T.C.
İSTANBUL ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

(DOKTORA TEZİ)

FARKLI AĞIZ İÇİ TARAYICILAR İLE ALINAN İMPLANT ÜSTÜ ÖLÇÜLERİN HASSASİYETLERİNİN KIYASLAMALI OLARAK DEĞERLENDİRİLMESİ

DİLARA ŞEYMA ALPKILIÇ

DANIŞMAN
PROF.DR.SABİRE İŞLER

PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI
PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ PROGRAMI

İSTANBUL-2019

TEZ ONAYI

DOKTORA TEZİ ONAYI

İstanbul Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü . Diş Hekimliği Fakültesi, Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı, Protetik Diş Tedavisi Programında Doktora öğrencisi Dilara Şeyma ALPKILIÇ tarafından Prof. Dr. Sabire İŞLER' in danışmanlığında hazırlanan "Farklı Ağıziçi Tarayıcılar ile Alınan İmplant Üstü Ölçülerin Hassasiyetlerinin Kıyaslamalı Olarak Değerlendirilmesi " başlıklı tez aşağıdaki jüri üyeleri tarafından 08/02/2019 tarihinde yapılan Tez Savunma Sınavında başarılı bulunmuş ve Doktora Tezi olarak kabul edilmiştir.

Jüri Başkanı
Danışman

Prof. Dr. Sabire İŞLER
İstanbul Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi
Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı

Jüri

Prof. Dr. Gülsüm AK
İstanbul Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi
Ağız Diş Çene Cerrahisi Anabilim Dalı

Jüri

Prof. Dr. Muzaffer ATEŞ
Medipol Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi
Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı

Jüri

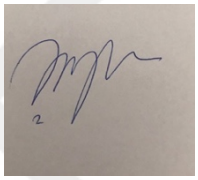
Prof. Dr. Bilge GÖKÇEN RÖHLİG
İstanbul Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi
Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı

Jüri

Doç. Dr. Ergün KELEŞOĞLU
Y.T.Ü. Kimya Metalurji Fakültesi
Metal ve Malzeme Mühendisliği Bölümü
Malzeme Mühendisliği ve Bilimi 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 çalışmasıyla elde edilmeyen bütün bilgi ve yorumlara kaynak gösterdiğimi ve bu kaynakları da kaynaklar listesine aldığımı, yine bu tezin çalışılması ve yazımı sırasında patent ve telif haklarını ihlal edici bir davranışımın olmadığı beyan ederim.



Dt. Dilara Şeyma ALPKILIÇ

İTHAF

Her koşulda desteklerini hissettiğim anneme ve babama ithaf ediyorum.

TEŞEKKÜR

Doktora eğitimim boyunca emeklerini esirgemeyen, bilgisini ve tecrübesini benimle paylaşan, her türlü sorunumun çözümünde kendisini yanımda desteğini ise hep arkamda hissettiğim, doktora kültürünü tamamen anlamamı sağlayan, sabrına ve bilgisine hep hayranlık duyduğum çok kıymetli danışman hocam Prof.Dr. Sabire İşler'e

Doktoranın bir ekip işi olduğunu anlamamı sağlayan, ekipten çok bir aile gibi beni saran ve her zaman yanımda olan, tez çalışmalarım boyunca bana birçok farklı konuda destek olan Dr. Özgür Bultan, Dr. Evrim Bultan, Dr. Gözde Özyanat, Dr. Zeynep Özbek Karadeniz, Dt. Emre Tülü, Dt. Aydan Gürcan, Dt. Diler Özkan İrem, Dt. Elif Saraçoğlu Mergen, Dt. Alpar Muhammedi, Dt. Selin Güven ve Dt. Yağmur Bulut Gökçen'e

Deney örneklerimin hazırlanması sırasında bana yardımcı olan Ali Sevim başta olmak üzere tüm AsİstanbulÇalışanlarına, Bahattin Özkan'a,

Doktora tezimin malzeme temininde desteklerini esirgemeyen başta Zhermack Türkiye, GC Europe, Gülsa Tıbbi Cihazlar, Ünaldı Medikal, Batı Group firmalarına,

Lise sıralarında başlayan dostluğumuzun meslektaşlığa dönüştüğü, doktora sürecimin en yakın şahitlerinden yakın arkadaşım Dr.Öğr. Üyesi Müge Yavaş Tokuç'a,

Sabrıyla ve sevgisiyle hayatımı kolaylaştıran canım abim M.Tuğrul Alpkılıç'a,

Mesleği seçmemde ve sonrasındaki tüm süreçte en büyük destekçim olan, önümü açarak hayatı benim için kolaylaştıran, meslektaşı olduğum için gurur duyduğum canım ablam Dr. Esra Alpkılıç Başkırt'a

Tüm hayatım boyunca bana güvenen, bana çalışmayı, azmetmeyi ve başarmayı öğretmiş olan, hem maddi hem manevi desteğini hiç eksik etmeyen canım annem Semra Alpkılıç ve canım babam Osman Nuri Alpkılıç'a sonsuz teşekkür ederim.

Bu çalışma, İstanbul Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Birimi tarafından desteklenmiştir. Proje No: 30758

İÇİNDEKİLER

TEZ ONAYI ..... İİ
BEYAN ..... İİİ
İTHAF ..... İV
TEŞEKKÜR V
İÇİNDEKİLER ..... Vİ
TABLOLAR LİSTESİ ..... İX
ŞEKİLLER LİSTESİ X
SEMBOLLER / KISALTMALAR LİSTESİ ..... XİV
ÖZET ..... XVİ
ABSTRACT ..... XVİİ
1. GİRİŞ VE AMAÇ 1
2. GENEL BİLGİLER 3
2.1. Diş Hekimliğinde Ölçü 3
2.2. Ölçü Yöntemleri 4
2.2.1. Geleneksel Ölçü 4
2.2.1.1. Ölçü Kaşıkları 4
2.2.1.2. Geleneksel Ölçü Maddeleri 6
2.2.1.3. Geleneksel Ölçü Alma Teknikleri 13
2.2.2. Dijital Ölçü 16
2.2.2.1. CAD / CAM Sistemleri 17
2.2.2.2. CAD / CAM Sistemleri ile Dijital Veri Elde Etme – Dijitalizasyon 18
2.2.2.3. Dijital ölçü alma teknikleri 27
2.2.3. Geleneksel ve Dijital Ölçü Sistemlerinde İş Akışı 30
2.3. Dijital Verilerin Doğruluğunun Tespit Edilmesi 30
2.3.1. Endüstriyel Referans Tarama Cihazı 33
3. GEREÇ VE YÖNTEM 34
3.1. Referans Modellerin Hazırlanması 34
3.1.1. A Referans Modelinin Oluşturulması 36
3.1.2. B Referans Modelinin Oluşturulması 39
3.1.3. C Referans Modelinin Oluşturulması 39
3.1.4. D Referans Modelinin Oluşturulması 39

3.2. Referans Tarayıcının Kullanılması ve Referans Verilerinin Elde Edilmesi 39
3.3. Dijital Ölçü İşlemleri ve Ağız İçi Tarayıcıların Kullanılması 41
3.3.1. Aadva – GC Corp. (Tokyo, Japonya) ile modellerin taranması.....41
3.3.1.1. A Modelinin Ölçüsünün Alınması 42
3.3.1.2. B Modelinin Ölçüsünün Alınması 44
3.3.1.3. C Modelinin Ölçüsünün Alınması 45
3.3.1.4. D Modelinin Ölçüsünün Alınması 47
3.3.2. CS3600 – Carestream Health (New York, ABD) ile modellerin taranması 48
3.3.2.1. A Modelinin Ölçüsünün Alınması 48
3.3.2.2. B Modelinin Ölçüsünün Alınması 50
3.3.2.3. C Modelinin Ölçüsünün Alınması 52
3.3.2.4. D Modelinin Ölçüsünün Alınması 54
3.3.3. Emerald – Planmeca (Helsinki, Finlandiya) ile modellerin taranması 55
3.3.3.1. A Modelinin Ölçüsünün Alınması 55
3.3.3.2. B Modelinin Ölçüsünün Alınması 57
3.3.3.3. C Modelinin Ölçüsünün Alınması 59
3.3.3.4. D Modelinin Ölçüsünün Alınması 61
3.3.4. Trios 3 – 3Shape (Kopenhag, Danimarka) ile modellerin taranması.....62
3.3.4.1. A Modelinin Ölçüsünün Alınması 63
3.3.4.2. B Modelinin Ölçüsünün Alınması 65
3.3.4.3. C Modelinin Ölçüsünün Alınması 66
3.3.4.4. D Modelinin Ölçüsünün Alınması 67
3.4. Geleneksel Ölçülerin Alınması 69
3.4.1. Geleneksel Ölçü Hazırlıkları.....69
3.4.1.1. Ölçü Transfer Parçalarının Splintlenmesi 69
3.4.1.2. Kişisel Kaşık Hazırlanması 70
3.4.2. Geleneksel Ölçülerin Alınması 71
3.4.3. Alçı Model Oluşturulması.....72
3.4.4. Alçı Modellerin Referans Tarayıcı ile Taranması ve Dijitalizasyonu 73
3.5. Sanal Verilerin Çakıştırılması ve Ölçümlerin Yapılması 74
3.5.1. Lokal Sapmaların Tespiti ve Lineer Ölçümlerin Yapılması 74
3.5.2. Genel Sapmaların Tespiti ve 3 Boyutlu Deviasyonların Tespiti.....78
3.6. Verilerin İstatistiksel Olarak Değerlendirilmesi 79
4. BULGULAR.....81

4.1. Doğruluğun Lokal Olarak Değerlendirilmesine Ait Bulgular 85
4.2. Doğruluğun Genel Olarak Değerlendirilmesine Ait Bulgular 90
4.3. Tekrarlanabilirlik İle İlgili Bulgular 96
4.4. Renk Haritalarına Dair Bulgular 102
4.4.1. Aadva Cihazına Ait Renk Haritaları 103
4.4.1.1. A modelinden elde edilen renk haritaları 103
4.4.1.2. B modelinden elde edilen renk haritaları 106
4.4.1.3. C modelinden elde edilen renk haritaları 110
4.4.1.4. D modelinden elde edilen renk haritaları 114
4.4.2. CS3600 Cihazına Ait Renk Haritaları 118
4.4.2.1. A modelinden elde edilen renk haritaları 118
4.4.2.2. B modelinden elde edilen renk haritaları 121
4.4.2.3. C modelinden elde edilen renk haritaları 124
4.4.2.4. D modelinden elde edilen renk haritaları 127
4.4.3. Emerald Cihazına Ait Renk Haritaları 131
4.4.3.1. A modelinden elde edilen renk haritaları 131
4.4.3.2. B modelinden elde edilen renk haritaları 134
4.4.3.3. C modelinden elde edilen renk haritaları 137
4.4.3.4. D modelinden elde edilen renk haritaları 140
4.4.4. Trios Cihazına Ait Renk Haritaları 144
4.4.4.1. A modelinden elde edilen renk haritaları 144
4.4.4.2. B modelinden elde edilen renk haritaları 147
4.4.4.3. C modelinden elde edilen renk haritaları 151
4.4.4.4. D modelinden elde edilen renk haritaları 155
4.4.5. Geleneksel Ölçü Yöntemi ile Alınan Ölçülere Ait Renk Haritaları 158
4.4.5.1. A modelinden elde edilen renk haritaları 158
4.4.5.2. B modelinden elde edilen renk haritaları 161
4.4.5.3. C modelinden elde edilen renk haritaları 165
4.4.5.4. D modelinden elde edilen renk haritaları 169
5. TARTIŞMA 173
KAYNAKLAR 196
İNTİHAL RAPORU İLK SAYFASI 205
ÖZGEÇMİŞ 206

TABLOLAR LİSTESİ

Tablo 2-1: Aljinatın yapısındaki bileşenler 8
Tablo 2-2: Elastomerlerin reolojik özellikleri [12] 13
Tablo 4-1: Lokal doğruluk açısından modeller ve gruplardaki sapma değerleri ve ortalamaları 81
Tablo 4-2: Genel doğruluk açısından modeller ve gruplardaki sapma değerleri ve ortalamaları 82
Tablo 4-3: Tekrarlanabilirlik açısından modeller ve gruplardaki sapma değerleri ve ortalamaları 83
Tablo 4-4: Modele ilişkin bilgiler 85
Tablo 4-5: Lokal doğruluk değerine ilişkin post-hoc analizler 86
Tablo 4-6: Modele ilişkin bilgiler 91
Tablo 4-7: Genel doğruluk değerine ilişkin post-hoc analizler 92
Tablo 4-8: Modele ilişkin bilgiler 97
Tablo 4-9: Tekrarlanabilirlik değerine ilişkin post-hoc analizler 98

