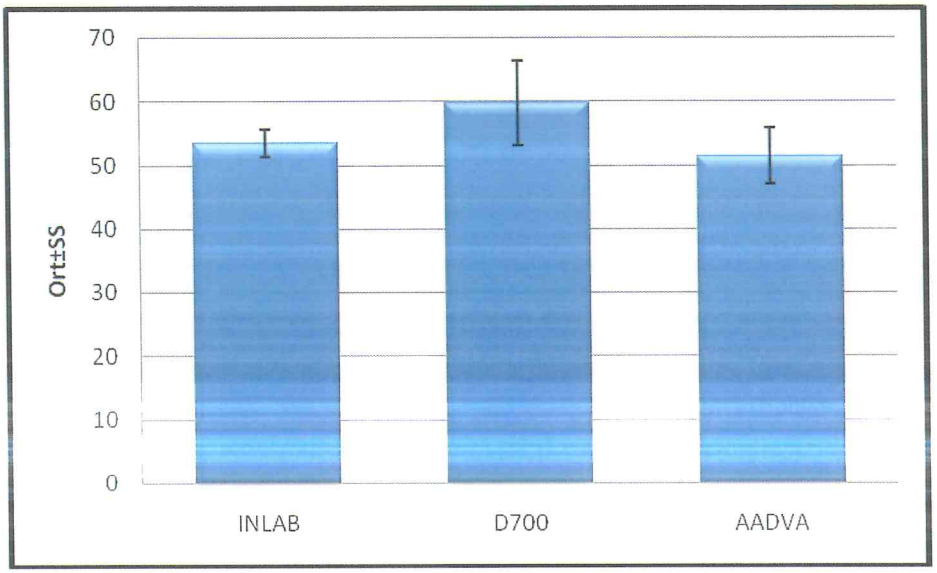
4.1.3. Masa üstü tarayıcıların kenar uyumu ve iç uyum açısından değerlendirilmesi

Ağız dışı kamera sistemlerinin kenar aralık ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır (p:0.012; p<0.05). Farklılığın hangi gruptan kaynaklandığının tespiti için yapılan Tukey HSD test sonucunda; D700 sisteminin kenar aralık ortalaması, Aadva sisteminden anlamlı şekilde yüksek bulunmuştur (p:0.012; p<0.05). Diğer ağız dışı sistemlerin kenar aralık ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır (p>0.05)(Tablo 4-5, Şekil 4-5).

Masa üstü tarayıcı sistemlerinin iç aralık ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır (p:0.001; p<0.01). Farklılığın hangi gruptan kaynaklandığının tespiti için yapılan Tukey HSD test sonucunda; Aadva sisteminin iç aralık ortalaması, InLab inEos X5 (p:0.038; p<0.05) ve D700 (p:0.001; p<0.01) sistemlerinden anlamlı şekilde düşük bulunmuştur. Diğer masa üstü tarayıcı sistemlerin iç aralık ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır (p>0.05)(Tablo 4-6, Şekil 4-6).

Tablo 4- 19: Masa üstü tarayıcıların kenar uyumu açısından değerlendirilmesi

	Kenar Uyumu
	Ort±SS
Inlab	53,45±2,23
D700	59,72±6,67
Aadva	51,39±4,39
p	**0,012***

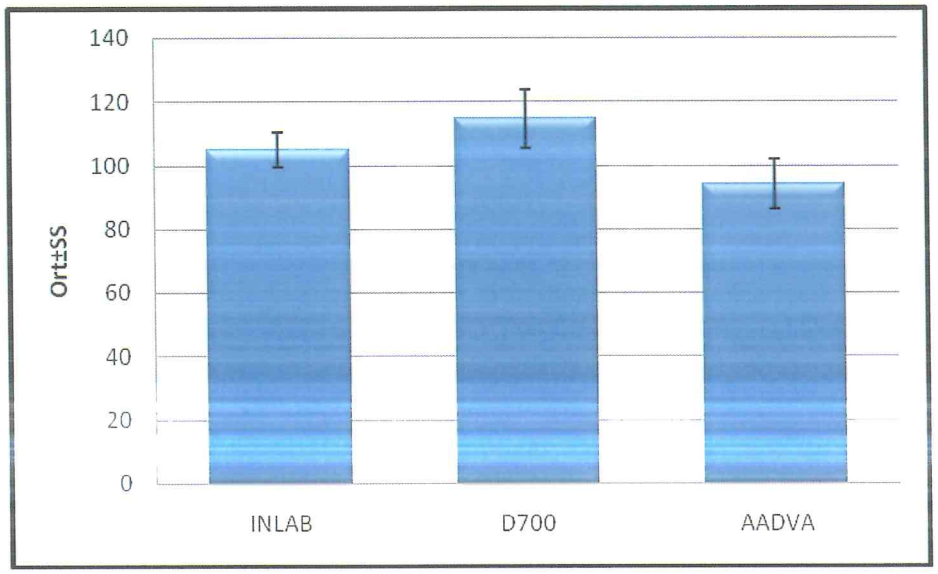


Şekil 4- 5: Masa üstü tarayıcıların kenar uyumu açısından değerlendirilmesi

Tablo 4- 20: Masa üstü tarayıcıların iç uyum açısından değerlendirilmesi

	İç Uyum
	Ort±SS
InLab inEos X5	104,84±5,39
D700	114,63±9,1
Aadva	94,00±7,71
p	**0,001****

Oneway ANOVA Test *** p<0.01*



Şekil 4- 6: Masa üstü tarayıcıların iç uyum açısından değerlendirilmesi

4.1.4. Ağız içi ve masa üstü tarayıcı sistemlerinin kenar uyumu ve iç uyum açısından değerlendirilmesi

Ağız içi tarayıcı sistemlerinin kenar aralık ortalaması, masa üstütarayıcı sistemlerinden istatistiksel olarak anlamlı yüksek bulunmuştur (p:0.001; p<0.01) (Tablo 4-21, Şekil 4-7).

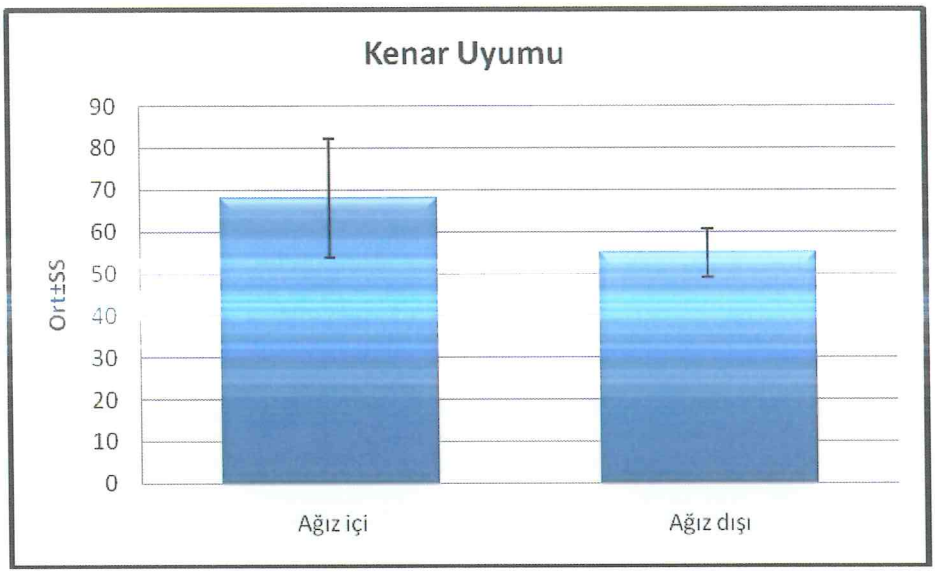
Ağız içi tarayıcı sistemlerinin iç aralık ortalaması, masa üstü tarayıcı sistemlerinden istatistiksel olarak anlamlı yüksek bulunmuştur (p:0.003; p<0.01) (Tablo 4-22, Şekil 4-8).

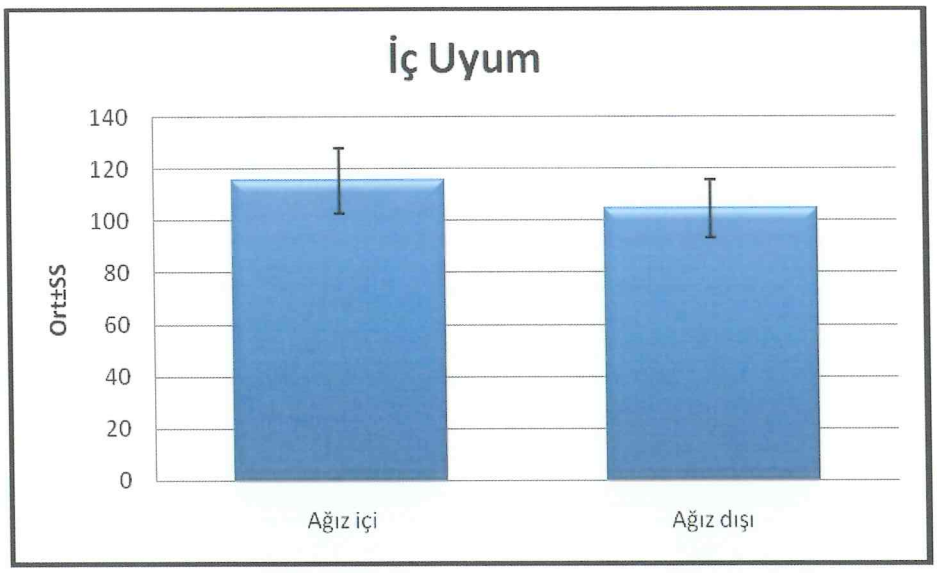
Tablo 4- 21: Ağız içi ve masa üstü tarayıcıların kenar uyumu ve iç uyum açısından değerlendirilmesi

	Kenar Uyumu	İç Uyum
	Ort±SS	Ort±SS
Ağız içi	68,03±14,23	115,42±12,75
Ağız dışı	54,85±5,81	104,49±11,22
p	**0,001****	**0,003****

Student t Test *** p<0.0*

Şekil 4- 7: Ağız içi ve masa üstü tarayıcıların kenar uyumu açısından değerlendirilmesi





Şekil 4- 8: Ağız içi ve masa üstü tarayıcıların iç uyum açısından değerlendirilmesi

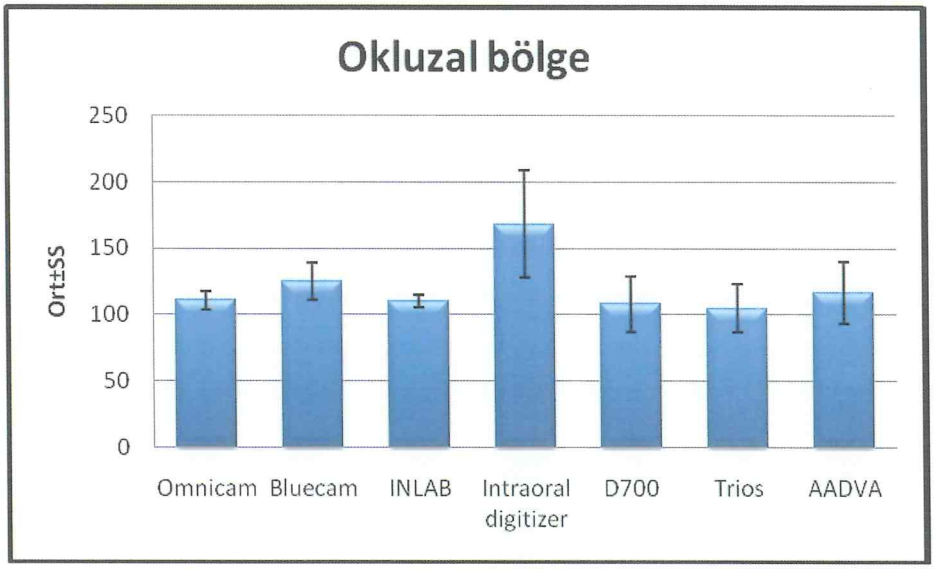
4.1.5. Ağız iç ve masa üstü tarayıcıların aksiyal ve okluzal uyumlarının değerlendirilmesi

Tarayıcı sistemlerinin okluzal ölçüm ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır (p:0.001; p<0.01). Farklılığın hangi gruptan kaynaklandığının tespiti için yapılan Tukey HSD test sonucunda; IntraOral Digitizer sisteminin okluzal ölçüm ortalaması, Omnicam (p:0.001; p<0.01), Bluecam (p:0.009; p<0.01), inLab inEos X5 (p:0.001; p<0.01), D700 (p:0.001; p<0.01), Trios (p:0.001; p<0.01) ve Aadva (p:0.001; p<0.01) sistemlerinden anlamlı şekilde yüksek bulunmuştur. Diğer sistemlerin okluzal ölçüm ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır (p>0.05) (Tablo 4-22)(Şekil 4-9).