ŞEKİLLER LİSTESİ

Şekil 2-1: Dijital ölçü alma yöntemleri 17
Şekil 2-2: Triangulasyon teoremi 20
Şekil 2-3: Distal gölge fenomeni (A. Cisme yansıtılan ışık B. Cisimden yansıyan ışık C. Distal gölge.) 21
Şekil 2-4: Dijital tarama parçasının bölümleri 28
Şekil 2-5: Farklı markalara ait dijital tarama parçaları 29
Şekil 2-6: Geleneksel ve dijital iş akışları 30
Şekil 3-1: Deney grupları 34
Şekil 3-2: A Referans Modeli (a- Referans modelin karşıdan görüntüsü, b- Referans modelin yandan görüntüsü) 35
Şekil 3-3: B Referans Modeli (a- Referans modelin karşıdan görüntüsü, b- Referans modelin yandan görüntüsü) 35
Şekil 3-4: C Referans Modeli (a- Referans modelin karşıdan görüntüsü, b- Referans modelin yandan görüntüsü) 36
Şekil 3-5: D Referans Modeli (a- Referans modelin karşıdan görüntüsü, b- Referans modelin yandan görüntüsü) 36
Şekil 3-6: Paralelometre yardımıyla ana modellerin oluşturulması 37
Şekil 3-7: Pembe plaka mum yardımıyla 2 mm'lik dişeti kalınlığının standardize edilmesi 38
Şekil 3-8: Referans modelin elde edilmesi için ölçü alınması 38
Şekil 3-9: Referans tarama cihazı 40
Şekil 3-10: Referans tarama cihazı ile referans modellerin dijitalizasyonu 41
Şekil 3-11: Aadva IOS ile yeni hasta ve vaka kaydı yapılması 42
Şekil 3-12: Aadva IOS ile tarama özelliğinin seçilmesi 42
Şekil 3-13: Aadva IOS ile dijital ölçülerin dışarı aktarılması 43
Şekil 3-14: Aadva IOS ile A modelinden alınan dijital ölçülerin STL görüntüleri 43
Şekil 3-15: Aadva IOS ile B modelinden alınan dijital ölçünün cihazın ekranındaki görüntüsü 44
Şekil 3-16: Aadva IOS ile B modelinden alınan dijital ölçülerin STL görüntüleri 45
Şekil 3-17: Aadva IOS ile C modelinden ölçü alınması 46
Şekil 3-18: Aadva IOS ile C modelinden alınan dijital ölçülerin STL görüntüleri 46
Şekil 3-19: Aadva IOS ile D modelinden ölçü alınması 47
Şekil 3-20: Aadva IOS ile D modelinden alınan dijital ölçülerin STL görüntüleri 48
Şekil 3-21: CS3600 IOS ile yapılacak olaran restorasyonun seçilmesi 49
Şekil 3-22: CS3600 IOS ile A modelinin taranması 49
Şekil 3-23: CS3600 IOS ile A modelinden alınan dijital ölçülerin STL görüntüleri 50
Şekil 3-24: CS3600 IOS ile A modelinin taranması 51
Şekil 3-25: CS3600 IOS ile B modelinden alınan dijital ölçülerin STL görüntüleri 52
Şekil 3-26: CS3600 IOS ile C modelinin taranması 53
Şekil 3-27: CS3600 IOS ile C modelinden alınan dijital ölçülerin STL görüntüleri 53
Şekil 3-28: CS3600 IOS ile A modelinin taranması 54
Şekil 3-29: CS3600 IOS ile modelinden alınan dijital ölçülerin STL görüntüleri 55
Şekil 3-30: Planmeca Romexis yazılımında hasta kaydının oluşturulması 55
Şekil 3-31: Planmeca Romexis yazılımında tarama aşamalarına geçilmesi 56
Şekil 3-32: Emerald tarama cihazı ile A modelinin taranması 56
Şekil 3-33: Emerald tarama cihazı ile modelinden alınan dijital ölçülerin STL görüntüleri 57

Şekil 3-34: Emerald tarama cihazı ile B modelinin taranması 58
Şekil 3-35: Emerald tarama cihazı ile B modelinden alınan dijital ölçülerin STL görüntüleri..... 59
Şekil 3-36: Emerald tarama cihazı ile C modelinin taranması 60
Şekil 3-37: Emerald tarama cihazı ile C modelinden alınan dijital ölçülerin STL görüntüleri..... 60
Şekil 3-38: Emerald tarama cihazı ile D modelinin taranması 61
Şekil 3-39: Emerald tarama cihazı ile D modelinden alınan dijital ölçülerin STL görüntüleri..... 62
Şekil 3-40: 3Shape yazılımında hasta kaydı yapılması 63
Şekil 3-41: Trios 3 tarama cihazı ile A modelinin taranması 64
Şekil 3-42: Trios 3 tarama cihazı ile A modelinden alınan dijital ölçülerin STL görüntüleri..... 64
Şekil 3-43: Trios 3 tarama cihazı ile B modelinin taranması 65
Şekil 3-44 : Trios 3 tarama cihazı ile B modelinden alınan dijital ölçülerin STL görüntüleri..... 66
Şekil 3-45: Trios 3 tarama cihazı ile C modelinin taranması 67
Şekil 3-46: Trios 3 tarama cihazı ile C modelinden alınan dijital ölçülerin STL görüntüleri..... 67
Şekil 3-47: Trios 3 tarama cihazı ile C modelinin taranması 68
Şekil 3-48: Trios 3 tarama cihazı ile D modelinden alınan dijital ölçülerin STL görüntüleri..... 69
Şekil 3-49: Ölçü parçalarının modelaj akriliği yardımıyla splintlenmesi..... 70
Şekil 3-50: Kişisel kaşıkların hazırlanmasında kullanılan ışık fırını..... 71
Şekil 3-51: Kişisel kaşıklar ile alınan açık kaşık ölçüler..... 72
Şekil 3-52: Geleneksel ölçülerin alınmasıyla elde edilen alçı modeller..... 73
Şekil 3-53: Geleneksel ölçülerden elde edilen alçı modellerin endüstriyel tarayıcı ile dijitalizasyonu..... 74
Şekil 3-54: A Referans Modelindeki Çakıştırmalarda Yapılan Doğrusal Ölçümler 76
Şekil 3-55: B Referans Modelindeki Çakıştırmalarda Yapılan Doğrusal Ölçümler 76
Şekil 3-56: C Referans Modelindeki Çakıştırmalarda Yapılan Doğrusal Ölçümler 77
Şekil 3-57: D Referans Modelindeki Çakıştırmalarda Yapılan Doğrusal Ölçümler 77
Şekil 3-58: Genel doğruluk tespitinde kullanılan parametreler ve renk haritası örneği . 79
Şekil 4-1: Cihazlara ve modellere göre lokal doğruluk değerleri..... 88
Şekil 4-2: Cihazlara ve modellere göre lokal doğruluk değerleri..... 90
Şekil 4-3: Cihazlara ve modellere göre genel doğruluk değerleri 94
Şekil 4-4: Cihazlara ve modellere göre genel doğruluk değerleri 96
Şekil 4-5: Cihazlara ve modellere göre tekrarlanabilirlik değerleri 100
Şekil 4-6: Cihazlara ve modellere göre tekrarlanabilirlik değerleri 102
Şekil 4-7: Aadva cihazı ile A modelinden alınan ölçünün renk haritası (a)..... 103
Şekil 4-8: Aadva cihazı ile A modelinden alınan ölçünün renk haritası (b)..... 104
Şekil 4-9: Aadva cihazı ile A modelinden alınan ölçünün renk haritası (c)..... 105
Şekil 4-10: Aadva cihazı ile B modelinden alınan ölçünün renk haritası (a) 106
Şekil 4-11: Aadva cihazı ile B modelinden alınan ölçünün renk haritası (b)..... 107
Şekil 4-12: Aadva cihazı ile B modelinden alınan ölçünün renk haritası (c) 108
Şekil 4-13: Aadva cihazı ile B modelinden alınan ölçünün renk haritası (d)..... 109
Şekil 4-14: Aadva cihazı ile C modelinden alınan ölçünün renk haritası (a) 110
Şekil 4-15: Aadva cihazı ile C modelinden alınan ölçünün renk haritası (b)..... 111
Şekil 4-16: Aadva cihazı ile C modelinden alınan ölçünün renk haritası (c) 112
Şekil 4-17: Aadva cihazı ile C modelinden alınan ölçünün renk haritası (d)..... 113
Şekil 4-18: Aadva cihazı ile D modelinden alınan ölçünün renk haritası (a)..... 114

Şekil 4-19: Aadva cihazı ile D modelinden alınan ölçünün renk haritası (b)..... 115
Şekil 4-20: Aadva cihazı ile D modelinden alınan ölçünün renk haritası (c)..... 116
Şekil 4-21: Aadva cihazı ile D modelinden alınan ölçünün renk haritası (d)..... 117
Şekil 4-22: CS3600cihazı ile A modelinden alınan ölçünün renk haritası (a)..... 118
Şekil 4-23: CS3600cihazı ile A modelinden alınan ölçünün renk haritası (b) 119
Şekil 4-24 : CS3600cihazı ile A modelinden alınan ölçünün renk haritası (c)..... 120
Şekil 4-25: CS3600 cihazı ile B modelinden alınan ölçünün renk haritası (a)..... 121
Şekil 4-26: CS3600 cihazı ile B modelinden alınan ölçünün renk haritası (b)..... 122
Şekil 4-27: CS3600 cihazı ile B modelinden alınan ölçünün renk haritası (c)..... 123
Şekil 4-28: CS3600 cihazı ile C modelinden alınan ölçünün renk haritası (a)..... 124
Şekil 4-29 : CS3600 cihazı ile C modelinden alınan ölçünün renk haritası (b)..... 125
Şekil 4-30: CS3600 cihazı ile C modelinden alınan ölçünün renk haritası (c)..... 126
Şekil 4-31: CS3600 cihazı ile D modelinden alınan ölçünün renk haritası (a)..... 127
Şekil 4-32: CS3600 cihazı ile D modelinden alınan ölçünün renk haritası (b) 128
Şekil 4-33: CS3600 cihazı ile D modelinden alınan ölçünün renk haritası (c)..... 129
Şekil 4-34: CS3600 cihazı ile D modelinden alınan ölçünün renk haritası (d) 130
Şekil 4-35: Emerald cihazı ile A modelinden alınan ölçünün renk haritası (a)..... 131
Şekil 4-36: Emerald cihazı ile A modelinden alınan ölçünün renk haritası (b)..... 132
Şekil 4-37: Emerald cihazı ile A modelinden alınan ölçünün renk haritası (c)..... 133
Şekil 4-38: Emerald cihazı ile B modelinden alınan ölçünün renk haritası (a)..... 134
Şekil 4-39: Emerald cihazı ile B modelinden alınan ölçünün renk haritası (b)..... 135
Şekil 4-40: Emerald cihazı ile B modelinden alınan ölçünün renk haritası (c)..... 136
Şekil 4-41: Emerald cihazı ile C modelinden alınan ölçünün renk haritası (a)..... 137
Şekil 4-42: Emerald cihazı ile C modelinden alınan ölçünün renk haritası (b)..... 138
Şekil 4-43: Emerald cihazı ile C modelinden alınan ölçünün renk haritası (c)..... 139
Şekil 4-44: Emerald cihazı ile D modelinden alınan ölçünün renk haritası (a)..... 140
Şekil 4-45: Emerald cihazı ile D modelinden alınan ölçünün renk haritası (b)..... 141
Şekil 4-46: Emerald cihazı ile D modelinden alınan ölçünün renk haritası (c)..... 142
Şekil 4-47: Emerald cihazı ile D modelinden alınan ölçünün renk haritası (d)..... 143
Şekil 4-48: Trios cihazı ile A modelinden alınan ölçünün renk haritası (a)..... 144
Şekil 4-49: Trios cihazı ile A modelinden alınan ölçünün renk haritası (b)..... 145
Şekil 4-50: Trios cihazı ile A modelinden alınan ölçünün renk haritası (c)..... 146
Şekil 4-51: Trios cihazı ile B modelinden alınan ölçünün renk haritası (a)..... 147
Şekil 4-52: Trios cihazı ile B modelinden alınan ölçünün renk haritası (b)..... 148
Şekil 4-53 : Trios cihazı ile B modelinden alınan ölçünün renk haritası (c)..... 149
Şekil 4-54 : Trios cihazı ile B modelinden alınan ölçünün renk haritası (d)..... 150
Şekil 4-55 : Trios cihazı ile C modelinden alınan ölçünün renk haritası (a)..... 151
Şekil 4-56 : Trios cihazı ile C modelinden alınan ölçünün renk haritası (b)..... 152
Şekil 4-57: Trios cihazı ile C modelinden alınan ölçünün renk haritası (c)..... 153
Şekil 4-58: Trios cihazı ile C modelinden alınan ölçünün renk haritası (d)..... 154
Şekil 4-59: Trios cihazı ile D modelinden alınan ölçünün renk haritası (a)..... 155
Şekil 4-60: Trios cihazı ile D modelinden alınan ölçünün renk haritası (b)..... 156
Şekil 4-61: Trios cihazı ile D modelinden alınan ölçünün renk haritası (c)..... 157
Şekil 4-62: Geleneksel ölçü yöntemi ile A modelinden alınan ölçünün renk haritası (a)
..... 158
Şekil 4-63: Geleneksel ölçü yöntemi ile A modelinden alınan ölçünün renk haritası (b)
..... 159
Şekil 4-64: Geleneksel ölçü yöntemi ile A modelinden alınan ölçünün renk haritası (c)
..... 160
Şekil 4-65: Geleneksel ölçü yöntemi ile B modelinden alınan ölçünün renk haritası (a)
..... 161

Şekil 4-66: Geleneksel ölçü yöntemi ile B modelinden alınan ölçünün renk haritası (b) 162
Şekil 4-67: Geleneksel ölçü yöntemi ile B modelinden alınan ölçünün renk haritası (c) 163
Şekil 4-68: Geleneksel ölçü yöntemi ile B modelinden alınan ölçünün renk haritası (d) 164
Şekil 4-69: Geleneksel ölçü yöntemi ile C modelinden alınan ölçünün renk haritası (a) 165
Şekil 4-70: Geleneksel ölçü yöntemi ile C modelinden alınan ölçünün renk haritası (b) 166
Şekil 4-71: Geleneksel ölçü yöntemi ile C modelinden alınan ölçünün renk haritası (c) 167
Şekil 4-72: Geleneksel ölçü yöntemi ile C modelinden alınan ölçünün renk haritası (d) 168
Şekil 4-73: Geleneksel ölçü yöntemi ile D modelinden alınan ölçünün renk haritası (a) 169
Şekil 4-74: Geleneksel ölçü yöntemi ile D modelinden alınan ölçünün renk haritası (b) 170
Şekil 4-75: Geleneksel ölçü yöntemi ile D modelinden alınan ölçünün renk haritası (c) 171
Şekil 4-76: Geleneksel ölçü yöntemi ile D modelinden alınan ölçünün renk haritası (d) 172

SEMBOLLER / KISALTMALAR LİSTESİ

3D : 3 Dimentional (3 Boyutlu)

ADA : American Dental Association (Amerikan Diş Hekimleri Birliği)

CAD : Computer Aided Design (Bilgisayar Destekli Tasarım)

CAM : Computer Aided Manufacturing (Bilgisayar Destekli Üretim)

CCD : Changed Coupled Device (Şarj Destekli Sensör)

CMM : Coordinate Measuring Machine (Koordinat Ölçüm Cihazı)

IGES : Initial Graphics Exchange Specification (İlk Grafik Değişimi Özelliği)

IOS : Intra Oral Scanner (Ağız İçi Tarayıcı)

LED : Light Emitting Diode (Işık Yayan Diyot)

PEEK : Polyether ether kethone (Polietereterketon)

PSD : Position Sensitive Device (Konum Hassasiyetli Cihaz)

RMS : Root Mean Square (Karekök Ortalama)

STL : Standard Tessellation Language (Standart Mozaikleme Dili)

mm : Milimetre

AA : Aadva – A Modeli

AB : Aadva – B Modeli

AC: Aadva – C Modeli

AD: Aadva – D Modeli

CA: CS3600 – A Modeli

CB: CS3600 – B Modeli

CC: CS3600 – C Modeli

CD: CS3600 – D Modeli

EA: Emerald – A Modeli

EB: Emerald – B Modeli

EC: Emerald – C Modeli

ED: Emerald – D Modeli

TA: Trios – A modeli

TB: Trios – B modeli

TC: Trios – C modeli

TD: Trios – D modeli

ZA: Zhermack – A modeli

ZB: Zhermack – B modeli

ZC: Zhermack – C modeli

ZD: Zhermack – D modeli

ÖZET

Alpkılıç DŞ. (2019). Farklı Ağız İçi Tarayıcılar İle Alınan İmplant Üstü Ölçülerin Hassasiyetlerinin Kıyaslamalı Olarak Değerlendirilmesi. İstanbul Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Protetik Diş Tedavisi ABD. Doktora Tezi. İstanbul.

Protetik tedavilerin başarısı, ağız ortamının laboratuvar ortamına doğru olarak aktarılması ile mümkündür. Ağız içinden alınan ölçülerin doğruluğunun artması için ölçü maddelerinin özellikleri ve ölçü teknikleri geliştirilmiş, teknolojinin gelişmesiyle ölçülerin dijital olarak kaydı gündeme gelmiştir.

Ağız içi dijital ölçü alınmasında kullanılan ağız içi tarayıcılar hekimlerin günlük pratiğine yerleşmiş olsa da bu cihazlara ait sınırlamalar tam olarak saptanamamıştır.

Çalışmamızda implant sayısı ve yerleşim konumunun farklı ölçü tekniklerinin hassasiyetleri üzerindeki etkisinin karşılaştırılması amaçlanmıştır.

Parsiyel ve tam dişsizliklerin taklit edildiği 4 model üzerinde 4 farklı ağız içi tarama cihazı ve 1 geleneksel ölçü maddesi ile ölçü alınmış, elde edilen ölçülerdeki sapma miktarları 2 boyutlu ve 3 boyutlu olarak tespit edilmiştir.

Elde edilen sonuçlar doğrultusunda, ölçü grupları arasında hem 2 boyutlu hem 3 boyutlu olarak anlamlı fark saptanmıştır.

İmplant sayısının artması ve kavis üzerinde konumlanması alınan dijital ve geleneksel ölçülerin hassasiyeti üzerinde olumsuz bir etki yaratmaktadır.

Anahtar Kelimeler : implantüstü restorasyon, dijital ölçü, ağız içi tarayıcı, hassasiyet, doğruluk

Bu çalışma, İstanbul Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Birimi tarafından desteklenmiştir. Proje No: 30758

ABSTRACT

Alpkılıç DŞ. (2019). Comparison of the accuracy of different intraoral scanners for implant supported dental prostheses. İstanbul University, Institute of Health Science, Department of Prosthodontics. PhD Thesis. İstanbul.

The success of prosthetic treatments is possible by transferring the oral environment into the laboratory. In order to increase the accuracy of the impressions taken from the mouth, the reologic properties of the impression materials and impression techniques were developed. The digital scanners has become more popular with the development of technology. Although intraoral scanners are placed in the daily practice of dentists, the limitations of these devices were not completely determined.

In our study, we aimed to compare the effect of implant number and location on the accuracy of different measurement techniques.

Impressions were made with 4 different intraoral scanning devices and 1 conventional impression material on 4 models where partial and complete edentuolism were simulated and deviation amounts were determined in 2D and 3D using a spesific 3D software.

According to the results, significant difference was found between the study groups in both 2D and 3D measurements.

An increase in the number of implants and positioning on the curvature has a negative effect on the accuracy of the digital and conventional impression techniques.

Key Words: implant supported prostheses, digital impression, intraoral scanner, accuracy, trueness

The present work was supported by the Research Fund of Istanbul University. Project No. 30758

1. GİRİŞ VE AMAÇ

Sabit protetik restorasyonların uzun süreli klinik başarısındaki en önemli faktörlerden biri restorasyonun pasif uyumudur. Sabit restorasyon dayanaklar üzerinde yerini aldıktan sonra; protetik sistemde ya da çevre kemik dokuda statik bir yük oluşturmuyorsa bu durum pasif uyum olarak adlandırılır.

Pasif uyumun elde edilebilmesinin ilk aşaması doğru ölçü alınması ve ağız içi ortamın laboratuvar ortamına en az hata ile aktarılmasıdır. Uzun yıllardır ölçü maddelerinin ve tekniklerinin geliştirilmesi ile hata oranı azaltılmasına rağmen tamamen hatasız ölçü alınması mümkün değildir. Bu amaçla, ölçü ve laboratuvar aşamalarındaki operatör etkisini en aza indirmek ve iş akışı esnasında hata oluşabilecek basamak sayısını en aza indirmek amacı ile CAD/CAM sistemleri diş hekimliğine entegre edilmiştir.

CAD/CAM sistemlerinin birinci aşaması dijitalizasyondur. Dijitalizasyon ile ağız içindeki durum 3 boyutlu olarak sanal ortama aktarılır ve restorasyonun hekim ya da teknisyen yönlendirmesi ile bilgisayar destekli olarak tasarlanıp üretilmesi mümkün hale gelir. Bu sistemin yaygınlaşması ile birlikte ağız içi ve ağız dışı optik tarayıcılar geliştirilmiş, hekimlerin ve laboratuvarlarının günlük kullanımında yer alması sağlanmıştır.

Protetik restorasyonların yapımı için alınan ölçülerin netliğini arttırmak üzere çeşitli ölçü yöntemleri geliştirilmiştir. Kullanılan ölçü maddelerinin fiziksel ve kimyasal özellikleri ve uygulama yöntemlerinin, ilerleyen teknoloji ile değiştirilmesi ve optimum seviyeye getirilmeye çalışılması geleneksel ölçülerin gelişmesini sağlarken, dijital ölçü alımında kullanılan ağız içi kameraların geliştirilmesi ile diş hekimliğinde dijital çağın başlaması sağlanmıştır.

Literatürde, implant destekli restorasyonların üretiminde kullanılan geleneksel ölçü yöntemleri ve dijital yöntemlerle üretilen restorasyonlar çeşitli parametrelerde değerlendirilmiştir, fakat ölçülerin hassasiyetinin değerlendirildiği çalışma sayısı daha azdır.

Dijital ölçünün diş hekimliği pratiğinde kullanımı ile ilgili çalışmalar hızla ilerlemektedir. Ortaya çıkan sorunların çözümüne yönelik ilave yenilikler ile birlikte gelişme aşamasındadır. Ölçü aşamasında kullanılmak üzere geliştirilen tarayıcılar, farklı çalışma prensiplerine sahiptir ve bu sebeple kendilerine özel sınırlamalara sahiptirler. Hangi nitelikte tarayıcının hangi şartlarda en iyi olduğu henüz net değildir. Dijital ölçülerin hassasiyetinin değerlendirildiği çalışmalarda çeşitli parametreler göz önüne alınmış olsa da, kullanılan

tarama cihazı sayısı çoğunlukla kısıtlıdır. Ayrıca bu cihazların hangi vakada nasıl davranış sergileyeceği öngörülememektedir.

Çalışmamızın amacı, ağız içi ölçü almanın hedeflendiği tüm vakalarda ölçünün hassasiyeti ile ilgili önemli noktaların belirlenmesi ve tercih etme kriterleri noktasındaki cevabı belirsiz sorulara cevap oluşturulmasıdır. Bu bağlamda 4 farklı vakayı temsil eden 4 ayrı çalışma modeli oluşturulmuş ve bu modeller üzerinden dört ağız içi kamera, bir geleneksel ölçü maddesi ile ölçü alınarak bu ölçülerin doğruluğunun ve tekrarlanabilirliğinin tespit edilmesi hedeflenmiştir.