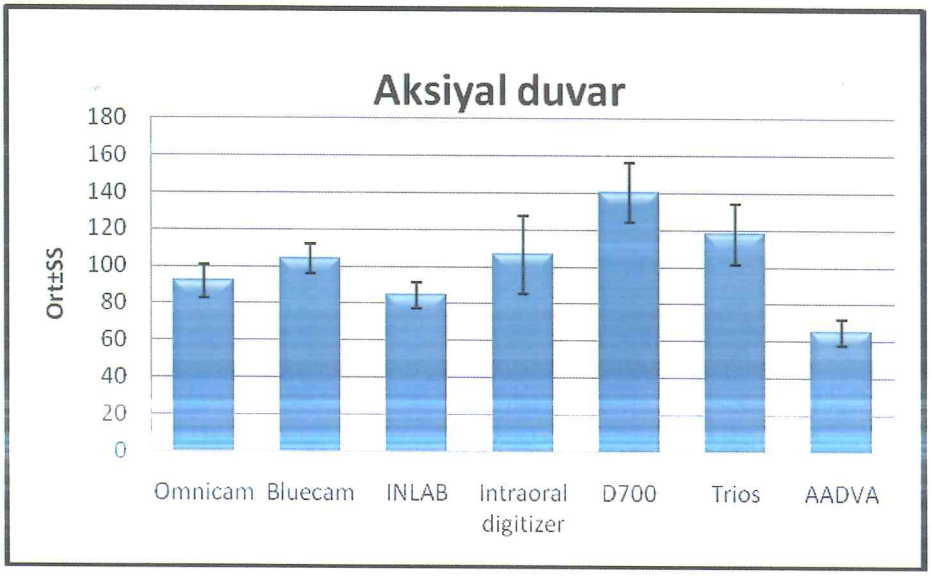
Tarayıcı sistemlerinin aksiyal duvar ölçüm ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır (p:0.001; p<0.01). Farklılığın hangi gruptan kaynaklandığının tespiti için yapılan Tukey HSD test sonucunda; D700 sisteminin aksiyal duvar ölçüm ortalaması, Omnicam (p:0.001; p<0.01), Bluecam (p:0.001; p<0.01), inLab inEos X5 (p:0.001; p<0.01), IntraOral Digitizer (p:0.001; p<0.01), Trios (p:0.042; p<0.05) ve Aadva (p:0.001; p<0.01) sistemlerinden anlamlı şekilde yüksek bulunmuştur. Trios sisteminin aksiyal duvarölçüm ortalaması, Omnicam (p:0.011; p<0.05), inLab inEos X5 (p:0.001; p<0.01) ve Aadva (p:0.001; p<0.01) sistemlerinden anlamlı şekilde yüksek bulunmuştur. Aadva sisteminin aksiyal duvar ölçüm ortalaması, Omnicam (p:0.008; p<0.01), Bluecam (p:0.001; p<0.01) ve IntraOral Digitizer (p:0.001; p<0.01) sistemlerinden anlamlı şekilde düşük bulunmuştur. InLab inEos X5 sisteminin aksiyal duvar ölçüm ortalaması, IntraOral Digitizer sisteminden sistemlerinden anlamlı şekilde düşük bulunmuştur (p:0.048; p<0.05). Diğer sistemlerin aksiyal duvar ölçüm ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır (p>0.05)(Tablo 4-22)(Şekil 4-10).

Tablo 4- 22: Tarayıcı sistemlerinin okluzal ölçüm ve aksiyal duvar ölçüm değerlendirilmesi

	Okluzal bölge	Aksiyal duvar
	Ort±SS	Ort±SS
Omnicam	110,96±7,15	91,96±8,87
Bluecam	125,53±13,84	104,24±7,95
InLab inEos X5	110,44±4,81	84,64±7,0
IntraOral Digitizer	168,17±40,52	106,57±21,19
D700	108,17±20,71	140,42±16,13
Trios	105,09±17,89	118,08±16,34
Aadva	116,98±23,3	65,13±7,01
p	**0,001****	**0,001****



Şekil 4- 9: Tarayıcıların okluzal ölçümlerinin değerlendirilmesi



Şekil 4- 10: Tarayıcıların aksiyal duvar ölçümlerinin değerlendirilmesi

4.1.6. Ağız içi kamera sistemlerinin aksiyal ve okluzal uyumlarının değerlendirilmesi

Ağız içi kamera sistemlerinin okluzal ölçüm ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır (p:0.001; p<0.01). Farklılığın hangi gruptan kaynaklandığının tespiti için yapılan Tukey HSD test sonucunda; IntraOral digitizer sisteminin okluzal ölçüm ortalaması, Omnicam (p:0.001; p<0.01), Bluecam (p:0.012; p<0.05) ve Trios (p:0.001; p<0.01) sistemlerinden anlamlı şekilde yüksek bulunmuştur. Diğer sistemlerin okluzal ölçüm ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır (p>0.05)(Tablo 4-23).

Ağız içi kamera sistemlerinin aksiyal duvar ölçüm ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır (p:0.024; p<0.05).Trios sisteminin aksiyal duvarölçüm ortalaması, Omnicam sisteminden anlamlı şekilde yüksek bulunmuştur (p:0.014; p<0.05). Diğer sistemlerin aksiyal duvar ölçüm ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır (p>0.05)(Tablo 4-23).

Tablo 4- 23: Ağız içitarayıcı sistemlerinin okluzal ölçüm ve aksiyal duvar ölçüm değerlendirilmesi

	Okluzal bölge	Aksiyal duvar
	Ort±SS	Ort±SS
Omnicam	110,96±7,15	91,96±8,87
Bluecam	125,53±13,84	104,24±7,95
Intraoral digitizer	168,17±40,52	106,57±21,19
Trios	105,09±17,89	118,08±16,34
p	**0,001****	**0,024***

Oneway ANOVA Test ** p<0.05* *** p<0.01*

4.1.7. Masa üstü tarayıcı sistemlerinin aksiyal ve okluzal uyumlarının değerlendirilmesi

Masa üstü tarayıcı sistemlerinin okluzal ölçüm ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır (p:0.650; p>0.05).

Masa üstü tarayıcı sistemlerinin aksiyal duvar ölçüm ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır (p:0.001; p<0.01).Aadva sisteminin aksiyal duvar ölçüm ortalaması, inLab inEos X5 (p:0.011; p<0.05) ve D700 (p:0.001; p<0.01) sistemlerinden anlamlı şekilde düşük bulunmuştur. InLab inEos X5 sisteminin aksiyal duvar ölçüm ortalaması, D700 sisteminden anlamlı şekilde düşük bulunmuştur (p:0.001; p<0.01)(Tablo 4-24).

Tablo 4- 24: Masa üstü tarayıcı sistemlerinin aksiyal duvar ve okluzal bölge ölçümlerinin değerlendirilmesi

	Okluzal bölge	Aksiyal duvar
	Ort±SS	Ort±SS
INLAB	110,44±4,81	84,64±7,0
D700	108,17±20,71	140,42±16,13
AADVA	116,98±23,3	65,13±7,01
p	0,650	0,001**

4.1.8. Ağız içi ve masa üstü tarayıcıların okluzal uyum ve aksiyal uyum açısından karşılaştırmalı değerlendirilmesi

Ağız içi ve masa üstü tarayıcı sistemlerinin okluzal ölçüm ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır (p:0.060; p>0.05).

Ağız içi ve ağız dışı tarayıcı sistemlerinin aksiyal duvar ölçüm ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır (p:0.306; p>0.05).

Tablo 4- 25: Ağız içi ve masa üstü tarayıcı sistemlerinin karşılaştırılması

	Okluzal bölge	Aksiyal duvar
	Ort±SS	Ort±SS
Ağız içi	127,44±33,48	111,86±17,70
Ağız dışı	105,21±16,73	96,73±34,29
p	**0,060**	**0,306**

Student t Test *** p<0.01*

Parametrelerin iki grup arası karşılaştırmalarında Student t test kullanıldı. Anlamlılık $p<0.05$ düzeyinde değerlendirildi.

5. TARTIŞMA

Protetik restorasyonların iç uyumu; diş hazırlığı, ölçü alma aşamasında kullanılan tekniğin hassasiyeti, kullanılan materyalin boyutsal stabilitesi, restorasyon üretim yöntemlerinebağlı olarak değişmektedir. Boyutsal stabilitesi yeterli olmayan ölçü maddeleriyle ve hassas olmayan tekniklerle alınan ölçülerde, elde edilen model ile preparasyon arasında oluşan boyutsal farklılık, yetersiz koniklik açısına sahip diş hazırlığı, restorasyon ile diş arasında uyumsuzluklara neden olmaktadır. CAD/CAM sistemleri ile elde edilen kuron restorasyonlarında iç uyuma etki eden faktörler arasında, dijital ölçü tarama hassasiyeti ve freze işleminin hassasiyeti de bulunmaktadır (111).

Bu in-vitro doktora tez çalışmasında, yukarıda belirttiğimiz değişkenlerden yola çıkılarak direkt ve indirekt dijital ölçü tekniklerinin, elde edilen restorasyonların kenar ve iç uyumuna etkisinin değerlendirilmesinin yanında, farklı CAD/CAM sistemlerine ait tarayıcıların restorasyonların kenar ve iç uyumları üzerine etkilerinin de değerlendirilmesi amaçlanmıştır.

Araştırmacılar, tam seramik restorasyonlar için yapılan diş kesiminde kole bölgesinde, seramik kuron protezine yeterince destek sağlamak amacıyla, kenar bitim şekli olarak çepeçevre iç açısı yuvarlatılmış dik açılı basamak veya uygun genişlikteki şev tercih edilmesi gerektiğini vehazırlanan çepeçevre basamak genişliğinin en az 1 mm olması gerektiğini belirtmişlerdir. Tam seramik restorasyonlarda iç açısı yuvarlatılmış basamağın kullanılması bitim sınırının daha net görünmesine yardım ettiği gibi, en iyi estetik sonucu da sağladığı belirtilmektedir. Bitim sınırının yeterince belli olmaması aşırı konturlu protetik restorasyonların yapılmasına neden olmaktadır. Ayrıca bıçak ağzı bitim şekli dişten daha az madde kaldırılması dolayısıyla daha konservatif olması gibi bir avantaja sahip olsa da tam seramik restorasyonlar için kontrendikedir (18, 21, 170, 184, 189).

İki farklı preparasyon bitim sınırı tasarımı ile CEREC 3 CAD/CAM sistemi ile üretilen kompozit kuron restorasyonlarının kenar ve iç uyumunun araştırıldığı bir çalışmada, iki grup arasında istatistiksel olarak bir fark olmadığı belirtilmiştir (2).

CAD/CAM sistemleri ile elde edilen kuron ve köprü protezleri için yapılacak diş hazırlığı tam seramik restorasyonların kesimine benzer ancak sistemlerin optimum çalışabilmesi için ilave önlemler alınması gerektiği bildirilmiştir. Optik okuyucu veya tarayıcının modeli veya kesilmiş diş yüzeyini tam ve doğru olarak okuyabilmesi için

kesim sınırı net ve kolay ayırt edilebilir olmalı, bitim kenarı belirgin şevli veya iç açısı yuvarlatılmış doksan derece basamak şeklinde olmalıdır (7, 12).

Koniklik açısı her sistemde farklı olmakla birlikte bu değer Cerec sistemi için minimum 6-12° olarak bildirilmektedir. Ayrıca aşındırıcı ünitelerdeki frezlerin çalışabilmesi için keskin ve ince kenarların bırakılmaması gerekmektedir. Cerec sistemi, daha iyi görüntü elde edilebilmesi dolayısıyla iç uyumu daha iyi restorasyonlar kazınabilmesi amacıyla koniklik açısının 12 derece olmasını önermiştir (178). Fakat yapılan çeşitli klinik araştırmalarda, hekimlerin oluşturduğu koniklik açısının ortalama 19-21° olduğu gözlenmiştir (5, 176).

Nakamura ve arkadaşlarının (151) yaptıkları çalışmaya göre koniklik açısının 12 dereceden daha düşük değerlerde (4 ve 8 derece) olduğu durumlarda iç uyumun daha küçük değerlerde olmadığı belirtilmiştir. Dolayısıyla Cerec sisteminde standart olarak belirlenen 12 derecelik koniklik açısının uygun görüldüğü belirtilmiştir.

Mou ve arkadaşlarının (143) yaptıkları bir çalışmada, 12° ve 20°'lik farklı yaklaşım açılarına sahip diş hazırlıkları yaptıktan sonra Cerec sistemi kulanarak hazırlanan kuron protezleri hazırlamışlardır. Restorasyonların iç uyumlarının değerlendirildiği çalışmada, farklı koniklik açılarının, iç uyum değerleri açısından anlamlı bir farka neden olmadığı belirtilmiştir. Çalışmamızda 26 no'lu birinci büyük azı dişin hazırlanmasında standardizasyonu sağlamak amacıylastandart diş kesimi seti (Dr. Çetin Sevük, PTP extended set, Intesiv SA, İsviçre) ile elmas frezler kullanılarak yapıldı. Okluzal yüzeyden 2 mm madde kaldırılarak, 1.2 mm iç açısı yuvarlatılmış çepeçevre basamak ve 6° koniklik açısı oluşturulmuştur (189).