2. GENEL BİLGİLER

2.1. Diş Hekimliğinde Ölçü

Diş hekimliğinde protetik restorasyonlar, ilgili dokular ile komşu dokuların birebir aynısı olan modeller üzerinde gerçekleştirilir. Çalışma modelleri, ağız içi kayıtlarının transferi ile gerçekleştirilir. Bu amaçla geleneksel olarak ölçü maddeleri kullanılmak ile birlikte günümüzde kameralar aracılığı ile ağız içi/ağız dışı dijital kayıtları da kullanılabilmektedir. Ağız içi dokuların üç boyutlu olarak birebir maketinin elde edilebilesi amacı ile yapılan bu işlem "ölçü almak" olarak tanımlanır.

Ölçü, Protetik Terimler Sözlüğü'nde "herhangi bir nesnenin yüzeyinin negatif kopyası; diş hekimliğinde ise dişler ve/ya çevre dokuların izi" olarak ifade edilmektedir [1].

Shillingburg ise ölçüyü bir cismin izi veya negatif sureti olarak tanımlamaktadır [2]. Özetle; yapılacak olan restorasyonun diş destekli olması durumunda ölçü "ağızdaki dişlerin, sert ve yumuşak dokuların şekillerini ve ilişkilerini kaydetme ya da ağız dışında negatif kopyalarını elde etme işlemi" olarak tanımlanır. Dayanakların implant olduğu ve implant destekli bir restorasyonun yapılacağı durumda, implantın ya da implantların 3 boyutlu olarak pozisyonunu, sert ve yumuşak doku ile ve birbirleri ile olan ilişkilerini laboratuvara aktarma işlemine ölçü denir. Bu aktarım ölçü maddeleri aracılığıyla geleneksel yollarla olabildiği gibi dijital olarak da yapılabilir [3].

Sabit protetik restorasyonların uzun süreli klinik başarısındaki en önemli faktörlerden biri restorasyonun pasif uyumudur. Sabit restorasyon dayanaklar üzerinde yerini aldıktan sonra; protetik sistemde ya da çevre kemik dokuda statik bir yük oluşturmuyorsa bu durum pasif uyum olarak adlandırılır. Bir diğer deyişle, dayanak ve altyapı arasında hiç gerilim oluşmamasına "pasif uyum" denmektedir [4].

Bir restorasyonun pasif uyumlu olabilmesi için, dişlerin ya da implantların ağız içindeki konumlarının modele 3 boyutlu olarak birebir aktarılabilmesi, bir diğer ifade ile ölçünün doğru alınması esastır. Doğru ölçü için ise ölçü tekniğinin doğru seçilmesi, uygun ölçü maddesinin kullanılması ve dişler ile komşu yapıların ilişkilerinin titizlikle kaydedilmesi gerekmektedir. Bu aşamaların herhangi birinde yapılan hatalar, izleyen laboratuvar basamaklarına olumsuz etki edebilmekte ve çok küçük uyumsuzluklarda dayanak üzerinde ve çevresinde stres birikimine neden olabilmektedir [5].

Ölçünün netliğini iki faktör belirlemektedir. Bunlardan ilki, ölçünün orijinal alanın geometrisinden sapma miktarı olarak tanımlanan doğruluktur. İkincisi ise tekrar eden ölçüler

arasındaki sapma miktarı olarak tanımlanan ve ölçüm yapılan alanın geometrisinden bağımsız bir kavram olan, hassasiyet kavramlarıdır(ISO 5725-1). Hassasiyet, bir test grubundaki ölçüler arasındaki sapma miktarını ifade etmektedir [6].

Protetik restorasyonlar için alınan ölçülerin netliğini arttırmak üzere çeşitli ölçü yöntemleri geliştirilmiştir. Kullanılan ölçü maddelerinin fiziksel ve kimyasal özellikleri ve uygulama yöntemlerinin ilerleyen teknoloji ile değiştirilmesi ve optimum seviyeye getirilmeye çalışılması geleneksel ölçülerin gelişmesini sağlarken, dijital ölçü alımında kullanılan ağız içi kameraların geliştirilmesi ile diş hekimliğinde dijital çağın başlaması sağlanmıştır [4].

2.2. Ölçü Yöntemleri

Protetik restorasyonların üretiminde kullanılan ölçü yöntemleri;

1- Geleneksel ölçü
2- Dijital ölçü

olarak iki ana başlık altında toplanabilir.

2.2.1. Geleneksel Ölçü

Geçmişten günümüze kadar gelen, bir kaşık yardımı ile ağıza taşınan macun kıvamındaki bir malzeme ile ağız ortamının negatifinin oluşturulması işlemidir. Ölçü alma işlemi esnasında netliğin elde edilmesinde doğru materyalin seçimi ve doğru tekniğin uygulanması en önemli kriterlerden biridir [2].

Geleneksel yöntemde ağız dokularının kaydı macun kıvamındaki malzemeler ile gerçekleştirilir ve genel olarak "ölçü maddeleri" olarak isimlendirilirler. Ölçü maddeleri ağız içerisine kaşık adı verilen taşıyıcılar ile uygulanır. Farklı kaşıklar ve farklı ölçü maddeleri birbirinden farklı teknikler ile uygulanabilir.

2.2.1.1. Ölçü Kaşıkları

Ölçü maddesini ağız ortamına taşımaya yarayan araçlara ölçü kaşığı denir. Doğru seçilmiş ölçü kaşıkları gerek iyi bir ölçü alınmasında gerekse iyi bir model elde edilmesinde büyük rol oynar. Ölçü kaşıklarını iki büyük grup altında toplamak mümkündür. Hazır metal kaşıklarda, şahsi ölçü kaşığındaki uyumu sağlayabilmek her zaman mümkün olmayabilir.

Ağız ile uyumlu kaşığın ölçü netliği üzerindeki etkisi büyüktür. Modern diş hekimliğinde hastanın ağzına tam olarak uyan özel ölçü kaşıkları hazırlanması istenir [2].

Hazır ölçü kaşıkları

Stok olarak saklanan ve kullanılmaya hazır olan fabrikasyon kaşıklardır. Bu kaşıklar delikli veya deliksiz, dişli veya dişsiz olabilir. Mukostatik ölçülerin alınmasında daima delikli olanları tercih edilir. Piyasada genellikle küçük, orta, büyük ve çok büyük olarak bulunur. Bazı firmalar bunları numara (1,2,3,4) ile belirtir. Hazır ölçü kaşıklarının farklı çeşitleri vardır[2, 7].

1. Metal kaşıklar
   a. Kalın Kenarlı Metal Kaşıklar (Metal Rim-Lock Kaşıklar)
   b. SR-Ivotray Ölçü Kaşıkları
   c. H.M. Kaşıkları
   d. Clan Kaşıkları
2. Plastik kaşıklar

Model Üzerinde Hazırlanan Kişiye Özel Kaşıklar (Şahsi Kaşıklar)

Günümüzde, modern diş hekimliğinde son ölçülerin alınmasında kişiye özel hazırlanmış kaşıkların kullanılması kabul edilen genel bir kuraldır. Zira ölçü kaşıkları ne kadar çeşitli olursa olsun bütün vakaları kapsaması olanaksızdır. Model üzerinde kişiye özel olarak hazırlanan ölçü kaşıklarının yapıldığı maddeler şunlar olabilir:

- Shellac maddesinden yapılanlar
- Gramofon plağından yapılanlar
- Vülkanit olanlar
- Mesing veya çinko estampe kaşıklar
- Kalaydan dökülen kaşıklar
- Akrilik reçineden yapılanlar
- Termoset vinil kaşıklar

Günümüzde çoğunlukla otopolimerizan akrilik ve termoplastik maddeler şahsi kaşık yapımında kullanılmaktadır [7].

2.2.1.2. Geleneksel Ölçü Maddeleri

Kaşıkla ağıza taşınan, hazırlanma aşamasında sert-orta ve akışkan formda olan ve sertleşme reaksiyonu sonrasında ağızdaki dokuları kaydetmeye yarayan materyallerdir.

İdeal bir ölçü maddesinden beklenen özellikler;

- Boyutsal stabilitesinin iyi olması,
- Yeterli mekanik özelliklere sahip olması,
- Detayları net bir şekilde yansıtabilmesi,
- Yeterli çalışma süresinin olması,
- Hidrofilik olması,
- Maliyetinin düşük olması,
- Manipülasyonunun kolay olması,
- Yeterli viskoziteye sahip olması,
- Aynı ölçüden birkaç model oluşturmaya imkan verebilmesi,
- Raf ömrünün uzun olması,
- Model oluşturmada kullanılan materyalle uyumlu olması olarak sıralanabilir [2, 7, 8].

Geleneksel ölçü maddeleri kuvvet karşısında gösterdikleri davranışları ve fiziksel özelliklerine göre rijit (non-elastomerik) ve non-rijit (elastomerik) ölçü maddeleri olarak sınıflandırılabilirler [2].

Rijit ölçü maddeleri

Uygulanan kuvvetler karşısında herhangi bir esnek davranış göstermeyen ölçü materyalleridir. Alçı, çinko oksit öjenol ve termoplastik ölçü maddeleri bu grupta yer almaktadır [2, 8].

Ölçü Alçısı

Bileşimi kalsiyum sülfat hemihidrat olan ölçü alçısı, su ile reaksiyona girerek kalsiyum sülfat dihidrat oluşur. Yapısında ayrıca potasyum sülfat, boraks ve nişasta da bulunur.

Ölçü alçısının manipulasyonunun kolay olması, yeterli çalışma ve sertleşme zamanına sahip olması, yeterli netlik ve hassasiyette ölçü alımına müsade etmesi ve boyutsal stabilitesinin çok iyi olması gibi avantajlarının yanısıra esnek olmaması, ölçü alımı ve sonrasında ağız kuruluğuna sebep olması sebebiyle hastaların memnun olmaması gibi dezavantajları mevcuttur [8, 9].

Çinko oksit öjenol

Çinko oksit öjenol, baz (çinko oksit) ve katalizör(öjenol, çeşitli yağlar, pudra, kaolin)den oluşan ayrı iki tüp halinde bulunur. Karıştırıldığında akıcılığı iyidir ve sertleşme büzülmesi kısıtlıdır. Sert ve yumuşak dokulara iyi bir şekilde adapte olabilir fakat sertleşme sonrası kırılgandır.

Alerjik reaksiyona sebebiyet vermemesine rağmen, yapısındaki öjenol bazı hastalar için alerjen özellikte olabilir. Çinko oksit öjenol ile alınan ölçüler, oda ısısında %2lik gluteraldehit solusyonunda ya da 1/213 oranında iyodofor solüsyonunda dezenfekte edilebilirler [3, 8].

Termoplastik ölçü maddeleri

Yapısında %40 oranında bulunan doğal reçineler, materyallerin termoplastik özellik kazanmasını sağlamaktadırlar. Ayrıca yapılarında mum ve steraik asit de bulunmaktadır. Tip I ve tip II olarak ikiye ayrılmaktadırlar. Tip I yapıdaki meteryaller ölçü almada kullanılırken tip II materyaller kaşık hazırlanmasında kullanılırlar [3, 8].

Termoplastik ölçü maddelerinin viskoziteleri yüksektir, bu nedenle de detayları çok net yansıtamazlar. Rijit bir yapıya sahip olduklarından, ağızdan çıkarılırken kırılabilir ya da deformasyona uğrayabilirler. Termoplastik ölçü maddeleri ile alınmış ölçüler sodyum hipoklorit, fenolik gluteraldehit ya da iyodofor içeren solusyonlarda dezenfekte edilebilirler [3, 8].

Non- Rijit Ölçü Maddeleri

Uygulanan kuvvetler altında deforme olmadan esneyen ve tekrar aynı şekle geri dönebilen materyallerdir. Elastik ölçü maddeleri, hidrokolloidler ve elastomerler ana başlıklarında incelenmektedir [2, 9].

Hidrokolloidler

Kolloidler birbirinden kolayca ayrıştırılamayan iki farklı fazın oluşturduğu heterojen karışımlardır. Likit fazları su olan kolloidlere hidrokolloid adı verilir. Katı ya da sol kıvamında olabilir [2, 9].

Reversible hidrokolloidler (Agar agar)

Agar deniz yosunundan elde edilen bir polisakkarittir. Jel içinde %0.2 oranında boraks, %1-2 oranında potasyum sülfat bulunmaktadır. Isıtıldığında sıvı hale geçer fakat bu dönüşüm tekrarlanabilir ve geri dönebilir niteliktedir[2].

İrreversible hidrokolloidler (Aljinat)

Aljinat, yapısında çok farklı bileşenlerin bulunduğu bir materyaldir (Tablo 2-1) [2].

Aljinatın yapısı	**Madde**	Potasyum aljinat	CaSO4.2H20	Sodyum fosfat	Florit	Potasyum sülfat-Alkali kurşun bileşikleri
	Yüzdesi	%12-15	%12	%2		%10
	Görevi			Sertleşmeyi geciktirme		Model yüzeyi ile iyi yüzey uyumu

Tablo 2-1: Aljinatın yapısındaki bileşenler

Aljinat karıştırılırken, doğru toz-su oranında karıştırılması, yapının netliği ve yüzey özelliklerini etkilemektedir. Aljinat bir bol ve bol kaşığı yardımıyla elle karıştırılabildiği gibi çeşitli mekanik cihazlar kullanılarak da karıştırılabilmektedir. Yapılan bir çalışmada, mekanik karıştırıcı ile karıştırılan aljinatın içinde elle karıştırılan aljinata kıyasla daha az hava kabarcığı meydana geldiği bildirilmiştir [10, 11].

Aljinat her zaman koyu renkli bir kutuda, karanlık bir ortamda saklanmalı, kullanmadan önce kutusu iyice çalkalanmalı böylece aljinat içerisindeki tozların homojen olarak karışması sağlanmalıdır. Karıştırma sırasında kullanılacak suyun sıcaklığı 18-24^{o}C olmalıdır. Sıcaklık daha düşük ya da yüksek olduğunda çalışma ve sertleşme süreleri değişecek, bu durum da ölçünün netliğini etkileyebilecektir [10, 11].

Elastomerler

Hidrokolloidlerin kullanımından sonra lastiksi yapıda jeller olarak tanımlanan ve elastomer adı verilen ölçü materyalleri geliştirilmiştir. Hidrokolloidlerin yetersiz kaldığı iki önemli özellik olan yırtılma direnci ve boyutsal stabilite özelliklerine sahiptirler. Elastomerler

polimer yapıdadırlar ve genellikle iki bileşenlidirler. Polimerizasyon (çapraz bağlanma) ya da kondansasyon (katılma) reaksiyonu ile meydana gelirler [2, 3, 12].

Kullanım amaçlarına ve kullanılacak olan ölçü yönemine göre az yoğun(light body), orta yoğunlukta (medium body) ve çok yoğun (heavy body) olmak üzere 3 farklı kıvamda üretilirler. Ayrıca silikon esaslı elastomerlerin hamur kıvamında (putty) olan tipleri de mevcuttur.

Temel olarak 5 grup altında sıralanabilirler:

- Polisülfitler
- Polieterler
- Kondansasyon silikonu
- İlave tip silikon
- Vinil siloksaneter [9]

- Polisülfitler

Polisülfit; mercaptan, tiokol ya da basitçe plastik esaslı olduğu bilinen elastomerik bir maddedir. Polisülfitin katı halini sağlayan bir matriksi ve oksit vardır. Biri baz biri katalizör olan iki tüpten oluşur. Baz, inert bir sıvı polisülfit polimer içerir. Katalizor sıklıkla kurşundioksit bir doldurucu ile az miktarlarda karıştırılmış sülfür ve yağdır. Polimer üzerinde terminal thiol gruplarının oksidasyonunu başlatıcı rol oynar. Materyalin yapısında bulunan kurşundioksitin oksitleyici etkisi ile polimerler çapraz bağlanır ve moleküler zincir oluşur [13]. Bu çapraz bağlanma durumunda klinik olarak önce viskozite artar sonra elastik bir materyal oluşur. Bu polimerizasyon süreci ekzotermiktir, nemden ve sıcaklıktan önemli derecede etkilenir. Ortamda nemin varlığı ve ortam sıcaklığının artmasıyla polimerizasyon reaksiyonu hızlanmaktadır. İlk sertleşme sonrasında yapı içerisinde reaksiyon devam etmektedir. Bunun yanısıra polimerizasyon reaksiyonunun bir yan ürünü olarak su açığa çıkmaktadır ve bu nedenlerle sertleşme sonrasında materyalin yapısında boyutsal bir değişim meydana gelmektedir [2, 8, 13].

Polisülfitler, hidrokolloidlere oranla daha iyi boyutsal stabiliteye ve yırtılma direncine sahiptir. Ancak daimi deformasyonu yüksek, elastik düzelme oranı düşüktür, yani materyal deforme olduktan sonra eski haline dönmeyebilir. Materyalin akıcılığı yüksektir, bu durum yüzey detaylarını net olarak yansıtabilme özelliğini beraberinde getirir. Tüm elastomerler içinde en yüksek yırtılma direncine sahip olması, materyalin subgingival bölgeler gibi andırkatlı alanlarda kullanımına izin vermektedir [12]. Fakat yine de geniş andırkatlı alanların

ağız içerisinde yumuşak mumla kapatılması, böylece olası distorsiyonların önüne geçilmesi önerilmektedir [2, 12].

Materyal hidrofobik olduğu için preparasyon alanında nem, kanama, oluk sıvısı olması modelin az da olsa farklı boyutta olmasına, ölçüde hava kabarcıkları oluşmasına sebebiyet verecektir [2].

Daha önce belirtildiği gibi, ilk sertleşme sonrasında materyal kütlesinde oluşan değişiklik sebebiyle ölçü ağızdan çıkarıldıktan sonra 1 saat içerisinde ya da daha kısa sürede döküldüğünde maksimum netlikte model elde edilir. Bir ölçü yalnız bir defa dökülebilir, tekrarlanamaz [2, 8, 9].

Polisülfit ile alınan ölçülerin dezenfeksiyonunda sodyum hipoklorit, iyodofor, gluteraldehit ve fenolit gluteraldehit içeren solüsyonlar kullanılabilir [14].

- Polieterler

Polieter ölçü maddeleri yüzey netliği oldukça iyi olan bir ölçü maddesidir. Az yoğun orta yoğun ve çok yoğun patlar olarak kullanıma sunulmaktadırlar. Polieter iki tüpten oluşur ve bazın hacmi katalizörden fazladır(8:1) [2]. Baz olarak bilinen pat polieter polimeri, doldurucu maddeler, glikol eter ve plastikleştiriciler içerir. Katalizör patı ise aromatik sülfonik asit ve çeşitli doldurucular içerir [2, 3]. Kratonik asit gibi alfa, beta doymamış asit ile terminal hidroksil gruplarının esterlemesi için reaksiyona giren epoksietan ve tetrahidrofluranın kopolimeridir. Son polimeri üretmek için çift bağlar etilen amin ile reaksiyona girer. Aromatik sülfonat katyonik polimerizasyon ile çapraz bağlar oluşturur [15].

Polimerizasyon reaksiyonu esnasında herhangi bir ürün ortaya çıkmamasından dolayı boyutsal stabilitesi çok iyidir. Kuru ortamda 1 haftaya kadar saklanabilirler. Fakat hidrofilik özelliklerinden dolayı ölçü nemli ortamda bekletilmemelidir [9, 12, 16].

Materyalin esnekliği düşüktür yani rijittir. Bu durum andırkatlı alanlardan çıkarılmaları sırasında problem oluşturmaktadır. Bu nedenle ağız içerisinde andırkatlı alanlara blockout yapılmalıdır. Ayrıca ölçünün dökülen modelden çıkarılması esnasında da problemler yaşanabilmektedir. Akıcılığı düşüktür, çalışma zamanı kısadır [9, 12, 16].

Polieter ölçü maddeleri sodyum hipoklorit içerisine daldırılarak dezenfekte edilebilir[14].

- *Kondansasyon silikonu*

Günümüzde en sık kullanılan ölçü materyallerinden biri olan kondansasyon tipi silikonlar iki pat ya da pat ve likit şeklinde kullanıma sunulurlar ve baz ve katalizörden oluşurlar. 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 esnasında çapraz bağlanma reaksiyonu oluşur ve yan ürün olarak etil alkol açığa çıkar. Etil alkolün zaman içinde buharlaşması, polimerize olmuş kondansasyon tipi silikonların boyutsal stabilitesini etkileyen en önemli faktördür [3-5].

Etil alkolün buharlaşmasına bağlı boyutsal stabilite problemlerinin önüne geçebilmek için ölçülerin hemen dökülmesi önerilmektedir. Yapılan çalışmalar, büzülmelerin en fazla ilk 1 saat içerisinde görüldüğünü vurgulamaktadır. Materyalin çalışma zamanı baz-katalizör oranının değiştirilmesi ile değiştirilebilse de üretici firmanın önerdiği orana sadık kalmanın materyalin mekanik özelliklerinin optimum değerlere ulaşmasında önemli bir faktör olduğu bilinmektedir. Aşırı nem ve sıcaklık kondansasyon silikonlarının çalışma zamanını kısaltır [4, 6].

- *İlave tipi silikonlar*

Diş hekimliğinde 1970'li yılların başlarında kullanılmaya başlanan ve günümüzde pek çok olumlu özelliği nedeniyle sıklıkla tercih edilen ölçü maddeleridir. İki pat halindedir. Bir pat terminal silan hidrojen grupları ve inert doldurucu içeren silikondur. Diğer pat ise terminal vinil grupları, kloroplatinik asit katalizörü ve doldurucu içerir. Bu iki materyalin eşit oranlarda karıştırılması ile vinil çift bağın aksine silan hidrojen gruplarına bir ek oluşur fakat yan ürün oluşmaz. Sonuçta da daha stabil bir ürün oluşur [2]. Sertleşme reaksiyonu ilave tipi polimerizasyon olduğu için bu elastomerlere ilave tipi reaksiyonlar ya da ortaya çıkan polimerin adı olan "polivinilsiloksan" da denilmektedir [7].

Polivinilsiloksan boyutsal stabilite bakımından üstün bir materyaldir. Bu materyallerin 24 saat içindeki büzülme değerleri %0.05-0.07 olarak belirlenmiştir. Ancak bazen ilave tipi polimerizasyon sonucu hidrojen gazı açığa çıkabilir. Bu durum da materyalin yapısında porözler oluşmasına neden olur. Bu nedenle günümüzde bu durumu engellemek için hidrojen gazı oluşumunu inhibe edici ajanlar eklenmektedir. Polivinilsiloksanlar ilk formülde hidrofobiktir. Bu problemin aşılması için günümüzde içerisine sürfaktan ilave edilmiş hidrofilik polivinilsiloksanlar mevcuttur. Hidrofilik özellik katılmış materyallerle alınan ölçülerde hava kabarcığı oranının %26-55 daha az olduğu belirtilmiştir[7]. Materyalin sertlik miktarı polieterden az olsa da diğer elastomerlerden fazladır ve bu nedenle materyalin yırtılmadan ağızdan çıkması engellenir [4, 8, 9].

İlave tipi silikonlar ile alınan ölçüler sodyum hipoklorit, fenol, gluteraldehit ve fenolik gluteraldehit içeren solüsyonlara daldırma yöntemi ile dezenfekte edilebilir [6].

- *Vinilsiloksan eter*

Ölçü materyallerinin hidrofilik olup halihazırda ıslak bir alan olan ağız boşluğu içerisinde en etkin şekilde kullabilmeleri ölçü maddelerinden beklenen en temel özelliklerden biridir. Bu ihtiyacın sonucunda da yeni bir elastomerik ölçü materyali ihtiyacı doğmuştur[10]. Bahsedildiği üzere, ilk geliştirilen ilave tip silikonlar hidrofobik yapıdayken surfaktan ilavesi ile hidrofilik hale getirilmişlerdir. Polieterler hidrofilik olmalarına rağmen elastomerler içindeki en rijit ölçü maddesidir [10].

Tüm bu ihtiyaçlar dahilinde polieter ve polivinilsiloksanın tercih edilen özelliklerinin kombine edilmesi ile vinil siloksan eter adında yeni bir elastomer üretilmiştir. Bu materyal immediate hidrofilik özellik göstermesinin yanısıra polieter ve ilave tip silikonun tüm tercih edilen özelliklerini içermektedir. Kimyasal yapısı polieterin polimerleri ile ilave tip silikonun vinil grubunu bileşimi ile oluşmaktadır [10, 11].

Tek aşamalı ölçü tekniğinde kullanılması planlanarak üretilmiştir. Materyalin az yoğun, orta yoğun ve çok yoğun viskoziteli formlarına ulaşmak mümkündür. Ayrıca hızlı sertleşen ve normal sertleşen formları da üretilmiştir. Orta yoğunluktaki materyalin monofaz ölçü tekniğinde kullanılması önerilmektedir [5, 11].