Attia ve Fasbinder'ın (6) düz ve anatomik şekilli okluzal hazırlık şekillerinin kenar ve iç uyuma etkisini araştırdıkları bir çalışmada; mümkün olduğu kadar düz ve yuvarlatılmış hatlı hazırlık tipinin, kompleks geometrili anatomik hazırlığa göre daha iyi restorasyon adaptasyonuna olanak sağladığı bildirilmiştir. Bu durumun nedenleri ise; özellikle eğimli bölgelerde uygun olmaya frez çapları, keskin köşelerin varlığı olarak bildirilmiştir.

Beuer (56), dijital ölçülerde, tarayıcı sistemlerinin çözünürlüğüne bağlı olarak, keskin hatların nispeten daha yuvarlak olarak kaydedildiğini ve bu durumun, diş üzerindeki keskin kenarların restorasyona erken temasından dolayı, restorasyon adaptasyonunu negatif yönde etkileyebileceğini belirtmişlerdir. Çalışmamızda keskin

hat kalmayacak şekilde yuvarlatılmış, santral oluğa doğru hafifçe çukurlaşan şekilde okluzal hazırlık yapılmıştır.

Gelişen CAD/CAM sistemlerinin dijital tarama ve tasarım özellikleri sonucu dijital ölçü kavramı ortaya çıkmıştır. Dijital ölçü kavramının geliştirilmesinde en önemli amaç, konvansiyonel ölçü yöntemlerinin ve alçı modellerin yerini dijital ölçüye bırakmasıdır. Bu amaç söz konusu olduğunda; dijital ölçülerin hassasiyeti geleneksel yöntemlerle kıyaslanabilecek durumda olmalıdır (69, 189).

Konvansiyonel ölçü yöntemiyle, polivinilsiloksan ölçü maddeleri kullanılarak elde edilen alçı modellerin hassasiyeti yapılan çalışmalarda yaklaşık ± 20.4μm olarak belirtilmiştir. Bu veriye göre, uygun tarama tekniği kullanıldığı takdirde, dijital ağız içi tarama sistemleri konvansiyonel yönteme yakın, oldukça hassas sonuçlar vermektedir. Mehl ve Ender (52, 53) tarafından yapılan başka bir çalışmada ise Cerec AC Bluecam'in tek diş taramalarda hassasiyeti 19 μm olarak ölçülmüştür. Bu değer daha önceki Cerec Redcam tarayıcı ile 31μm olarak ölçülmüştür. Cook ve Fasbinder (37) tarafından yapılan araştırmada ise Cerec AC Bluecam tarayıcının Redcam tarayıcıya göre daha hassas olmasına rağmen elde edilen kuron restorasyonlarının marjinal ve iç uyumlarında bir farklılık olmadığı belirtilmiştir. Araştırmamızda, Cerec AC Bluecam ile Omnicam ağız içi tarayıcı sistemleri arasında iç uyum ve kenar uyumu değerleri açısından istatistiksel olarak anlamlı bir fark yoktur. Fakat Omnicam sisteminin kenar uyumu ve iç uyum değerleri Bluecam sistemine göre daha düşüktür. Değerler arasındaki farkın birkaç faktöre bağlı olabileceği düşülmektedir; toz ajan kullanımı ve kameralar arasındaki teknolojik farklar bu faktörler arasında sayılabilir.

Yansıma önleyici toz ajan kullanımının hassasiyete etkisi araştırmacılar tarafından tartışılan bir konudur. Kim ve arkadaşlarının yaptıkları bir çalışmada kat kat kalın bir şekilde uygulanan toz ajanın marjinal ve iç uyumu negatif etkileyebileceği belirtilmiştir (100). Schaefer ve arkadaşlarının (182) 2014 yılında yaptıkları çalışmada ise benzer olarak toz ajan kullanımının inley restorasyonlarının marjinal ve iç aralık değerlerini negatif etkilediği belirtilmiştir.

Diğer bir faktör olan teknolojik farklılıklar ise şu şekilde açıklanmaktadır;

- Omnicam tarayıcı sistemi; video şeklinde kesintisiz görüntü kaydedebilirken, bluecam tarayıcı sistemi resim şeklinde alınan görüntüleri birleştirerek görüntü elde etmektedir.

- Omnicam, Bluecam gibi tek dalga boyunda değil farklı dalga boylarında ışık yansıtabilmektedir. Bu yüzden Omnicam tek taramanın triangulasyon verileriyle uzunluğu daha hassas hesaplayabilmektedir. (181, 217).

Cerec sisteminin ağız içi tarayıcıları (Bluecam AC, Omnicam AC) ve masa üstü tarayıcısı (Inlab InEos X5) ile elde edilen dijital ölçüler, aynı freze sistemi (MC XL) ile üretilmiştir. Her üretim öncesi cihaz kalibre edilmiş ve yeni aşındırıcı uçlar kullanılmıştır. Sonuç olarak sistemin üç tarayıcısı arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark gözlenmemiştir.

Ender ve Mehl (53, 54), yaptıkları araştırmalarda tarama protokolünün dijital ölçü hassasiyetini etkileyebileceği ve bu durumun genellikle çok üyeli restorasyonlarda; geniş alanların tarandığı durumlar için önemli olduğunu bildirmişledir. Çalışmamıza başlamadan önce tek üyede yüksek hassasiyet için kullanılan önerilen tarama protokolleri incelenmiş ve genel olarak görüntü kayıt prensibine uyulmuştur.

Restorasyonun kenar ve iç uyumu, restorasyonun klinik ömrüyle ilişkilendirilen en önemli faktörlerdir. İdeal olarak; simante edilen restorasyon, prepare edilen dişin bitim sınırı ile birleşmiş olmalıdır. Fakat klinik olarak bahsedilen mükemmel uyumu sağlamak ve saptamak oldukça zordur. Siman çözülmesi, mikrosızıntı, çürük oluşumu, hassasiyet ve periodontal enflamasyon, uyumu iyi olmayan kuron restorasyonlarında görülen sorunlardır (160, 189, 227).

Özellikle sekonder çürük oluşumu % 36,8 oranıyla restorasyon başarısızlığında en çok görülen sebeptir (181, 182).Kenar uyumunun incelendiği bir çok çalışma mevcuttur (14). Yapılan sistematik bir derlemede; çalışmalarda ölçülen kenar aralık değerlerinin % 94.9'unun 120 μm ve altında olduğu; ölçülen en yüksek değerin 174 μm, en düşük değerin ise ise 3,7 μm olduğu belirtilmiştir. Bu değişken değerlerin sebebi olarak ise kenar uyumunun bir çok faktörden etkilenmesi gösterilmiştir. Bu faktörler, diş tipi, dişin bölümleri (mesial, distal, bukkal, lingual), kenar bitim şekilleri, koniklik açısı, siman aralığı, siman tipi olarak sıralanmıştır (7, 14, 165). Çalışmamızda elde edilen değerlerin, dişin bölümlerine göre farklılık göstermesi ve ölçülen kenar aralık değerlerinin 120 μm altında olması bu çalışma ile benzerlik göstermektedir.

İç uyumun 3 boyutlu olarak incelendiği çalışmalarda, sabit restorasyonların uyumu değerlendirilmiş ve ölçüm yapılan noktalarda farklı değerler elde edilmiştir. 20 μm siman aralık değeri ve CAD/CAM sistemleriyle üretilen restorasyonların, diş ile

arasındaki aralığın homojen olmadığı belirtilmiştir. Ayrıca; ölçüm yapılan bölgeye göre ortalama iç aralık değerlerinin farklılık gösterdiğini belirten birçok çalışma bulunmaktadır (24, 56, 168, 170). Yapılan başka bir araştırmada, LAVA C.O.S ile elde edilen 3 üyeli köprü restorasyonu alt yapısının okluzal bölgesinde ölçülen aralık değerinin, kenar aralık değerinden 6 kat büyük olduğu bildirilmiştir. Ayrıca; 3 farklı CAD/CAM sistemiyle elde edilen köprü restorasyonlarının adaptasyonunu inceleyen bir çalışmada, restorasyonun kenar bitim sınırından, okluzale doğru aralık değerlerinde artış tespit edilmiştir (160, 168, 206).Araştırmamızda, yapılan çalışmalarla paralel olarak restorasyonların iç aralık değerleri homojen bulunmamış ve ölçüm değerleri bölgeden bölgeye farklılık göstermiştir. Tüm gruplarda aksiyal duvar ölçüm ortalaması ile okluzal bölge ölçüm ortalaması arasında belirgin fark tespit edilmiştir. Ayrıca gruplar arası farklılıklar ise şu şekilde özetlenebilmektedir. IntraOral Digitizer sisteminin okluzal bölgedeki ölçüm ortalaması, Omnicam ($p:0.001$; $p<0.01$), Bluecam ($p:0.012$; $p<0.05$) ve Trios ($p:0.001$; $p<0.01$) sistemlerinden anlamlı şekilde yüksek bulunmuştur. Diğer sistemlerin okluzal ölçüm ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$). Uyum değerlerindeki farklılıkların; dijital verinin işlenmesi, tarayıcının hassasiyeti, freze ünitesindeki frez şekilleri ve çaplarına bağlı olduğu düşünülmektedir.

Araştırmacılar, siman aralığının restorasyonun iç uyumunu etkileyen faktörlerden olduğunu belirtmişlerdir. Siman aralığının uniform olması, retansiyon ve rezistans formundan ödün vermeden restorasyonun oturmasına olanak sağlaması gerektiği belirtilmiştir. (125, 142, 215).Bu duruma çözüm olarak sistemlerde siman aralığı parametreleri geliştirilmiştir.

Luthardt ve arkadaşlarının (120) yaptığı in-vitro bir çalışmada siman aralığı değeri 10 ve 20μm olarak ayarlanan alt yapıların iç uyumuna bakılmış ve sonuç olarak ortalama 100-130μm iç uyum değeri gözlendiği bildirilmiştir. Fakat in-vitro yapılan çalışmalarda iç uyum değerlerinin, in-vivo çalışmalara göre daha düşük olabileceği de belirtilmiştir. Bu durumun sebebi olarak ise ağız ortamındaki kan, tükürük ve kısıtlı görüş alanı gibi faktörler sayılmıştır.

Nakamura ve arkadaşlarının (151) 2003 yılında yaptıkları çalışmada, geleneksel yöntemle elde edilen kuron restorasyonlarının kenar aralığının 1-161 μm aralığında olduğu belirtilirken, siman aralığı değerleri 30 ve 50μm olduğunda Cerec 3 ile elde edilen kuron restorasyonlarında kenar aralığının 67μm olduğu belirtilmiştir. Siman

aralığı değeri 10μm'a ayarlandığında ise kenar aralığı değerinin arttığı gözlenmiştir. Çalışmamızda, siman aralık değeri 30 μm olarak ayarlanmıştır. Kenar aralığı değerleri ise Cerec Omnicam sistemi için belirtilen değerden daha düşük bulunmuştur (56,17±7,69). Fakat Bluecam sistemi için benzer değerler ölçülmüştür (65,48±2,14).

Cerec 1 sisteminden sonra geliştirilen Cerec 2 ve Cerec 3 sistemlerinde optik kameranın çözünürlüğü ve aşındırma hassasiyeti arttırılmıştır ve bu gelişmeler Cerec sistemi ile üretilen restorasyonların kenar uyumunu iyileştirmiştir. Ancak distal gölge fenomeni, Cerec 1 sisteminden sonra geliştirilen Cerec 2 ve 3 sistemlerinin de bir kısıtlaması olarak literatüre geçmiştir. Cerec sisteminde restorasyonlar, preparasyonların yüzeylerinden alınan görüntüler esas alınarak üretildiği için, distal gölge fenomeni nedeniyle gelişen görüntü deformasyonları, Cerec sistemi ile üretilen kuron restorasyonlarının iç uyumunu olumsuz yönde etkilemektedir. Cerec 2 sistemi ile üretilen anterior kuron restorasyonların iç uyumu 141±21 μm olarak bildirilmiştir (144, 159, 191). Çalışmamızda Cerec sistemi ile üretilen posterior kuron restorasyonlarının iç uyum değerleri,Cerec Omnicam (107,49±3,68), Bluecam (117,63±9,69), InLab InEos X5 (104,84±5,39), belirtilen çalışmaya daha düşük bulunmuştur. Bu durumun Cerec sisteminde meydana gelen teknolojik gelişmelerden kaynaklı olabileceği düşünülmektedir.