Materyalin fiziksel ve kimyasal özelliklerinin geliştirilmesi ile en dar sulkus alanlarına kadar ulaşabilmekte ve bu süreçte boyutsal stabilitesini koruyabilmektedir. Hidrofilik olma özelliği sebebiyle nemli ortamda en optimal yüzey ıslanmasını sağlarken oldukça düşük bir temas açısına (1 saniyede 10^{0}'den düşük) ulaşmaktadır [5, 11]. Çok iyi elastomerik özelliklere sahiptir. Ağızdan çıkarmak kolaydır. Çalışma süresi uzun, ağızda sertleşme süresi ise kısadır. Kokusu ve tadı yoktur. Bu nedenle bulantı ya da öğürme refleksini tetikleme ihtimali daha düşüktür.

Ölçülerin dezenfeksiyonu sodyum hipoklorit, fenol, gluteraldehit ve fenolik gluteraldehit içeren solüsyonlara daldırma yöntemi ile mümkündür [10].

Elastomerlerin reolojik özellikleri farklılıklar göstermektedir (Tablo 2-2) [12].

Özellik	Polivinilsiloksan	Polieter	Kond. Silikonu	Polisülfit
Çalışma zamanı	Kısa- Orta	Kısa	Kısa	Orta- Uzun
Sertleşme zamanı	Kısa- Orta	Kısa	Kısa- Orta	Orta- Uzun
Polimerizasyon Büzülmesi	Çok düşük	Düşük	Orta- Yüksek	Yüksek
Elastisite	Düşük-Orta	Düşük-Orta	Orta	Yüksek

Yırtılma dayanımı	Düşük-Orta	Orta	Düşük-Orta	Orta-Yüksek
Islatılabilirlik	İyi- Çok iyi	Çok iyi	Kötü	Orta
Detay verme özelliği	Çok iyi	Çok iyi	Çok iyi	Çok iyi

Tablo 2-2: Elastomerlerin reolojik özellikleri [12]

2.2.1.3. Geleneksel Ölçü Alma Teknikleri

<u>Doğal Diş Destekli Protezlerde Geleneksel Ölçü Alma Yöntemleri</u>

Protetik restorasyonlar için geleneksel ölçü alma yöntemleri uygulanan basınç yöntemine, kullanılan ölçü maddesinin sayısına ve uygulanma sayısına göre, implant ölçüsü alındığı durumda ölçü postlarına kaşık üzerinden ulaşılması ya da ulaşılmaması durumlarına göre sınıflandırılabilir [12].

Dayanakların diş ya da implant olduğu durumlarda uygulanan ölçü materyalleri ve ölçü teknikleri değişkenlik gösterebilir [12].

Uygulanan basınca göre;

- Mukostatik yöntem: Basınçsız veya minimal basınçla alınan yöntemlerdir. Genellikle dişsiz çenelerde total protezlerin yapımında kullanılır.
- Mukokompresif yöntem: Pozitif basınçlı ölçü işlemleridir. Sabit protetik tedavilerin ölçülerinde tercih edilmektedir. Diş ya da implant destekli sabit protetik restorasyonların yapımında tercih edilebilir.
- Selektif basınçlı ölçü yöntemi: Basınçlı ve basınçsız ölçü işlemlerinin aynı vakada kullanımıdır. İskelet protezlerin yapımında ya da implant destekli hareketli protezlerin ölçülerinin alımında kullanılabilir [12, 13].

Kullanılan ölçü maddesinin sayısına göre:

Tek fazlı (Monofaz) ölçü yöntemi: Tek aşamalı bir yöntemdir ve orta yoğunluktaki ölçü maddesinin özel ya da standart kaşıklar kullanılarak uygulanması esasına dayanır. Bu yöntemde detayların orta yoğunluktaki ölçü maddesi tarafından kaydedilmesi amaçlanır. Bu teknikte iki fazlı sisteme kıyasla daha az detay veren ölçüler elde edilmektedir [12, 13].

Çift fazlı ölçü yöntemleri: Tek ölçüde iki farklı yoğunluktaki malzemenin aynı anda kullanılmasıdır. Tek aşamalı ya da çok aşamalı olarak uygulanabilir.

- *Tek aşamalı yöntem (Çift karıştırma yöntemi):* Az yoğun ve çok yoğun kıvamdaki ölçü maddeleri tek aşamalı olarak kullanılır. İki farklı kıvamdaki ölçü maddesi aynı anda hazırlanır, çok yoğun olan önce az yoğun olan onun üzerine yerleştirilecek şekilde ölçü kaşığına yerleştirilir ve ağıza uygulanır. Bu yöntemde iki farklı yoğunluktaki malzeme aynı anda polimerize olur [12, 13].
- *Çift aşamalı yöntem (Wash ölçü yöntemi, Çift ölçü yöntemi):* Bu yöntemde çok yoğun akıcılıktaki malzeme kaşığa yerleştirilip ağıza uygulanır ve polimerize olması beklenir. Daha sonra mevcut ölçü boşluğuna az yoğun materyal yerleştirilirerek yöntemin ikinci aşaması tamamlanır ve polimerize olması beklenir. Yöntemin en büyük avantajı çok yoğun kıvamdaki ölçü maddesi ile ilk ölçü alınıp ağızdan çıkarıldıktan sonra oluşan polimerizasyon büzülmesinin ikinci ölçü materyalinin ağıza uygulanması ve yeni bilr ölçü alınması ile kompanse edilmesidir. Bu ölçü yöntemi özellikle kondansasyon tipi silikonların polimerizasyon büzülmesinin kompanse edilmesi amacıyla geliştirilmiştir [12, 13].

<u>İmplant Destekli Protezlerde Geleneksel Ölçü Alma Yöntemleri</u>

İmplant destekli protezlerin yapımında ise sadece tek aşamalı ölçü yöntemleri kullanılabilir. İmplantların konumlarının kaydı için temel olarak açık kaşık ölçü tekniği (direkt ölçü) ve kapalı kaşık ölçü tekniği (indirekt) olmak üzere iki ölçü yöntemi kullanılır [14].

- Kapalı kaşık ölçü tekniği (İndirek yöntem) : İmplant sayısının 3 ya da daha az sayıda olduğu ve implantların nisbi olarak birbirlerine paralel oldukları durumda kapalı kaşıkla ölçü alınabilir. Bu teknikle uyumlu olacak kapalı kaşık transfer parçaları kullanılır. Bu parçalar daha yuvarlak hatlı ve kısadır [15]. Bireysel kaşık hazırlanmasına gerek yoktur. Ölçü başlıkları implantlara bağlanır ve ölçü alınır. Ölçü alındıktan sonra, ağız içinde kalan ölçü başlıkları tek tek ağızdaki implantlardan çıkarılarak, implant analoglarına bağlanır ve ölçü içine yerleştirilerek ana model elde edilir [16]. Bazı implant sistemlerinde, snap-fit adı verilen plastik ölçü başlıkları bulunmaktadır. İmplantların çok açılı veya birbirine yakın konumlu yerleştirildiği durumlarda, bu tip ölçü başlıkları alternatif olabilmektedir. Bu teknik, dayanak veya implant üzerine yerleştirilen plastik transfer parçaları ve kapalı kaşık ile elde edilen bir ölçü yöntemidir. Kapalı kaşıkla

alınmasına rağmen, direkt ölçü yöntemi olarak sınıflandırılmaktadır. Diğer yandan, implantların birbirine yakın konumlu yerleştirildiği bazı olgularda, snap-fit ölçü başlıkları ağızda implant üzerine net oturtulamamakta hatta ölçü alınımı sırasında retansiyon kaybı ve ölçünün tekrar edilmesini gerektirecek sorunlara neden olabilmektedir. Bu olgularda açık kaşık ölçü tekniği kullanımı tercih edilebilir[17].

- Açık kaşık ölçü tekniği (Direkt yöntem): Aynı ark üzerinde birbirine paralel olmayan implant konumlarının varlığında ya da bilateral çoklu implant uygulamalarının olduğu vakalarda tercih edilir. Bu yöntemle uyumlu olarak üretilen hazır açık kaşık transfer parçaları kullanılır. Bu parçalar kare formlu, köşeli ve uzun olacak şekilde tasarlanmışlardır [15]. Bu ölçü tekniğinde, hazırlanan bireysel kaşıkta implantlara denk gelen alanlarda transfer parçalarının geçeceği delikler oluşturulur. Bu şekilde ölçü transfer başlıklarının kuronal bitim vidaları görülebilir ve ölçü ağızdan çıkarılmadan önce gevşetilir. Ölçü transfer başlıkları ölçünün içerisinde kalacak şekilde ölçü ağızdan uzaklaştırıldıktan sonra implant analogları ölçü başlıklarına sabitlenir ve ana model elde edilir [15, 18]. Bu yöntem literatürde açık kaşık ya da pick-up teknik olarak da bilinmektedir. Direk yöntemle ölçü alınırken kullanılan implant transfer başlıklarının, model hazırlığı ve özellikle implant analoglarının bağlanması esnasında ölçü içerisinde mikro hareketliliğe maruz kalması ve ölçünün doğruluğunu kaybetmesi karşılaşılan temel bir problemdir. Ayrıca ölçü transfer başlığı ve analog birbirine bağlanırken yanlış konumlandırma olabileceği bildirilmiştir [19]. Bu problemlerin önüne geçilmesi amacıyla ölçü transfer başlıklarının birbirine bağlanması (splintlenmesi) gündeme gelmiştir. Bu amaçla splint materyali olarak diş ipi, naylon ip, elmas frez gibi rijit materyaller iskelet olarak kullanılır ve bu iskeletlerin üzeri modelaj akriliği, akışkan kompozit materyalleri ile kapatılarak iskelet yapıya devamlılık ve dayanım kazandırılır. Kullanılan reçine esaslı materyallerin polimerizasyon büzülmesi de bu konuda karşılaşılan temel problemlerden biridir ve bu problemin aşılması için meteryalin küçük parçalar halinde yığılması ve ölçü işlemi öncesinde, model üzerinde splintlenen transfer başlıklarının separe yardımı ile birbirinden ayrılıp ağız içerisinde tekrar bağlanması, polimerizasyon büzülmesinin azalması amacıyla 24 saat sonra ölçü aşamasına geçilmesi gibi önlemler alınmaktadır.

  Kısıtlı ağız açıklığı, öğürme refleksi, ulaşması çok güç olan implant pozisyonu gibi durumlarda açık kaşıkla ölçü alınması mümkün değildir ve böyle durumlarda indirek yöntemle ölçü alınması önerilmektedir [14, 16, 19].

Literatürde, kapalı kaşık ve açık kaşık ölçü tekniklerin hassasiyetlerinin karşılaştırıldığı bir çok çalışmaya rastlamak mümkündür ancak bu konuda fikir birliği olarak sağlanamamıştır. Yapılan çalışmaların bir kısmı [20-24] direk yöntemin daha üstün olduğu sonucunu gösterirken, her iki yöntem arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farkın olmadığını gösteren çalışmalara da rastlamak mümkündür [25-29].

Direkt yöntem uygulanırken ölçü transfer başlıklarının birbirine bağlanması konusunda yapılan çalışmalar sonucunda ölçü transfer başlıklarının birbirine bağlanmasının anlamlı derecede daha hassas ölçüler alınmasını sağladığı sonucunu desteklemektedir [30-36].

Son dönemde yapılan çalışma sonuçları 3 ya da daha fazla implantın uygulandığı vakalarda açık kaşık ölçü yöntemi ile alınan ölçülerin daha yüksek doğrulukta olduğunu bildirirken, açık kaşık ölçü yönteminin uygulandığı ve transfer parçalarının splintlendiği ve splintlenmediği ölçülerin doğrulukları karşılaştırıldığında splintleme yapılan ölçülerin daha doğru çıktığını göstermektedir [33, 35, 36].

Yapılan çalışmalarda en sık kullanılan geleneksel ölçü materyalleri ilave tip silikonlar ve polieter ölçü materyalleri olarak bildirilmiştir [14].

Sorrentino ve ark. yaptıkları çalışma sonucunda ilave tip silikonun paralel olmayan implantların olduğu durumlarda daha net ölçü alımını sağladığını belirtirken, implantların paralel olduğu durumda en ideal sonuçların polieter ölçü maddesi ile alındığını belirtmişlerdir [37].