Cook ve Fasbinder'ın (37) yaptıkları çalışmada kızıl ötesi ve LED kameraların iç uyuma etkisi araştırılmıştır. Cerec sistemine ait Redcam ve Bluecam AC ile dijital ölçü alınmış ve kuron protezleri elde edilmiştir. Kuron protezlerinin marjinal aralık, okluzal aralık ve aksiyal aralık değerleri ölçülmüştür. Marjinal aralık değerleri 58,60-66,84 μm, aksiyal aralık değerleri 75,91-89,93 μm ve okluzal aralık değerleri, 180,34-214,86 μm olarak ölçülmüştür. Tüm gruplarda en geniş aralık değerleri okluzal bölgede ölçülmüştür. Bu durumun nedeni restorasyonun derin bölgeleri için kullanılan frez çaplarının büyük olması, bu bölgelerin restorasyonun oturabilmesi için fazla kazınıyor olabileceği belirtilmiştir. Araştırmamızda, Omnicam sisteminin kenar aralık değeri;56,17±7,69μm,okluzal aralık değeri;110,96±7,15μm, aksiyal aralık değeri; 91,96±8,87μm, Bluecam sistemininkenar aralık değeri; 65,48±2,14, okluzal aralık değeri; 125,53±13,84μm, aksiyal aralık değeri104,24±7,95μm olarak ölçülmüştür. Bu verilere göre kenar aralık değerleri söz konusu çalışma ile yakınlık gösterirken, çalışmamızda ölçülen okluzal aralık değerlerinin daha düşük, aksiyal aralık değerlerinin ise daha yüksek olduğu görülmüştür.Söz konusu çalışmadaki gibi bizim çalışmamızdaki

en yüksek değerler de okluzal bölgede ölçülmüştür. Bu durumun; sistemdeki basamaklı frez (step-bur) çapının bazı bölgelere göre geniş olması ve sistem tarafından hesaplanan giriş yoluna göre bazı bölgelerin ya da andırkatlı bölgelerin daha fazla aşındırılmasından kaynaklandığı belirtilmiştir. Aksiyal aralık değerlerindeki farklılığın ise ölçüm yöntemleri arasındaki farklılıktan kaynaklanabileceği düşünülmektedir.

Jonathan ve arkadaşlarının (154) yaptıkları bir çalışmada, konvansiyonel yöntemle elde edilen kuron restorasyonları ile CAD/CAM sistemleri ile elde edilen kuron restorasyonlarının kenar uyumları karşılaştırmalı olarak incelenmesi amaçlanmıştır. Çalışmada, 15 adet kuron restorasyonu konvansiyonel yöntemle,15 adet kuron restorasyonu D250 (3Shape, Kopenhag, Danimarka) masa üstü tarayıcı kullanılarak CAD/CAM sistemi ile elde edilmiştir. Sonuç olarak dijital ölçü ile elde edilen kuron restorasyonlarının kenar uyumu değerlerinin (48 ± 25 μm), konvansiyonel yöntemle ile elde edilen kuron restorasyonlarının kenar uyumu değerlerine (74 ± 47 μm) göre daha düşük olduğu bildirilmiştir. Çalışmamızda D700 masa üstü tarayıcı ile elde edilen restorasyonların kenar uyumu değeri söz konusu araştırmayabenzer olarak 59,72±6,67 μm olarak ölçülmüştür.

Schaefer ve arkadaşlarının (182), Trios, Bluecam, Itero ve Lava COS ağız içi tarayıcıların iç uyum ve kenar uyumuna etkilerini inceledikleri bir çalışmada; kullanılan tarayıcı sistemlerinin teknik özelliklerinin ve dijital ölçü alınırken kullanılan toz ajanın uyum değerlerini etkilediğini bildirmişlerdir. Elde edilen tüm değerlerin ise klinik olarak kabul edilebilir değerler içinde olduğu belirtilmiştir. Araştırmamızdaki bulgular söz konusu çalışma ile benzerlik göstermektedir.

Tuntiprawon ve Wilson (206), restorasyonun aksiyal bölgedeki aralık değerinin 122 μm civarında olmasıyla yeterli kırılma dayanımına sahip olabileceğini belirtmişlerdir. Bindle ve Mörmann (13) ise seramik kuron restorasyonlarının iç uyum değerlerinin 49-136μm olduğunu belirtmişlerdir.

Al-Rabab'ah ve arkadaşları (3), lityum disilikat kuron restorasyonlarının iç uyum değerlerinin 120 μm civarında olmasının kabul edilebilir olduğunu belirtmişlerdir. Schafer ve arkadaşları bu çalışmaya parallel olarak 50-150 μm değerlerinin kabul edilebilir olduğunu belirtmişlerdir. Çalışmamızda ölçülen iç uyum değerleri, Cerec Omnicam (107,49±3,68), Bluecam (117,63±9,69), InLab InEos X5 (104,84±5,39), E4D IntraOral Digitizer (127,07±14,25), D700 (114,63±9,1), Trios (109,5±11,93), Aadva (94,00±7,71) klinik olarak kabul edilebilir sınırlar içinde bulunmuştur.

Luthardt ve arkadaşları (119) Cerec sistemini kullanılarak yaptıkları bir çalışmada direkt yöntem ile indirekt yöntemini iç uyuma etkisi açısından incelemişlerdir. İndirekt yöntemde elde edilen iç uyum değerlerinin direkt yönteme kıyasla daha başarılı olduğu bildirilmiştir.

Trifkovic ve arkadaşlarının (208), Cerec Bluecam AC ile inLab inEos Blue tarayıcılarını yüzey hassasiyeti açısından karşılaştırdıkları çalışmada; ineos Blue masa üstü tarayıcısının, bluecam ağız içi tarayıcısına göre daha hassas olduğunu belirtmişlerdir. Bu sonuç, masa üstü tarayıcıların tarama sırasında sabit dururken, ağız içi tarayıcıların hareket halinde olmasına bağlanmıştır.

Flügge ve arkadaşlarının (57) yaptığı çalışmada iTero (Align Technologies, San Jose, CA) ağız içi tarayıcı ve D250 (3Shape, Kopenhag, Danimarka) masa üstü tarayıcı kullanılmış ve hassasiyetleri karşılaştırılmalı olarak ölçülmüştür. Sonuç olarak iTero ile ağız içi taramanın, D250 ile taramadan daha az hassas olduğu belirtilmiştir. Ayrıca aynı çalışmada iTero ile alınan ağız içi ölçü hassasiyeti, konvansiyonel yöntemle elde edilen alçı modelin aynı tarayıcı ile taranması sonucu elde edilen ölçüden de daha az hassas olduğu belirtilmiştir. Bunun sebebi ise ağız içi ortamda tükürük, kan ve kısıtlı alan olmasına bağlanmıştır. Çalışmamızda in-vitro ölçümler yapıldığı için bu faktörler elimine edilmiştir. Araştırmalardaki bulgulara paralel olarak, çalışmamızda, indirekt yöntem ile elde edilen kuron restorasyonlarının iç uyum değerleri (104,49±11,22), direkt yöntemle (115,42±12,75) elde edilen restorasyonlara göre istatistiksel olarak anlamlı düşük bulunmuştur. Bu durumun nedenlerin ise;

- Masa üstü tarayıcılar ile ağız içi tarayıcılar arasındaki teknolojik fark
- Masa üstü tarayıcıların tarama sırasında sabit, ağız içi tarayıcıların ise hareketli olması
- Tarayıcılar üzerinde etkili fiziksel fenomenler
- Elde edilen dijital ölçünün kalitesi
- Freze işlemleri
- Freze parametreleri olabileceğidüşünülmüştür. (1, 11, 33, 208).

Araştırmalarda, düşük çözünürlüklü kameraların, keskin kenarları yuvarladığı; bu durumun ise, kuron restorasyonunun diş üzerine yerleştirilirken erken temasa neden olacağı, dolayısıyla, kötü iç uyum ve artmış siman aralığı gözlenebileceği bildirilmiştir (1, 152, 214).

Ayrıca fiziksel fenomenler de iç uyum farkına neden olabilmektedir. Bufenomenlerden biri olan 'aşırı pozlama (overshooters)', sanal tepecikler oluşmasına neden olur (164). Bu durum da iç aralığın artmasına yol açar. Bir diğer fiziksel fenomen ise 'distal gölge fenomeni'dir. Mou ve arkadaşları (142), Cerec sistemi ile yapmış oldukları çalışmada gönderilen ve yansıyan ışın arasında özellikle ağızda arka bölgede kameranın açısına bağlı olarak aksiyal duvar ile basamak bölgesi arasında üçgen boşluğun kamera tarafından algılanmayacağını ve bunun iç uyumu olumsuz yönde etkileyeceğini belirtmiştir. Kullanılan masa üstü tarayıcılar ise video yöntemiyle görüntüleme yaptığı için 'overshooters' fenomeni, masa üstü tarayıcılar ile elde edilen görüntüler için geçerli olmamaktadır. Ayrıca, masa üstü tarayıcılar 3 eksende modeli hareket ettirebilir, dolayısıyla 'distal gölge fenomeni' de sadece aktif triangulasyon prensibi ile çalışan ağız içi tarayıcılar geçerli olmaktadır.Bu durumun, Aadva sisteminin iç aralık ortalamasının, Bluecam sisteminden anlamlı olarak düşük olmasını açıkladığı düşünülmektedir.

E4D Dentist sistemi ile konvansiyonel yöntemle üretilen kuron restorasyonlarının kenar uyumu ve iç uyumunun araştırıldığı bir çalışmada; iç uyum açısından gruplar arası farklılık gözlenirken, kenar uyumu açısından istatistiksel bir fark gözlenmemiştir (4).

Plourde ve arkadaşlarının (165), E4D Dentist sistemiyle üretilen; lityum disilikat ile güçlendirilmiş tam seramik monolitik kuron restorasyonlarının kenar ve iç uyumunu in vitro olarak incelediği bir çalışmada; kuron restorasyonlarından elde edilen kesitler üzerinde üç noktada ve ayrıca okluzal düzlemde bir ölçüm yapılmıştır. Kenar bitim sınırı, aksiyal duvar orta noktası ve tüberkül tepesinde yapılan ölçümler sonucu; kenar aralık değeri, 149,11 ± 67,93µm; aksiyal duvar ortasında, 115,76 ± 23,72µm ; tüberkül tepesinde 99,77 ± 57,60 µm ve okluzal düzlemde, 207,61 ± 50,58µm olarak ölçülmüştür.Çalışmamızda E4D sistemi ile elde edilen değerler literatürdeki çalışmalar ile yakınlık göstermektedir. IntraOral Digitizer (E4D) için kenar aralık değeri; 82,55±16,61µm,aksiyal duvar ortasında ölçülen değer 106,57±21,19µm ve okluzal düzlemde ölçülen değer 168,17±40,52 µm'dir. Intraoral Digitizer (E4D) sisteminin okluzal düzlemde ölçülen iç aralık değeri, Omnicam ($p:0.001$; $p<0.01$), Bluecam ($p:0.009$; $p<0.01$), inLab inEos X5 ($p:0.001$; $p<0.01$), D700 ($p:0.001$; $p<0.01$), Trios ($p:0.001$; $p<0.01$) ve Aadva ($p:0.001$; $p<0.01$) sistemlerinden anlamlı şekilde yüksek bulunmuştur.IntraOral Digitizer (E4D) sisteminin iç aralıkve kenar aralıkortalaması,

Omnicam (107,49±3,68), (56,17±7,69); inlab inEos X5(104,84±5,39), (53,45±2,23); Trios (109,5±11,93), (67,92±12,42) ve Aadva (94,00±7,71), (51,39±4,39) sistemlerinden anlamlı şekilde yüksek bulunmuştur. Bu durumun; tarayıcılar arasındaki teknolojik farklılıklarve IntraOral Digitizer (E4D) ile elde edilen görüntülerin 3 akslı E4D mill sistemiyle üretilmesi gibi sebeplere bağlı olduğu düşünülmektedir. Diğer tarayıcılar ile elde edilen restorasyonların tümü 4 akslı, çok üyeli restorasyon kazıyabilen, teknolojik olarak üstün freze cihazlarıyla kazınmıştır.

Hamza ve arkadaşlarının, üretim tekniklerinin kullanılan materyal çeşidinden bağımsız olarak, kenar uyumuna etkilerini araştırdıkları çalışmada, Cerec inLab sistemi ve Everest CAD/CAM sistemi ile üretilen kuron restorasyonlarının kenar uyumları değerlendirilmiş, Cerec inLab sistemiyle üretilen kuron restorasyonlarının kenar uyum değerlerinin, Everest sistemine göre istatistiksel olarak anlamlı yüksek olduğunu bildirmişlerdir. İki sistem arasındaki bu farkın ise, iki faktöre bağlı olabileceğini belirtmişlerdir; tarama işleminin hassasiyeti ve kalitesi, freze cihazlarının aks sayısına bağlı olabileceğinibildirmişlerdir (107). Çalışmada kullanılan Cerec inLab freze sistemi 3 akslı bir sistem iken, Everest freze sistemi 5 akslıdır. 5 akslı freze sistemlerinin, 3 akslı sistemlere göre restorasyonların kompleks kısımlarını daha hassas kazıdığı bildirilmiştir. Bu sistemlerin, daha üstün kesme yeteneğine sahip olduğu, uygun araçlar ile daha iyi işleme ve yüzey bitimi hassasiyetine sahip oldukları belirtilmiştir.

Beuer ve arkadaşları (12, 56) ise restorasyon kalitesinin freze cihazlarının aks sayısından ziyade; freze işlemi, freze parametreleri kadar, dijitalizasyon, veri işlenmesi, dijital ölçünün kalitesi, tarayıcıların teknolojik farklılıkları ile ilgili olduğunu belirtmişlerdir. Hazırlığı yapılan dişin ve ya modelin son olarak elde edilen 3 boyutlu dijital ölçüsü, elde edilen restorasyonun iç uyumu ve kenar uyumunu etkilemektedir. Bu durum, çalışmamızda, Trios, D700 sistemleri ve Aadva sistemi ile elde edilen dijital görüntülerin aynı cihaz ile (Coritec 340i,imes-icore, GmbH, Almanya) freze edilmiş olmasına rağmen; Trios ve D700 sistemlerinin kenar aralıkortalamasının, Aadva sisteminden anlamlı şekilde yüksek bulunmasını kısmen açıklamaktadır. Aadva sisteminin iç aralık ortalamasının, InLab sisteminden istatistiksel olarak anlamlı düşük değerlerde olmasında da belirtilen faktörlerin etkili olabileceğini düşünmekteyiz.InLab inEos X5 tarayıcılarıyla elde edilen dijital ölçüler, Cerec Inlab MC XL cihazında freze edilmiştir. Bu cihaz 4 akslı, toplam 4 adet frez içeren bir sistemdir.Aadva sistemi ile

elde edilen dijital ölçüler ise, Coritec 340i freze cihazı ile üretilmiştir.Coritec 340i ise, MC XL freze cihazı gibi 4 akslıdır.

Çalışmamızda, kenar uyumu ve iç uyum oldukça yeni bir teknik olan micro-CT yöntemiyle incelenmiştir. Yapılan çalışmalarda micro-CT yönteminin iç uyum ve kenar uyumu incelenmesinde kullanılabilir olduğu belirtilmiştir. Optik analiz yöntemiyle kıyaslandığında değerlerin çok daha az sapma gösterdiği belirtilmiştir. Micro-CT yönteminin en önemli avantajı ölçümlerin örneklere zarar vermeksizin yapılabilmesidir. Ayrıca birbirine oldukça yakın kesitler incelenebilir, iç uyum, üç boyutlu ve iki boyutlu olarak görüntülenebilir. Dezavantajı ise; görüntüler x ışınlarıyla elde edildiği için artifaktlar oluşabilmektedir (176).

Çalışmamızda kuron restorasyonlarının iç uyumu ve kenar uyumu simante edilmeksizin incelenmiştir. Kuron restorasyonlarının simante edilmesi tek olan ana modelin zarar görmesine ve güvenilir ölçüm yapılamamasına sebep olacağı için uygulanmamıştır.Micro-CT ile elde edilen görüntülerde birbirine yakın kontrastlı materyalleri birbirinden ayırt etmek oldukça zordur (223, 224). Bundan dolayı çalışmamızda, akrilik yapıda olan ana model üzerine siman aralığını taklit eden düşük viskoziteli polivinilsiloksan ölçü maddesi yerleştirilmiş ve görüntü bu şekilde elde edilmiştir. Bu yöntem ile ölçüm için uygun görüntü elde edilmiştir.

Silikon replika tekniğinin yaygın kullanımı üzerine bu tekniğin güvenilirliğini inceleyen bir çalışmada, Procera kuron alt yapıları ile model arasındaki siman aralığını taklit eden silikondan ve alt yapılar cam iyonomer simanla simante edildikten sonra alınan kesitler optik mikroskop ile incelenmiştir. Sonuç olarak farklı fiziksel ve kimyasal özelliklere sahip bu materyallerin ölçüm sonuçları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir sonuç çıkmamıştır. Silikon replika ile elde edilen değerler, cam iyonomer siman değerlerine oldukça benzer bulunmuştur (168).

Farklı tam seramik sistemlerdeki kenar uyumunun in-vitro ölçümünde mikroskopik analizlerin kullanılması, araştırmacılar tarafından tercih edilen yaygın bir uygulama yöntemidir. Pera ve arkadaşları (161) marjinal uyum ölçümü için her örnekte 4 ölçüm noktası belirleyerek x100 büyütmede mikroskopla ölçüm yapmışlardır. Rinke ve arkadaşları (174) yaptıkları marjinal ölçüm çalışmalarında 54 farklı noktadan x180 büyütmede bilgisayar destekli stereomikroskop kullanmışlardır. Çalışmamızda ise, marjinal uyumun ölçümü için her örnek üzerinde 4 noktada, iç uyum ölçümü için ise 10'ar noktada ölçüm yapılmıştır.

Günümüze kadar yapılmış olan çalışmalar arasında tek kuron restorasyonlarında iç uyumun micro-CT ile ölçümü ile ilgili çok az sayıda çalışma bulunmaktadır. Alfaro'nun (41), dijital ölçü ve CAM sistemiyle üretilen, dijital ölçü ve presleme tekniğiyle üretilen, geleneksel ölçü ve presleme yöntemiyle üretilen lityum disilikat kuron restorasyonlarının iç uyumunu micro-CT yöntemiyle 3 boyutlu olarak incelediği çalışmada, dijital ölçü ile elde edilen grupların daha düşük iç uyum değerleri gösterdiği bildirilmiştir. Geleneksel yöntem ile elde edilen kuron restorasyonlarının hemen hemen tüm yüzeylerde 120μm değerinin üzerinde değerler gösterdiği belirtilmiştir.

Üç üyeli bir köprü restorayonunun ve onley restorasyonlarının iç uyumunun micro-CT ile incelendiği çalışmalar da bulunmaktadır (83, 97). Borba ve arkadaşları (19) micro-CT tekniğini kullanarak 17 μm çözünürlük ile köprü restorasyonlarını metal model üzerine yerleştirerek incelemiştir. Araştımada aksiyal kesitler alınmış, 800μm aralıklarla 10 noktada iç uyum incelenmesi amacıyla ölçüm yapılmıştır. CT tekniği hacimsel ölçüme de izin vermektedir fakat çalışmada, görüntülerde deformasyon olabileceği için iki boyutlu inceleme yapılmıştır. Sonuç olarak, 68-300 μm değerleri arasında iç uyum ölçümleri yapılmıştır. Seo ve arkadaşları (188), 15.7μm çözünürlük ile micro-CT yöntemi kullanarak farklı tasarımlı onley restorasyonlarının iç uyumunu alınan aksiyal kesitleri 3 boyutlu olarak yapılandırarak incelemişlerdir. Ortalama iç aralık değeri 152.7-197.3μm olarak hesaplanmıştır.Sonuç olarak micro-CT yönteminin iç uyum ve kenar uyumu incelenmesinde güvenilir bir yöntem olduğu bildirilmiştir (119).

Çalışmamızda, iç uyum ve kenar uyumu değerlerinin istatistiksel olarak değerlendirilmesi sonucunda, elde ettiğimiz sonuçları şu şekilde sıralayabiliriz:

1. Direkt ve indirekt dijital ölçü teknikleri, restorasyonların iç uyum ve kenar uyumunu etkilemektedir. Ağız içi tarayıcı sistemlerinin kenar aralık ve iç aralık ortalaması, masa üstü tarayıcı sistemlerinden istatistiksel olarak anlamlı yüksek bulunmuştur ($p<0.01$).
2. Kullanılan ağız içi tarayıcı sisteminin görüntüleme prensibi, restorasyonların kenar uyumunu etkilemektedir.Diğer sistemlere göre farklı görüntüleme prensibi ile çalışan IntraOral Digitizer (E4D) sisteminin kenar aralık ortalaması, Omnicam ve Bluecam sistemlerinden anlamlı şekilde yüksek bulunmuştur ($p<0.01$).

3. Freze sistemlerinin hassasiyeti, restorasyonların iç uyumunu etkilemektedir. Diğer freze sistemlerinden farklı olarak 3 akslı sistem ile üretilen, IntraOral Digitizer (E4D) grubunun iç aralık ortalaması, Omnicam ve Trios sistemlerinden anlamlı şekilde yüksek bulunmuştur.
4. Masa üstü tarayıcıların teknolojik özellikleri, restorasyonların iç uyumunu etkilemektedir. Aadva sisteminin iç aralık ortalaması, InLab inEos X5 ve D700 sistemlerinden anlamlı şekilde düşük bulunmuştur.
5. Çalışmamızda, ağız içi ve masa üstü tarayıcılarla ve farklı freze sistemleriyle üretilen kuron restorasyonlarının iç uyum ve kenar uyum değerleri klinik olarak kabul edilebilir sınırlar içindedir.
6. Kuron restorasyonlarının iç uyum ve kenar uyumunun incelenmesinde, micro-CT yönteminin güvenilir bir yöntem olduğu sonucuna varılmıştır.

Elde edilen sonuçların çeşitli faktörlerden etkilendiği düşünülmektedir. Bu faktörler şu şekilde sıralanabilir; diş preparasyon dizaynı, dijital ölçü prosedürleri, kullanılan tarayıcıların teknik özellikleri ve freze cihazlarının hassasiyeti.Bu bulgular doğrultusunda tarayıcı ve CAM sistemlerin kenar ve iç uyumlarının değerlendirildiği ilave destekleyici klinik çalışmalar yapılmalıdır.

KAYNAKLAR

1. Abduo J, Lyons K, Swain M. (2010) Fit of zirconia fixed partial denture: a systematic review. *Journal of Oral Rehabilitation*, 37:866-876.
2. 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.
3. Al-Rabab'ah, M. A., Macfarlane, T. V., & McCord, J. F. (2008). Vertical marginal and internal adaptation of all-ceramic copings made by CAD/CAM technology. *Eur J Prosthodont Restor Dent, 16*(3), 109-115.
4. Anadioti, E. (2013). Internal and marginal fit Of pressed and cad lithium disilicate crowns made from digital and conventional impressions.
5. Annerstedt, A. L., Engström, U., Hansson, A., Jansson, T., Karlsson, S., Liljhagen, H., ... & Wandel, U. (1996). Axial wall convergence of full veneer crown preparations Documented for dental students and general practitioners. *Acta Odontologica*, *54*(2), 109-112.
6. Attia, M., & Fasbinder, D. (2004). Influence of Preparation Design on Fit of CAD/CAM-generated Ceramic Crowns.
7. Bader, J. D., Rozier, R. G., McFall Jr, W. T., & Ramsey, D. L. (1991). Effect of crown margins on periodontal conditions in regularly attending patients. *The Journal of prosthetic dentistry*, *65*(1), 75-79.
8. Baltzer, A., & Kaufmann-Jinoian, V. (2007). VITA CAD-Temp for inLab und Cerec 3D VITA CAD-Temp für inLab und Cerec 3D. *International journal of computerized dentistry*, *10*, 99-103.
9. Begum, A., Ahmed, R., Islam, M. S. (2012). Digital Impression. *City Dental College Journal*, *9*(2), 31-34.
10. Berner, M. (2009). *U.S. Patent Application 12/573,225.*
11. 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.
12. Beuer, F., Aggstaller, H., Edelhoff, D., Gernet, W., & Sorensen, J. (2009). Marginal and internal fits of fixed dental prostheses zirconia retainers. *Dental materials*, *25*(1), 94-102.

13. Bindl, A. ve Mörmann, W.H. (2002). An up to 5-year clinical evaluation of posterior In-Ceram CAD/CAM core crowns. *International Journal of Prosthodontics*, 15(5), 451-456.

14. Bindl, A.ve Mörmann, W.H. (2005). Marginal and internal fit of all ceramic CAD/CAM crown copings on chamfer preparation.*Journal of Oral Rehabilitation*, 32, 441-447

15. 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.

16. Birnbaum NS, Aaronson HB. Dental impressions using 3D digital scanners: Virtual becomes reality. Compend Contin Educ Dent. 2008 Oct;29(8):494, 496, 498-505.

17. Birnbaum NS, Aaronson HB, Stevens C, Cohen B. 3D digital scanners: A high-tech approcah to more accurate dental impressions. Inside Dentistry. 2009 4/2/2009;5(4):70-7.

18. Boening, K.W., Wolf, B.H., Schmidt, A.E., Kastner, K.ve Walter, M.H. (2000). Clinical fit of procera all-ceram crowns. *Journal of Prosthestic.Dentistry*, 84, 419-424.

19. 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.

20. Borba, M., Miranda Jr, W. G., Cesar, P. F., Griggs, J. A., & Bona, A. D. (2013). Evaluation of the adaptation of zirconia-based fixed partial dentures using micro-CT technology. *Brazilian oral research*, *27*(5), 396-402.

21. Bottino MA, Valandro LF, Buso L, Ozcan M. (2007). The influence of cervical finish line, internal relief, and cement type on the cervical adaptation of metal crowns. Quintessence International. 38(7):e425-32.

22. Braden, M. (1976). The quest for a new impression rubber. *Journal of dentistry*, *4*(1), 1-4.

23. Brawek PK, Wolfart S, Endres L, Kirsten A, Reich S. (2013). The clinical accuracy of single crowns exclusively fabricated by digital workflow-the comparison of two systems. *Clinical Oral Investigations*, 17(2),119–25.

24. Campagni WV, Wright W, Martinoff JT. (1996). Effect of die spacer on the seating of complete cast gold crowns with grooves. *International Journal of Prosthodontics* 55(3),324-8.

25. Chee WW, Donovan TE. (1989). Fine detail reproduction of very high viscosity poly(vinyl siloxane) impression materials. *International Journal of Prosthodontics*. 2(4):368-70.