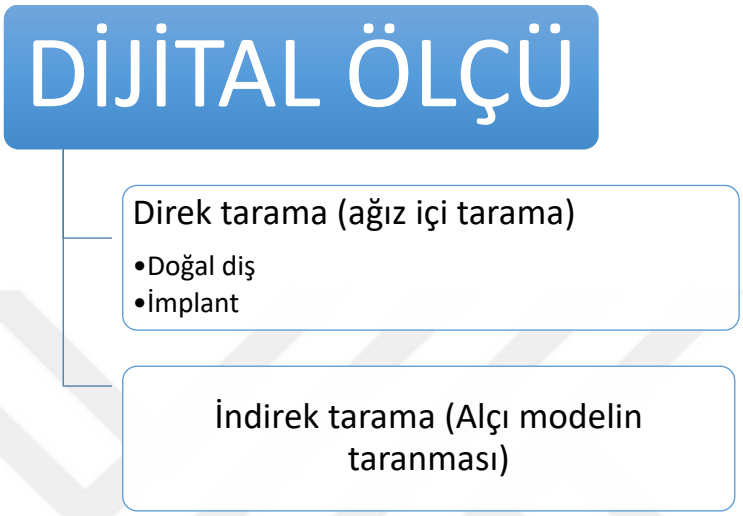
İmplant destekli restorasyonların yapımında ilave tip silikon ile alınan ölçülerin hassasiyetlerinin polieter ölçü maddesi ile alınınan ölçülere kıyasla daha net sonuçlar verdiğini gösteren çalışmalar da bulunmaktadır [38].

İmplant destekli restorasyonların yapımında polieter ve ilave tip silikon ölçü maddelerinin distorsiyon miktarlarının benzer olduğu ve buna bağlı olarak ölçü hassasiyetleri arasında anlamlı bir fark bulunmadığını bildiren çalışmalar bulunmaktadır [38].

2.2.2. Dijital Ölçü

Konvansiyonel ölçüler, ideal talimatlar izlendiğinde protetik restorasyonların yapımında uzun yıllar boyunca hizmet vermiştir. Fakat teknolojinin de ilerlemesiyle birlikte, konvansiyonel ölçülerin alımı sırasında basamaklar esnasında oluşabilecek riskleri minimalize etmek amacıyla hekim ve diş teknisyeninin bilfiil yaptığı uygulamaları azaltmayı hedefleyen CAD-CAM sistemleri geliştirilmiştir. Bu bağlamda ideal restorasyonlara ulaşmak amacıyla CAD/CAM sistemlerinin dijital tarama ve dijital tasarım ünitelerinin diş laboratuvarlarından kliniklere taşınması daha da güncel bir konu haline gelmiştir [39, 40].

Diş hekimliğinde dijital çağın başladığının en önemli göstergelerinden biri, bahsedilen dijitalizasyon sürecinin kliniklerde aktif hale gelmesi ve ağız içi tarayıcıların kullanımının artmasıdır. Artan talep ile birlikte çok uzun seneler iki farklı markadan ulaşılabilir olan ağız içi kameralar, 2013 yılı itibari ile çok sayıda üretici tarafından geliştirilmiştir ve günümüzde otuzu aşkın sayıda kamera hekimler ile buluşmuştur [41].



Şekil 2-1: Dijital ölçü alma yöntemleri

Günümüzde hızla gelişmekte olan bu ölçü tekniği sayesinde ağız içi olarak direkt hasta ağzından ölçü alınabilmekte ya da alınmış olan ölçünün/modelin ağız dışında taraması yapılıp dijital ortama aktarımı sağlanabilmektedir [39, 42].

Dijital ölçülerin genel özelliklerini, teknikleri ve kullanılan cihazları irdelemeden önce dijital ölçü kaydını diş hekimliğinde mümkün kılan CAD/CAM sistemlerinin tarihçesine ve işleme mekaniğine kısaca değinmek faydalı olacaktır.

2.2.2.1. CAD / CAM Sistemleri

Bilgisayar destekli tasarım ve bilgisayar destekli üretim yani CAD/CAM (Computer Aided Design and Manufacturing), teknolojinin birçok alanında daha önceleri sıklıkla kullanılan bir üretim şekli olmasına karşın, optik okuyucular ile ağız içi dokuların bilgisayarda görüntülenebilmesi ilk kez ABD'de Bruce Altschuler tarafından 1977'de sağlanmıştır. CAD/CAM uygulamalarının restoratif diş hekimliğine girişi ise ancak 1980'lerde başlamış, 1984'de Fransa'dan Francois Duret, Duret sistemini geliştirmiş ve tek üye restorasyonları elde etmiştir. Üretim maliyeti ve uygulanabilirliği ile ilk dental

CAD/CAM uygulamasını Cerec sistem ile İsviçre'den Werner Mörmann ile Marco Brandestini 1988'de gerçekleştirmişlerdir [43, 44].

Protetik restorasyonların yapımında kullanılan CAD/CAM sistemlerinin temel çalışma prensibi 3 aşamadan oluşmaktadır. Bunlardan ilki olan dijitalizasyon aşamasında; verilerin, dijital olarak kaydedilmesi hedeflenir. İkinci aşamada; dijital olarak elde edilen modeller üzerinde yapılması planlanan restorasyonun 3 boyutlu olarak tasarlanması (CAD) işlemleri gerçekleştirilir. Son basamakta ise; tasarlanan restorasyonun 3 boyutlu olarak üretimi (CAM) gerçekleştirilir [40, 45].

2.2.2.2. CAD / CAM Sistemleri ile Dijital Veri Elde Etme – Dijitalizasyon

Mevcut CAD/CAM sistemlerinde veriyi elde etmede farklı cihazlar kullanılabilmektedir. Bu verilerin eldesinde modellerin, ölçülerin ya da ağız içi dokuların taranması mümkündür. Bu tarama işlemlerinde kullanılan tarayıcıların birbirinden farklı çalışma prensibi bulunmaktadır. Veri eldesinde kullanılan tarayıcılar temas uçlu, lazer uzaklık ölçer, CCD (changed coupled device) kameralı çizgisel lazer ışını şeklinde olabilir. Taranacak alanın yüzeyine temas eden bir prob (contact scanner) kullanıldığında modelin taranması çok vakit almaktadır. Lazer uzaklık ölçer göreceli olarak daha hızlı ve ekonomiktir fakat gönderilen ışından yansıyan ışınların PSD (position sensitive device) sensor tarafından tekrar algılanması nedeniyle hassasiyet azalmaktadır. Bu durumda keskin köşe ve kenarların taranmasında güçlükler ortaya çıkmaktadır. Çizgisel lazer kullanıldığı durumlarda tarama süresi oldukça kısalır fakat CCD kameranın çözünürlüğü hassasiyeti etkiler. Bu yöntemlerin hiçbiri andırkatlı yüzeylerde ölçüm yapamamaktadır [40, 45].

Veri eldesinde kullanılan tarayıcılar kullanılarak direk ve indirekt olmak üzere 2 şekilde dijital ölçü elde edilmesi mümkündür;

1- İndirek yöntem
2- Direk yöntem

1. İndirek yöntem: Direk tekniğin kısıtlamalarını gidermek amacıyla geliştirilmiştir.
    a. <u>Geleneksel yöntemlerle alınan ölçünün taranması:</u> Ağız içi tarayıcı kullanılmadan geleneksel ölçü maddeleri ve yöntemleri ile ölçü alınır. Günümüz itibari ile geleneksel ölçü maddelerinin yüzeyinden sağlıklı dijital veri oluşturmak mümkün değildir [46].

b. Ölçüden elde edilen modelin taranması: Alçı model kullanılmadan alınan ölçü yüzeyinin taranması ile sanal model elde edilebilir. Sanal model üzerine istenilen restorasyon tasarlanabilir [42, 46].

İndirek Taramanın Kullanıldığı Sistemler

1. CEREC inEos X5 – DENTSPLY SIRONA(AMERİKA)

2004 yılında laboratuvar kullanımı için inEos Blue sistemi üretilmiştir. InEos X5'in daha önceki tarayıcı InEos Blue'dan farkı 5 akslı olmasıdır. 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 taraması yaklaşık 10 sn sürmektedir [47].

2. Cercon Eye – DEGUDENT (ALMANYA)

Sistem piyasaya ilk sürüldüğünde sadece bilgisayar destekli üretim yapabilmekte idi. Daha sonra sisteme tarayıcı (Cercon eye) ve Cercon Art CAD 2012 adı verilen tasarım ünitesi yazılımı eklendikten sonra tam bir CAD/CAM sistemi olmuştur. Her bir üye 20 saniyeden kısa sürede, 10 mikron hassasiyetle taranabilmektedir [48].

3. D700 – 3SHAPE (DANIMARKA)

Üretici firma tarafından D700 ile konvansiyonel ölçü, post kaviteleri, 16 üyeye kadar köprü restorasyonları, derin inley kaviteleri, implant üst restorasyon ölçülerinin kolaylıkla elde edilebileceği bildirilmektedir. İki adet 1.3 megapiksel kameraya sahiptir. Mevcut tablası ile alçı modeli üç eksende haraket ettirerek taramayı kolaylaştırır. Tek üye 25-30 sn'de üç üye yaklaşık 100-125 sn' de, tüm model 60-70 sn' de taranabilmektedir [49].

4. Aadva – GC CORPORATION (JAPONYA)

Bünyesinde iki adet LED ışıklı kamera bulundurur. Modelin yerleştirildiği tablada farklı referans noktaları bulunmaktadır. Alınan görüntüler bu referans noktalarına göre birleştirilir ve görüntü 3 boyutlu olarak kaydedilebilir. Modelin yerleştirildiği tabla x ekseni merkezinde geniş açıyla hareket edebilir, bu da istenilen bölgenin görüntülenebilmesini sağlar. Yapılan testler sonucunda tek üye taramanın yaklaşık 50 saniye, tam çene modelin taranmasının ise yaklaşık 2 dk olduğu saptanmıştır [50].

2. Direkt yöntem: Ağız içi tarayıcılar kullanılarak ağız içinden eş zamanlı olarak optik ölçü elde edilir.

Günümüzde ağız içi tarama yapan kameraların çalışma prensipleri şu şekilde sınıflandırılabilir:

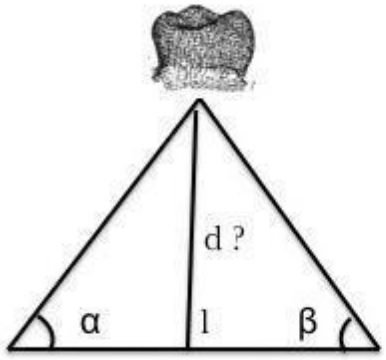
1.Üçgenleme Sistemi (Triangulation system)
2. Aktif Dalga Örnekleme Tarayıcısı (Active wave-front sampling scanner)
3. Paralel Konfokal Laser Tarayıcı (Parallel confocal laser scanner)

1. Üçgenleme Sistemi (Triangulation System)

Triangulation tekniği olarak da isimlendirilen bu sistemde lazer ışın demeti diş dokuları üzerine gönderilir ve buradan yansıyan ışın demetlerinin CCD kamera ekranına düşmesiyle görüntü oluşur [51]. Bu tarayıcıların; tarama alanlarının kısıtlı olması, nemden etkilenmeleri ve oklüzal yüzeyin derinliklerinde kısıtlı ölçü hassasiyeti göstermesi gibi dezavantajları mevcuttur [52, 53]. CEREC Bluecam AC, bu tip tarayıcılara örnek olarak verilebilir.

- *Triangulasyon teoremi*

Triangulasyon teoremi, trigonometride ve geometride sıkça kullanılır. Teoremin esası, bir noktanın, bilinen iki noktadan uzaklığını ve uzaydaki konumu, bu noktalarla yaptığı açılara ve iki nokta arasında bilinen uzaklığa dayanarak hesaplamaktır. Bu üç nokta uzayda bir üçgen oluşturacağı için iki bilinen açı ve bir bilinen uzaklıkla üçgenin diğer tüm bileşenleri hesaplanabilir (Şekil 2-2).