26. Chee, W. W., Donovan, T. E., & Kahn, R. L. (1991). Indirect inhibition of polymerization of a polyvinyl siloxane impression material: a case report. *Quintessence International*, *22*(2).

27. Christensen, G. J. (1997). What category of impression material is best for your practice?. *The Journal of the American Dental Association*, *128*(7), 1026-1028.

28. Christensen, G.J. (2001). Computerized restorative dentistry. *Journal of The American Dental Association*, 132, 1301-1303.

29. Christensen, G. J. (2008). In-office CAD/CAM milling of restorations: the future?. *The Journal of the American Dental Association*, *139*(1), 83.

30. Christensen, G. J. (2008). Successful use of in-office CAD/CAM in a typical practice. *The Journal of the American Dental Association*, *139*(9), 1257.

31. Christensen, G. J. (2009). Impressions Are Changing: Deciding on Conventional, Digital or Digital Plus In-Office Milling. *The Journal of the American Dental Association, 140*(10), 1301-1304.

32. Civjan, S., Eugene, Huget, F. ve Simon, L. (1972). Surface charasteristics pf alginate impressions, Journal of Prosthetic Dentistry, (28) 373-378

33. Colpani, J. T., Borba, M., Della Bona, A. (2013). Evaluation of marginal and internal fit of ceramic crown copings. *Dental Materials : Official Publication of the Academy of Dental Materials*, *29*(2), 174–80.

34. Conrad HJ, Seong WJ, Pesun IJ. (2007). Current ceramic materials and systems with clinical recommendations: a systematic review. *Jounal of prosthetic Dentistry, 98*(5), 389-404.

35. 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.

36. Cook, W. D., Thomasz, F. (1986). Current Note No. 64 Rubber gloves and addition silicone materials. *Australian dental journal*, *31*(2), 140-140.

37. Cook KT, Fasbinder DJ. Accuracy of CAD/CAM crown fit with infrared and LED cameras (2012).*International Journal of Computerized Dentistry*4, 315–26.

38. Craig, R.G. (1988), Review of dental impression materials. *Advances in dental research,* 2(1), 51-64.

39. Craig, R. G., & Powers, J. M. (2002). *Restorative dental materials* (11th ed.). St. Louis: Mosby.

40. Cullen, D. R., & Sandrik, J. L. (1989). Tensile strength of elastomeric impression materials, adhesive and cohesive bonding. *The Journal of prosthetic dentistry*, *62*(2), 142-145.

41. David, A. (2013). Micro-CT measurement of the internal fit of lithium disilicate crowns.

42. Della Bona A, Donassollo TA, Demarco FF, Barrett AA, Mecholsky Jr JJ. Characterization and surface treatment effects on topography of a glass-infiltrated alumina/zirconia-reinforced ceramic (2007). Dental Materials 23(6), 769–75.

43. Denry I, Kelly JR. State of the art of zirconia for dental applications (2008). *Dental Materials 24*(3), 299-307

44. Dillon RF, Zhao B, Judell NHK (2009) inventors: Intra-oral three-dimensional imaging system. *International Publication* WO 2009/058656 A1; 2009, May 7

45. Dirxen, C., Blunck, U., & Preissner, S. (2013). Clinical Performance of a New Biomimetic Double Network Material. *The open dentistry journal*, *7*, 118.

46. Donovan TE, Chee WW. (2004) A review of contemporary impression materials and techniques. *Dental Clinics of North America*. 48(2):vi,vii, 445-70.

47. Duncan, R., Quadling, M. S., & Quadling, H. S. (2010). *U.S. Patent No. 7,670,272*. Washington, DC: U.S. Patent and Trademark Office.

48. Duret, F., Blouin, J.L.ve Duret, B. (1988). CAD-CAM in dentistry.*Journal ofThe Amercian Dental Association*, 117,115-120.

49. D4D Technologies [homepage on the Internet]. Dallas: D4D Tec- nologies, L.L.C.; 2007 [updated 2008 Jan 2 ;cited 2008 Jan7]; Avail- able from: http://www.d4dtech.com.

50. De Vico, G., Ottria, L., Bollero, P., Bonino, M., Cialone, M., Barlattani Jr, A., & Gargari, M. (2008). Aesthetic and functionality in fixed prosthodontic: sperimental and clinical analysis of the CAD-CAM systematic 3Shape. *Oral & implantology*, *1*(3-4), 104.

51. Eames WB, O'Neal SJ, Monteiro J, Miller C, Roan JD,Jr, Cohen KS. Techniques to improve the seating of castings (1978). *Journal ofThe Amercian Dental Association*. 96(3):432-7.

52. Ender A, Mehl A. Full arch scans: conventional versus digital impressions – an in-vitro study(2011). *International Journal of Computerized Dentistry*,14,11-21.

53. Ender A, Mehl A. Accuracy of complete-arch dental impressions: a new method of measuring trueness and precision (2013). *Journal of Prosthetic Dentistry*, 109,121–8.

54. Ender A, ve Mehl A. Influence of Scanning Strategies on the Accuracy of Digital Intraoral Scanning Systems. *International Journal of Computerized Dentistry*, *16*, 11–21.

55. Fransson B, Oilo G, Gjeitanger R. The fit of metal-ceramic crowns, a clinical study (1985). *Dental Materials*, 1(5):197–9.

56. Florian Beuer, D. D. S., CDT, J. S., & Daniel Edelhoff, D. D. S. CAD/CAM in Dentistry: New Materials and Technologies.

57. Flügge, T. V., Schlager, S., Nelson, K., Nahles, S., & Metzger, M. C. (2013). Precision of intraoral digital dental impressions with iTero and extraoral digitization with the iTero and a model scanner. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, *144*(3), 471-478.

58. Fuster-Torres, M. A., Albalat-Estela, S., Alcañiz-Raya, M., & Peñarrocha-Diago, M. (2009). CAD/CAM dental systems in implant dentistry: update. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal*, *14*(3), E141-5.

59. Galhano, G. Á. P., Pellizzer, E. P., & Mazaro, J. V. Q. (2012). Optical Impression Systems for CAD-CAM Restorations. *Journal of Craniofacial Surgery*, *23*(6), e575-e579.

60. Garg, A. K. (2008). Cadent iTero's digital system for dental impressions: the end of trays and putty?. *Dental implantology update*, *19*(1), 1-4.

61. Gedosev, M. (2008). The perfect companion: Cerec 3D software upgrade V3. 40. *International journal of computerized dentistry*, *12*(1), 59-70.

62. Giannetopoulos S, van Noort R, Tsitrou E.(2010). Evaluation of the marginal integrity of ceramic copings with different marginal angles using two different CAD/CAM systems. *Journal of Dentistry*. 38(12):980-6.

63. Giordano R., Materials for chairside CAD/CAM–produced restorations (2006). *JADA,*147:14-21

64. Gimenez B, Ozcan M, Martınez-Rus F, Pradıes G. Accuracy of a digital impression system based on active wavefront sampling technology for implants considering operator experience implant angulation, and depth. Clinical Implant Dentistry and Related Research 2013.

65. Grajower R, Lewinstein I. A mathematical treatise on the fit of crown castings (1983). *Journal of Prosthetic Dentistry*, 49(5):663-74.

66. Grossman DG. Cast glass ceramic (1985). *Dental Clinicerica North America*, 29,725–739.

67. Guazzato M, Albakry M, Ringer SP, Swain MV. Strength, fracture toughness and microstructure of a selection of all-ceramic materials. Part II. Zirconia based dental ceramics (2004). *Dental Materials*, 20:449-456.

68. Guess PC, Zavanelli RA, Silva NR, Bonfante EA, Coelho PG, Thompson VP. (2010). Monolithic CAD/CAM lithium disilicate versus veneered Y-TZP crowns: Comparison of

failure modes and reliability after fatigue. International Journal of Prosthodontics. 23(5):434-42.

69. Gür, H., Sevük, Ç., & Akkayan, B. (2002). Alternative method for standardized tooth preparation. *The Journal of prosthetic dentistry*, *87*(4), 464-465.

70. Guth JF, Keul C, Stimmelmayr M, F, Edelhoff D. Accuracy of digital models obtained by direct and indirect data capturing (2012). *Clinical Oral Investigation*, Jul 31.

71. Guess, P. C., Kuliš, A., Witkowski, S., Wolkewitz, M., Zhang, Y., & Strub, J. R. (2008). Shear bond strengths between different zirconia cores and veneering ceramics and their susceptibility to thermocycling. *Dental Materials*, *24*(11), 1556-1567.

72. 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.

73. Harris Jr, W. T. (1969). Water temperature and accuracy of alginate impressions. *The Journal of prosthetic dentistry*, *21*(6), 613-617.

74. Hayashi M, Watts DC, Ebisu S, Wilson NH. (2005). Influence of vision on the evaluation of marginal discrepancies in restorations. Operational Dentistry. 30(5):598-601.

75. Hayashi M, Wilson NH, Ebisu S, Watts DC. (2005). Influence of explorer tip diameter in identifying restoration margin discrepancies. Journal of Dentistry. 33(8):669-74.

76. Hembree Jr, J. H. (1974). Comparative accuracy of elastomer impression materials. *The Journal of the Tennessee Dental Association*, *54*(4), 164-167.

77. Heymann, H.O., Bayne, S.O., Sturdevant, J.R., Wilder, A.D. ve Roberson, T.M. (1996). The clinical performance of CAD-CAM generated ceramic inlays. *Journal of The American Dental Association*, 127, 1171-1181.

78. Hirayama H, Chang YC, Kugel G, Kang KH, Finkelman M. Fit of zirconia copings generated from a digital impression technique and conventional impression technique.

79. Hickel, R., Dasch, W., Mehl, A. ve Kremers, L. (1997). CAD/CAM-fillings of the future? *International Dental Journal*, 47, 247-258. Review.

80. Holand W, Schweiger M, Watzke R, Peschke A, Kappert H. (2008). Ceramics as biomaterials for dental restoration. *Expert Rev Med Devices*. 5(6):729-45.

81. Holden JE, Goldstein GR, Hittelman EL, Clark EA. (2009). Comparison of the marginal fit of pressable ceramic to metal ceramic restorations. Journal of Prosthodontics. 18(8):645-8.

82. Holmes JR, Bayne SC, Holland GA, Sulik WD. Considerations in measurement of marginal fit (1989). Journal of Prosthetic Dentistry, 62(4):405–8.

83. Holst S., Tawdrous RE, Karl M. (2010). Description of a novel technique for three-dimensional fit assessment of dental restorations. 6th world congress of biomechanics. Singapore. Springer; 2010.

84. Hung SH, Purk JH, Tira DE, Eick JD (1992). Accuracy of one-step versus two-step putty wash addition silicone impression technique. *Journal of Prosthetic Dentistry*. 67(5):583-9.

85. Idris, B., Houston, F., & Claffey, N. (1995). Comparison of the dimensional accuracy of one-and two-step techniques with the use of putty/wash addition silicone impression materials. *The Journal of prosthetic dentistry*, *74*(5), 535-541.

86. Imes-icore [homepage on the Internet], Germany. Available from: http://www.imes-icore.de

87. IPS e-max system for dentist (2007). Erişim: 11.11.2013. http://www.ivoclarvivadent.com

88. Jacobs MS, Windeler AS. An investigation of dental luting cement solubility as a function of the marginal gap (1991). Journal of Prosthetic Dentistry, 65(3):436-42.

89. Jahn KR, Baum W, Zuhrt R. Secondary caries frequency under complete crowns in relation to the material and design of the crown as well as the crown margin finish (1985). Stomatol DDR. 35(11):665-70.

90. Jedynakiewicz, N. M., & Martin, N. (1996). Extending the clinical scope of the CEREC system. In *Cerec 10 Year Anniversary Symposium. Quintessence Publishing. Berlin* (pp. 133-142).

91. Jedynakiewicz, N.M.ve Martin, N. (2001). Cerec science, research and clinical application. *Compendium of Continuing Education in Dentistry,* 22, 7-13.

92. Johnson GH, Craig RG. (1985). Accuracy of four types of rubber impression materials compared with time of pour and a repeat pour of models. *Journal of Prosthetic Dentistry.* 53(4):484-90.

93. Johnson, G. H., & Craig, R. G. (1986). Accuracy and bond strength of combination agar/alginate hydrocolloid impression materials. *The Journal of prosthetic dentistry*, *55*(1), 1-6.

94. Kachalia, P. R., & Geissberger, M. J. (2010). Dentistry a la carte: in-office CAD/CAM technology. *Journal of the California Dental Association*, *38*(5), 323-330.

95. Kahn, R. L., Donovan, T. E., Chee, W. W. (1989). Interaction of gloves and rubber dam with a poly (vinyl siloxane) impression material: a screening test. *International Journal of Prosthodontics*, *2*(4).

96. Karaalioğlu, O. F., Duymuş, Z. Y. (2008). Diş hekimliğinde uygulanan CAD/CAM sistemleri. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, *2008*(1).

97. Kelly, J. R., Davis, S. H., & Campbell, S. D. (1989). Nondestructive, three-dimensional internal fit mapping of fixed prostheses. *J Prosthet Dent, 61*(3), 368-373.

98. Kelly, J.R., Nishimura, I.ve Campbell, S.D. (1996). Ceramics in dentistry: historical roots and current perspectives. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 75, 18-32. Review.

99. Kelly, J. R. (2004). Dental ceramics: current thinking and trends. *Dent Clin North Am, 48*(2), viii, 513-530.

100. Kim S-Y, Kim M-J, Han J-S, Yeo I-S, Lim Y-J, Kwon H-B. Accuracy of dies captured by an intraoral digital impression system using parallel confocal imaging (2013). *International Journal of Prosthodontics*, 26:161–3.

101. Klim, J., & FAGD, A. Chairside CAD/CAM aesthetic restorations.

102. Kohorst, P., Brinkmann, H., Li, J., Borchers, L., & Stiesch, M. (2009). Marginal accuracy of four□unit zirconia fixed dental prostheses fabricated using different computer□aided design/computer□aided manufacturing systems. *European journal of oral sciences*, *117*(3), 319-325.

103. Kokubo Y, Ohkubo C, Tsumita M, Miyashita A, Vult von Steyern P, Fukushima S. Clinical marginal and internal gaps of Procera AllCeram crowns (2005). *Journal of Oral Rehabilitaion*, 32(7): 526–30.

104. Koller, M., Arnetzl, G. V., Holly, L., & Arnetzl, G. (2011). Lava ultimate resin nano ceramic for CAD/CAM: customization case study. *International journal of computerized dentistry*, *15*(2), 159-164.

105. Koski, R. E. (1977). Comparative study of selected alginate materials and devices. *The Journal of the American Dental Association*, *94*(4), 713-716.

106. Kugel G, Beyarl M, Iamfon HA, Harsono M, Fox L, Plourde J, et al. Marginal/internal crown fit evaluation of CAD/CAM versus press-laboratory all ceramic crown. *Journal of Dental Research*. 2007;86

107. Kunzelmann, K. H., & Hickel, R. (1990). [Precision of the Cerec-System: the milling unit]. *Deutsche zahnarztliche Zeitschrift*, *45*(5), 277-280.

108. Kurbad, A., & Reichel, K. (2005). CAD/CAM-manufactured restorations made of lithium disilicate glass ceramics. *Int J Comput Dent, 8*(4), 337-348.

109. Lacy, A. M., Fukui, H., Bellman, T., & Jendresen, M. D. (1981). Time-dependent accuracy of elastomer impression materials. Part II: Polyether, polysulfides, and polyvinylsiloxane. *The Journal of prosthetic dentistry*, *45*(3), 329-333.

110. Lee, I. K., DeLong, R., Pintado, M. R., & Malik, R. (1994). Evaluation of factors affecting the accuracy of impressions using quantitative surface analysis. *Operative dentistry*, *20*(6), 246-252.

111. 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), 422–6.

112. Lee, S. J., & Gallucci, G. O. (2013). Digital vs. conventional implant impressions: efficiency outcomes. *Clinical Oral Implants Research, 24*(1), 111-115.

113. Leknius C, Giusti L, Chambers D, Hong C. (2010). Effects of clinical experience and explorer type on judged crown margin acceptability. *Journal of Prosthodontics*. 19(2):138-43.

114. Lin MT, Sy-Munoz J, Munoz CA, Goodacre CJ, Naylor WP. The effect of tooth preparation form on the fit of Procera copings (1998). *International Journal of Prosthodontics*, 11(6):580–90.

115. Linke, B. A., Nicholls, J. I., Faucher, R. R. (1985). Distortion analysis of stone casts made from impression materials. *The Journal of prosthetic dentistry*, *54*(6), 794-802.

116. Liu, P.R. (2005). A panorama of dental CAD/CAM restorative systems. *Compendium of Continuing Education in Dentistry,* 26, 507-527.

117. Logozzo, S., Franceschini, G., Kilpelä, A., Caponi, M., Governi, L., & Blois, L. (2011). A comparative analysis of intraoral 3D digital scanners for restorative dentistry. *The Internet Journal of Medical Technology*, *5*(1).

118. Luebke, R. J., Scandrett, F. R., & Kerber, P. E. (1979). The effect of delayed and second pours on elastomeric impression material accuracy. *The Journal of prosthetic dentistry*, *41*(5), 517-521.

119. Luthardt, R.G., Bornemann, G., Lemelson, S., Walter, M.H. ve Huls, A. (2004) An innovative method for evaluation of the 3-D internal fit of CAD/CAM crowns fabricated

after direct optical versus indirect laser scan digitizing,. *International Journal ofProsthodontics*, 17(6), 680-685

120. Luthardt, R. G., Walter, M. H., Weber, A., Koch, R., & Rudolph, H. (2008). Clinical parameters influencing the accuracy of 1- and 2-stage impressions: a randomized controlled trial. *Int J Prosthodont, 21*(4), 322-327.

121. Mak M, Qualtrough AJ, Burke FJ. The effect of different ceramic materials on the fracture resistance of dentin-bonded crowns (1997). Quintessence Int, 28(3): 197-203

122. Manjunath, D. S. CEREC IN DENTISTRY.

123. Marker, V. A., Miller, A. W., Miller, B. H., & Swepston, J. H. (1987). Factors affecting the retention and fit of gold castings. *The Journal of prosthetic dentistry*, *57*(4), 425-430.

124. Matthes J, Silva N, Wolff MS, Witek L, Zavanelli RA, Conciatori L, et al. Marginal microscopic analysis of CAD/CAM all ceramic crown. J Dent R. 2011;90(A)

125. May KB, Russell MM, Razzoog ME, Lang BR. Precision of fit: the Procera AllCeram crown (1998). *International Journal Prosthetic Dentistry*, 80(4):394–404.

126. McCabe, J. F., & Wilson, H. J. (1978). Addition curing silicone rubber impression materials. An appraisal of their physical properties. *British dental journal*, *145*(1), 17-20.

127. McCabe, JF. (1999). *Diş hekimliğinde maddeler bilgisi 7. Baskı*, İstanbul Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Yayınları

128. McCabe, JF ve Storer, R. (1980). Elastomeric impression materials. British Dental Journal, 149, 73-82

129. McLaren EA, White SN. Survival of In-Ceram crowns in a private practice: a prospective clinical trial (2000). *International Journal of Prosthetic Dentistry,* 83(2):216-222.

130. McLaren, E. (2006, June). CAD/CAM all-ceramic restorations achieving ultimate esthetics: clinical and laboratory perspective. In *Academy of Computerized Dentistry of North America Annual Meeting*.

131. McLean JW, von Fraunhofer JA. The estimation of cement film thickness by an in vivo technique (1971). *Br Dent J*, 131(3):107–11.

132. Mehl, A. ve Hickel, R. (1999). Current state of development and perspectives of machine-based production methods for dental restorations. *International Journal of Computerized Dentistry*, 2, 9-35. Review.

133. Mehl, A., & Blanz, V. (2005). New procedure for fully automatic occlusal surface reconstruction by means of a biogeneric tooth model. *International journal of computerized dentistry*, *8*(1), 13-25.

134. Mehl, A., Ender, A., Mormann, W., & Attin, T. (2009). Accuracy testing of a new intraoral 3D camera. *Int J Comput Dent, 12*(1), 11-28.

135. Merchant, V. A., Kay McNeight, M., James Ciborowski, C., & Molinari, J. A. (1984). Preliminary investigation of a method for disinfection of dental impressions. *The Journal of prosthetic dentistry*, *52*(6), 877-879.

136. Millar, B. J., Dunne, S. M., Robinson, P. B. (1998). In vitro study of the number of surface defects in monophase and two-phase addition silicone impressions. *The Journal of prosthetic dentistry*, *80*(1), 32-35.

137. Mistry, G. S., Borse, A., Shetty, O. K., & Tabassum, R. Digital Impression System–Virtually Becoming a Reality.

138. Mitchell CA, Pintado MR, Douglas WH. (2001). Nondestructive, in vitro quantification of crown margins. *Journal of Prosthetic Dentistry*. 85(6):575-84.

139. 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, *28*(1), 44–56.

140. Miyazaki T, Hotta Y. (2011). CAD/CAM systems available for the fabrication of crown and bridge restorations. *Aust Dent J. Jun*;56 Suppl 1:97-106.

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

142. Molin, M. K., & Karlsson, S. L. (2008). Five-Year Clinical Prospective Evaluation of Zirconia-BasedDenzir 3-Unit FPDs. *International Journal of Prosthodontics*, *21*(3).

143. 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.

144. Mörmann, W. H., & Schug, J. (1997). Grinding precision and accuracy of fit of CEREC 2 CAD-CIM inlays. *The Journal of the American Dental Association*, *128*(1), 47-53.

145. Mörmann WH, Bindl A, Lüthy H, Rathke A. (1998). Effects of preparation and luting system on all-ceramic computer-generated crowns. *International Journal of Prosthodontics* 11,333–339.

146. Mörmann, W. H., & Bindl, A. (2000). The Cerec 3--A quantum leap for computer-aided restorations: Initial clinical results. *Quintessence international*, *31*(10).

147. Mörmann, W. H., & Bindl, A. (2002). All-ceramic, chair-side computer-aided design/computer-aided machining restorations. *Dental Clinics of North America*, *46*(2), 405-426.

148. Mörmann, W. H. (2006). The evolution of the CEREC system. *The Journal of the American Dental Association, 137*(suppl 1), 7S-13S.

149. Myers ML, Ergle JW, Fairhurst CW, Ringle RD. Fatigue failure parameters of IPS-Empress porcelain (1994). *International Journal of Prosthodontics*, 7(6):549-53

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

151. Nakamura, T., Dei, N., Kojima, T., & Wakabayashi, K. (2003). Marginal and internal fit of Cerec 3 CAD/CAM all-ceramic crowns. *International journal of prosthodontics*, *16*(3).

152. Nathanson, D., Riis, D. N., Cataldo, G. L., & Ashayeri, N. (1994). CAD-CAM ceramic inlays and onlays: using an indirect technique. *The Journal of the American Dental Association*, *125*(4), 421-427.

153. Nayyar, A., Tomlins, C. D., Fairhurst, C. W., & Okabe, T. (1979). Comparison of some properties of polyether and polysulfide materials. *The Journal of prosthetic dentistry*, *42*(2), 163-167.

154. Ng, J. A., Wyatt, C. W., & Ruse, N. D. (2013). A comparison of marginal fit of crowns fabricated using digital and conventional methodology. *J Prosthet Dent, Pending Acceptance for Publication.*

155. Nissan, J., Laufer, B. Z., Brosh, T., Assif, D. (2000). Accuracy of three polyvinyl siloxane putty-wash impression techniques. *The Journal of prosthetic dentistry*, *83*(2), 161-165.

156. O'Brien W., (2002). Dental Materials and their selection, third edition. Quintessence publishing Inc.Co.

157. Olivera AB, Saito T. (2006). The effect of die spacer on retention and fitting of complete cast crowns. Journal of Prosthodontics. 15(4):243-9.

158. Otto, T. ve De Nisco, S. (2002). Computer –aided direct restorations :a 10-year prospective clinical study of Cerec CAD-CAM inlays and onlays. *International Journal of Prosthodontics*, 15, 122-128.

159. Palin, W. M., & Burke, F. T. (2005). Trends in indirect dentistry: 8. CAD/CAM technology. *DENTAL UPDATE-LONDON-*, *32*(10), 566.

160. Passon C, Lambert RH, Lambert RL, Newman S. (1992). The effect of multiple layers of die-spacer on crown retention. *Operative Dentistry*(17),42-49.

161. 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.

162. Pearson, GZ. (1990). Impression techniques and materials. *In Jacobsen PH, ed. Conservative Dentistry: An integrated approach.* New York: Churchill Livingstone, 162-169.

163. 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. *European Journal of Esthetic Dentistry*, *4*(3).

164. Pfeiffer J. Dental CAD/CAM technologies: the optical impression (II) (1999). *International Journal of Computerized Dentistry*, 2(1):65–72.

165. Plourde J, Harsono M, Fox L, Hill TJ, Finkelman M, Kugel G. Marginal and internal fit of E4D CAD/CAM all-ceramic crowns (2011). *Journal of Dental Research.* 90(A):Abstract # 638.

166. Pröbster L, Diel J. Slip casting alumina ceramics for crown and bridge restorations (1992). *Quintessence International*, 23:25–29.

167. Quadling, M., Quadling, H., & Blair, A. (2008). *U.S. Patent No. 7,355,721.* Washington, DC: U.S. Patent and Trademark Office.

168. Rahme HY, Tehini GE, Adib SM, Ardo AS, Rifai KT. In vitro evaluation of the "replica technique" in the measurement of the fit of procera crowns (2008). *Journal of Contemporary Dental Practice*. 9(2):25-32.

169. Reeves WG. Restorative margin placement and periodontal health (1991). *Journal of Prosthetic Dentistry*, 66(6):733-6.

170. Reich, S., Gozdowski, S., Trentzsch, L., Frankenberger, R., & Lohbauer, U. (2008). Marginal Fit of Heat-pressed vs CAD/CAM Processed All-ceramic Onlays Using a Milling Unit Prototype. *Operative dentistry*, *33*(6), 644-650.

171. Reich, S., Uhlen, S., Gozdowski, S., & Lohbauer, U. (2011). Measurement of cement thickness under lithium disilicate crowns using an impression material technique. *Clinical Oral Investigations, 15*(4), 521-526.

172. Reich S., Vollborn T., Mehl A. , Zimmermann M. (2013). Intraoral Optical Impression Systems – An Overview*International Journal of Computerized Dentistry* 16, 143–162

173. Rekow, E. D. (1991). Dental CAD/CAM systems. *J. Am. Dent. Assoc*, *43*, 122.

174. Rinke, S., & Hüls, A. (1996). Copy-milled aluminous core ceramic crowns: a clinical report. *The Journal of prosthetic dentistry*, *76*(4), 343-346.

175. Romeo E, Iorio M, Storelli S, Camandona M, Abati S. (2009). Marginal adaptation of full- coverage CAD/CAM restorations: In vitro study using a non-destructive method. *Minerva Stomatol.* 58(3):61-72.

176. 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.

177. Santos Jr, G. C., Santos Jr, M. J. M. C., Rizkalla, A. S., Madani, D. A., & El-Mowafy, O. (2013). Overview of CEREC CAD/CAM chairside system. *General dentistry*, 36.

178. Sato, T., Al Mutawa, N., Okada, D., & Hasegawa, S. (1998). A clinical study on abutment taper and height of full cast crown preparations. *Journal of medical and dental sciences*, *45*(3), 205-210.

179. Sawyer, H. F., Dilts, W. E., Aubrey, M. E., & Neiman, R. (1974). Accuracy of casts produced from the three classes of elastomer impression materials. *Journal of the American Dental Association (1939)*, *89*(3), 644-648.

180. Schaefer, O., Schmidt, M., Goebel, R., & Kuepper, H. (2012). Qualitative and quantitative three-dimensional accuracy of a single tooth captured by elastomeric impression materials: An in vitro study. *J Prosthet Dent, 108*(3), 165-172.

181. Schaefer, O., Kuepper, H., Sigusch, B. W., Thompson, G. A., Hefti, A. F., & Guentsch, A. (2013). Three-dimensional fit of lithium disilicate partial crowns in vitro. *J Dent, 41*(3), 271-277.

182. Schaefer, O., Decker, M., Wittstock, F., Kuepper, H., & Guentsch, A. (2014). Impact of digital impression techniques on the adaption of ceramic partial crowns in vitro. *Journal of dentistry*, *42*(6), 677-683.

183. Schneider, W. (2007). No Compromises The New CEREC MC XL and inLab MC XL Milling Machines Keine Kompromisse–Die neuen Schleif-maschinen CEREC MC XL und inLab MC XL. *International journal of computerized dentistry*, *10*, 119-126.

184. Schwartz IS. A review of methods and techniques to improve the fit of cast restorations (1986). *Journal of Prosthetic Dentistry*, 56:279–283.

185. Schwartz NL, Whitsett LD, Berry TG, Stewart JL. Unserviceable crowns and fixed partial dentures: Life-span and causes for loss of serviceability. J Am Dent Assoc. 1970 Dec;81(6):1395-401.

186. Scotti, R., Cardelli, P., Baldissara, P., & Monaco, C. (2011). Clinical fitting of CAD/CAM zirconia single crowns generated from digital intraoral impressions based on active wavefront sampling. *Journal of dentistry*.

187. Seelbach P., Brueckel C., Wöstmann B., Accuracy of digital and conventional impression techniques and workflow. J Dent 2013;17(7):1759-1764

188. Seo D, Yi Y, Roh B. The effect of preparation designs on the marginal and internal gaps in Cerec3 partial ceramic crowns (2009). *Journal of Dentistry*, 37(5):374–82.

189. Sevük, Ç., Sevük L. (2011). Diş Kesimi ve kavite hazırlama yöntemleri. *Quintessence ISBN: 978-605-88563-9-4.*

190. Shillingburg, H. T., Hobo, S., Whitssett, L., Jacobi, R., & Brackett, S. (1997). Principles of tooth preparations. *Shillingburg HT. Fundamentals of Fixed Prosthodontics*, *3*, 119-138.

191. Siervo, S., Pampalone, A., Siervo, P., & Siervo, R. (1994). Where is the gap? Machinable ceramic systems and conventional laboratory restorations at a glance. *Quintessence International*, *25*(11).

192. Silvia, L., Giordano, F., Ari, K., Michele, C., Lapo, G., & Luciano, B. (2011). A Comparative Analysis Of Intraoral 3d Digital Scanners For Restorative Dentistry. *The Internet Journal of Medical Technology*, *5*(1).

193. Sirona [homepage on the Internet]. Germany: SIRONA Dental Systeme GmbH; 1997 [updated 2007 Jan 3; cited 2008 Jan7]. Available from: http://www.sirona.com/

194. Skinner, E. W., & Ziehm, H. W. (1950). Some physical properties of zinc oxide-eugenol impression pastes. *Journal of the American Dental Association (1939)*, *41*(4), 449-455.

195. Smith, B. G., Wright, P. S., Brown, D., Isaacson, K. G., Palmer, R. M., & Pitt, T. R. (1986). *The clinical handling of dental materials*. Bristol: Wright.

196. Sorensen JA. (1990) A standardized method for determination of crown margin fidelity. Journal of Prosthetic Dentistry. 64(1):18-24.

197. Söderholm, K. J., Antonson, D. E., & Fischlschweiger, W. (1989). Correlation between marginal discrepancies at the amalgam/tooth interface and recurrent caries. *Quality evaluation of dental restorations*, 85-108.

198. Steinbrenner, H. (2008). The new Cerec AC Bluecam recording unit: a case report. *International journal of computerized dentistry*, *12*(1), 71-77.

199. Strating, H., Pameijer, C.H. ve Gildenhuys, R.R. Evaluation of the marginal integrity of ceramometal restorations. Part I (1981). Journal of Prosthetic Dentistry, 46:59-65.

200. Strub, J.R., Rekow, E.D. ve Witkowski, S. (2006). Computer-aided design and fabrication of dental restorations: current systems and future possibilities. *Journal of American Dental Association*, 137, 1289-1296.

201. Sulaiman F, Chai J, Jameson LM, Wozniak WT. A comparison of the marginal fit of In-Ceram, IPS Empress, and Procera crowns (1997). *International Journal Prosthodontics*, 10(5):478–84.

202. Sweeney, W. T., Taylor, D. F. (1950). Dimensional changes in dental stone and plaster. *Journal of dental research*, *29*(6), 749-755.

203. Syrek, A., Reich, G., Ranftl, D., Klein, C., Cerny, B., & Brodesser, J. (2010). Clinical evaluation of all-ceramic crowns fabricated from intraoral digital impressions based on the principle of active wavefront sampling. *J Dent, 38*(7), 553-559.

204. Takahashi, H., & Finger, W. J. (1994). Effects of the setting stage on the accuracy of double-mix impressions made with addition-curing silicone. *The Journal of prosthetic dentistry*, *72*(1), 78-84.

205. Thongthammachat S, Moore BK, Barco MT,2nd, Hovijitra S, Brown DT, Andres CJ. (2002). Dimensional accuracy of dental casts: Influence of tray material, impression material, and time. Journal of Prosthodontics. 11(2):98-108.

206. Tinschert J, Natt G, Hassenpflug S, Spiekermann H. Status of current CAD/CAM technology in dental medicine (2004). *International Journal of Computerized Dentistry*, 7(1),25–45.

207. Tjan, A. H., Li, T. (1991). Effects of reheating on the accuracy of addition silicone putty-wash impressions. *The Journal of prosthetic dentistry*, *65*(6), 743-748.

208. Trifkovic, B., Budak, I., Todorovic, A., Vukelic, D., Lazic, V., & Puskar, T. (2014). Comparative analysis on measuring performances of dental intraoral and extraoral optical 3D digitization systems. *Measurement*, *47*, 45-53.

209. Tuntiprawon M, Wilson PR. The effect of cement thickness on the fracture strength of all-ceramic crowns (1995). *Aust Dent J*, 40(1),17–21.

210. Tysowski GW. The science behind lithium disilicate: A metal-free alternative. Dentistry Today 03/01/2009.

211. Van Noort, R. (2002). *Introduction to dental materials, Second edition*, Mosby Inc.Co. s.181-209.

212. Vita All-Ceramics, In-Ceram Zirconia Broshure. (2013). Erişim: 11.11.13 http://www.vita-zahnfabrik.com

213. Vita In-Ceram YZ for inLAB. (2013). Erişim: 11.11.13, http://www.vident.com/assets/downloads_cloak/YZ_instructions_1128E.pdf.

214. Vojdani, M., Torabi, K., Farjood, E., & Khaledi, A. A. R. (2013). Comparison the Marginal and Internal Fit of Metal Copings Cast from Wax Patterns Fabricated by CAD/CAM and Conventional Wax up Techniques. *Journal of Dentistry (17283426)*, *14*(3).

215. Von Steyern, P., Carlson, P., & Nilner, K. (2005). All□ceramic fixed partial dentures designed according to the DC□Zirkon® technique. A 2□year clinical study. *Journal of oral rehabilitation*, *32*(3), 180-187.

216. Wassell, R. W., Ibbetson, R. J. (1991). The accuracy of polyvinyl siloxane impressions made with standard and reinforced stock trays. *The Journal of prosthetic dentistry*, *65*(6), 748-757.

217. Wettstein, F., Sailer, I., Roos, M., & Hämmerle, C. H. (2008). Clinical study of the internal gaps of zirconia and metal frameworks for fixed partial dentures. *European journal of oral sciences*, *116*(3), 272-279.

218. Wiedhahn K. From blue to white: New high-strength material for cerec--IPS e.max CAD LT. Int J Comput Dent. 2007 Jan;10(1):79-91.

219. Wiedhahn, K., Schenk, O., & Fritzsche, G. (2011). Cerec Omnicam-Intraoralscan 2.0. *International journal of computerized dentistry*, *15*(3), 199-205.

220. Wilson PR. (1994). Effect of increasing cement space on cementation of artificial crowns. Journal of Prosthetic Dentistry. 71(6):560-4.

221. Wilson, A. H., & Chan, D. C. (1994). The relationship between preparation convergence and retention of extracoronal retainers. *Journal of Prosthodontics*, *3*(2), 74-78.

222. Witkowski, S., Komine, F., & Gerds, T. (2006). Marginal accuracy of titanium copings fabricated by casting and CAD/CAM techniques. *The Journal of prosthetic dentistry*, *96*(1), 47-52.

223. Wittneben, J. G., Wright, R. F., Weber, H. P., & Gallucci, G. O. (2009). A systematic review of the clinical performance of CAD/CAM single-tooth restorations. *International Journal of Prosthodontics*, *22*(5).

224. Yeo, I. S., Yang, J. H., & Lee, J. B. (2003). In vitro marginal fit of three all-ceramic crown systems. *The Journal of prosthetic dentistry*, *90*(5), 459-464.

225. Young JM, Altschuler BR. Laser holography in dentistry(1977). Journal of Prosthetic dentistry, 38,216-225

226. Yingyongyos, N., Juntavee, N., & Chatrchaiwiwatana, S. (2013). Determination of Accuracy of CAD/CAM All-ceramic Restorations Fabricated from Different Digitizing and Finishing Methods

227. Zoellner A, Bragger U, Fellmann V, Gaengler P. Correlation between clinical scoring of secondary caries at crown margins and histologically assessed extent of the lesions (2000). *International Journal of Prosthodontics*, 13(6),453-9.

228. Zimmermann M, Mehl A, Reich S. New CAD/CAM materials and blocks for chairside procedures. *Int J Comp Dent* 2013;16(2):173-181.

ÖZGEÇMİŞ

Kişisel Bilgiler

Adı	Güliz	**Soyadı**	Kılınçoğlu
Doğ.Yeri	İskenderun	**Doğ.Tar.**	14.10.1985
Uyruğu	TC	**TC Kim No**	15533188262
Email	gulizkilincoglu@hotmail.com	**Tel**	05337346797

Eğitim Düzeyi

	Mezun Olduğu Kurumun Adı	**Mez. Yılı**
Doktora	İ.Ü. Diş Hekimliği Fakültesi-Protetik Diş Tedavisi ABD	2014
Yük.Lis.	Hacettepe Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi	2008
Lisans	Hacettepe Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi	2008
Lise	İstiklal Makzume Anadolu Lisesi	2003

İş Deneyimi (Sondan geçmişe doğru sıralayın)

	Görevi	**Kurum**	**Süre (Yıl - Yıl)**
1.			-
2.			-
3.			-

Yabancı Dilleri	**Okuduğunu Anlama***	**Konuşma***	**Yazma***	**KPDS/ÜDS Puanı**	**(Diğer) Puanı**
İngilize	İyi	İyi	İyi	86.250	

*Çok iyi, iyi, orta, zayıf olarak değerlendirin

	Sayısal	**Eşit Ağırlık**	**Sözel**
LES Puanı	96	92	90
(Diğer) Puanı			

Bilgisayar Bilgisi

Program	**Kullanma becerisi**
Microsoft Office	İyi

Yayınları/Tebligleri Sertifikaları/Ödülleri

Özel İlgi Alanları (Hobileri):