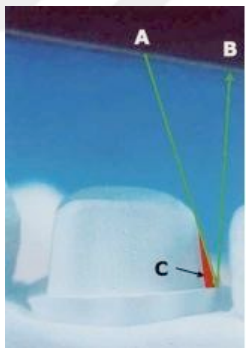


$$d = \frac{l \cdot \sin\alpha \cdot \sin\beta}{\sin(\alpha+\beta)}$$

Şekil 2-2: Triangulasyon teoremi

Triangulasyon prensibine dayanan kameralarda (Ör. CEREC Bluecam AC), optik kameranın içinde bir ışık kaynağı bulunmaktadır. Bu ışık kaynağı, görüntüsü alınmak istenen diş üzerine birbirine paralel ışık demetleri göndermektedir, cisim tarafından yansıtılan ışık demetleri bir CCD (Charged Coupled Device) video sensörü tarafından algılanmaktadır. Sensörün ve ışık kaynağının birbirine uzaklığı bilinmektedir, her iki elemanın ışık demetleri ile yaptıkları açılardan yola çıkılarak, görüntüsü alınan cismin uzaydaki koordinatları belirlenebilmektedir [51].

Aktif triangulasyon prensibi ile alınan optik ölçülerde karşılaşılan en büyük problem 'distal gölge fenomeni' dir. Distal gölge fenomeni, kameranın cisme yansıttığı ışının, cismin distalinde bir gölge oluşturarak görüntünün netliğini etkilemesi olarak açıklanır. Oluşan bu gölge yalnız distal yüzeyde gözlenmektedir (Şekil 2-3). Geometrik prensiplere göre, distal gölgenin görüntü üzerindeki etkisi, cismin yüksekliği arttıkça ve koniklik açısı azaldıkça artar [51].



Şekil 2-3: Distal gölge fenomeni (A. Cisme yansıtılan ışık B. Cisimden yansıyan ışık C. Distal gölge.)

2. Aktif Dalga Örnekleme Tarayıcısı (Active wave-front sampling scanner)

Bu sistemde lazer ışık demeti yerine ön kısmında hareket eden bir parçaya sahip bir lens ile eşzamanlı vidyo kaydı ile veri dijitalizasyonu yapılmaktadır. Tarayıcı içine yerleştirilen kamera objeyi farklı açılardan görüntüler ve sistem bu verileri kullanarak objenin uzaysal konumunu hesaplar. Saniyede 20 adet üç boyutlu data kaydı

yapılması mümkündür. Bu sistemle çalışan kameralarda da toz kullanımı gerekmektedir. Bu tip tarayıcılara örnek olarak 3M firmasının geliştirdiği Lava C.O.S. verilebilir [51].

3.Paralel Konfokal Lazer Tarayıcı (Parallel confocal scanner)

Konfokal terimi aynı odak noktasına sahip olmak olarak açıklanabilir. Konfokal mikroskoplarda mevcut olan optik sistemi baz alan paralel konfokal görünüleme teknolojisinde, tarayıcı, görüntülenen alandaki diş dokusu üzerinde 300 fokal derinliğe çok iyi odaklanmış 100.000 adet paralel kırmızı lazer ışığı yansıtır ve buradan elde edilen data sanal modele dönüştürülür. Paralel konfokal lazer prensibi ile, diş sert dokuları ve komşu yumuşak dokuların yüzey ve konturları, optik ve lazer görüntüleme tekniklerinin avantajlarını birleştirerek dijital olarak kaydedilir. Sistemin içinde bulunan iğne deliği şeklindeki filtreden geçen ışık demetlerinin hepsi, aynı odak noktasına sahip olacak şekilde filtrelenir. Bu ışık demetleri sistemin optik düzeneğinden geçerek, görüntüsü alınacak cisme ulaştıklarında, cisim tarafından yansıtılırlar. Cisimden yansıyan aynı odak noktasına sahip ışık demetleri sistemin filtresinden geri dönerek cismin üç boyutlu görüntüsünü oluştururken, farklı odak noktalarına sahip, düzensiz ışık demetleri filtreden geçemez ve sistem içinde hapsolurlar. Düzeneğin bu prensibe dayanarak çalışması, düzensiz ışık demetlerini ve yüzey bilgisini reddetmesi sisteme büyük faydalar sağlamaktadır. Bu prensiple görüntüsü alınan alanın derinliği ve netliği daha iyi algılanmaktadır [54].

Işığın tamamının yansıtılabilmesi için odak derinliğinin 50 mikron ya da daha az olması gerekmektedir. Kırmızı lazer ışığı demetleri, diş dokusu üzerindeki odak alanlarını tanıyarak dişin anatomisini kaydetmektedir. Bu sistem ilk olarak iTero (Cadent - Align Technology Inc.) tarafından geliştirilmiştir. Bu sistemin en temel avantajı herhangi bir pudra kullanımına gerek kalmaksızın 15 mikrona kadar mevcut anatominin kaydedilmesine müsade etmesidir. Dentin, mine gibi diş dokuları, amalgam, altın, seramikler, kompozit rezinler gibi dental materyaller ve yumuşak dokular aynı hassasiyette toz

kullanılmadan görüntülenebilir. Toz gerektirmeyen bu sistemde lazer ışınları farklı yüzey şekillerinin, farklı dokuların ve farklı renklerin taranmasına uygundur. Tarayıcı taranacak yüzeyin karşısına geldiğinde tarama otomatik olarak başlar ve anlık olarak yansıyan aynı ışın demeti konoskopik kristal boyunca geçer ve kamerada görüntülenir. Bu görüntü tarayıcının taranan yüzeye olan mesafesi ile ilintili olan bir algoritmik hesap ile oluşur [51]. Taranan tüm dokuların doğal renklerinde ekrandan görülebildiği bu tip tarayıcılara CEREC Omnicam AC örnek verilebilir.

Direkt Yöntemde Kullanılan Ağız içi Tarayıcılar

1. Aadva - GC CORPORATION (JAPONYA)
2. CS 3600 - CARESTREAM HEALTH (AMERİKA)
3. Emerald – PLANMECA (FİNLANDİYA)
4. Trios 3 – 3SHAPE (DANİMARKA)

1. Aadva – Gc Corporation (Japonya)

Pudra kullanımı gerektirmeyen bu sistemde ağız içi kameranın ince tasarlanmış başlık yapısı arka bölgelere erişimi kolaylaştırır. Tarama işlemi isteğe göre durdurulup devam ettirilebilir, net çıkmayan bölgelerde sadece o bölge tekrar taranarak ölçü netleştirilebilir.

Kamera ile alınınan görüntülerde preparasyon, kenar bitim çizgileri, oklüzal ilişkilerin kaydı tespit edilebilmekte ve 3 boyutlu model oluşturulabilmektedir. Elde edilen model üzerinde venerler, inley-onley restorasyonları, tek kuronlar ve 4 üyeye kadar köprü restorasyonları tasarlanabilir ve üretilebilir.

Tarayıcı kamera 70gr ağırlığındadır. Taramanın başlaması için taşınabilir ve dokunmatik panel üzerindeki Başlat & Durdur (Start & Stop) ‘a dokunularak basitçe tarama başlatılabilir, herhangi bir tuş kullanımı yoktur. Kameranın ağız içi ortamda sıcaklık farkından dolayı buhar oluşmasını engelleyen anti-fog özelliği mevcutur. Taşıma parçası üzerinde herhangi bir pürüzlü ya da tırtıklı alan olmadığı için dezenfeksiyonu hayli kolaydır.

Dokunmatik olması ve taşınabilir olması, hekimin istediği pozisyonda çalışmasına müsade eden ayarlanabilir kolu ile ergonomik bir tasarıma sahiptir.

Tarama eş zamanlı olarak gerçekleşmektedir. Yani ağız içinde ölçüsü alınan alanın 3 boyutlu modeli eş zamanlı olarak panelde görülebilmektedir. Tarama esnasında titanyum oksit toz kullanımı gerekmemektedir.

Kullanıcı arayüzünde grafiksel tasarımlarla kullanıcıyı yönlendiren, işlemleri basamak basamak anlatan görseller mevcuttur.

Veri transferi açısından alternatifler sunan cihazda 2 adet USB 3.0 soketi ve 1 adet hafıza kartı soketi bulunmaktadır [55].

2. CS 3600 - Carestream Health (Amerika)

Carestream dental tarafından tanıtılan CS-3600 ağız içi tarayıcı devamlı görüntüleme ile pudra olmaksızın üç boyutlu görüntü elde edilmektedir. Cihaz ışık rehberli sistem ile görüntüleme yapmaktadır. Değişik renkli yanıp sönen LED ışıklarla kullanıcıyı görüntünün tam alınıp alınamadığı konusunda bilgilendirir [55].

CS 3600 cihazı, saniyede 64 kare görüntü yakalayarak ultra hızlı dijital ölçü alınmasına olanak sağlamaktadır. Firma tarafından, ağız içerisinde özel bir kurutmaya ihtiyaç duymadığı, mevcut metal restorasyonları da pudra kullanımına gerek kalmaksızın rahatça okuyabildiği ve ölçü hassasiyetinin 10 mikronun altında olduğu bildirilmiştir [56].

HD renkli tarama özelliği sayesinde preparasyon alanı yüksek detay ile görüntülenebilmektedir. Tarama yazılımında bulunan ışık gölge kontrolü özelliği ile preparasyon sınırlanırının rahatlıkla görüneceği şekilde yazılım içinde hazırlık yapıldığı ve dokuların en gerçekçi görüntüsünün yazılım tarafından kullanıcıya sunulduğu bildirilmiştir [56].

Görüntü kaydı esnasında buhar oluşmaması için başlıkta ısıtıcı bulunmaktadır. Tarama esnasında oluşturulan eşzamanlı model gerçek renkleri yansıtmaktadır. Kullanım esnasında hekimi doğru yönlendirmek ve taramanın sınırlarını yansıtmak açısından renkli bir ışık takip mekanizması mevcuttur. Herhangi bir taşınabilir cart ya da panel ihtiyacı olmaksızın USB 2.0 soketi olan bir masaüstü ya da taşınabilir bilgisayara takılarak kullanımının mümkün olduğu bildirilmiştir (Windows 7, minimum 32 bit olacak şekilde) [56].

Pürüzsüz ve hafif tasarımı (325 gr) ölçü alımı esnasında manipülasyonu kolaylaştırmaktadır. Ölçü alımı esnasında ağız içi dokularla, tükürükle, kanla temas eden kameranın uç kısmı çıkarılabilmekte ve otoklava atılarak steril edilebilmektedir. Bu özelliği ile çapraz enfeksiyonun önlenmesi hedeflenmektedir. Ayrıca her hastanın aynı ağız açma mesafesine sahip olmayacağı ve tek bir başlığın tüm hastalara uymayacağı düşüncesiyle

kameranın çıkarılabilir uçları 2 farklı boyutta tasarlanmıştır. Birinci uç erişkilerde kullanılan standart boyutlarda iken ikinci uç ağız açma darlığı olan hastalarda ya da çocuklarda kullanılmak üzere daha küçük ve açılı olacak şekilde tasarlanmıştır. Ayrıca kapanış kaydının alınması esnasında bukkal yüzeylerin daha kolay taranmasını sağlayan dikey tarama ucu mevcuttur [56].

CS 3600, Carestream firmasına ait tasarım ve üretim üniteleri ile birlikte entegre çalışabildiği gibi, açık bir sistemin parçası olduğu için, alınan ölçü STL formatında çıkış yapabilir ve farklı bir tasarım programında açılabilir. Aynı şekilde tasarlanan bir restorasyon Carestream firması dışında bir firmanın üretim cihazında üretilebilir. Bu durum CS 3600 'ün laboratuvarla rahatça iletişim kurulabilir ve esnek bir yelpazede çalışılabilir olmasını sağlamaktadır. Sistem, ölçü alımını takiben kolayca sanal modelleri oluşturmakta, bunu takiben otomatik olarak kapanış kaydı oluşturmaktadır [56].

CS 3600 cihazı, protetik tedavilerin ölçü aşamalarında kullanılabildiği gibi, implant planlaması ve cerrahi rehber hazırlığı, ortodontik apareylerin hazırlığı amacıyla da kullanılabilmektedir [56].

3. Emerald – Planmeca (Finlandiya)

Planmeca Emerald, Planmeca firmasının PlanScan isimli tarayıcısından sonra 2017 yılının ilk çeyreğinde piyasaya sürdüğü ağız içi tarama cihazıdır. 258 gram ağırlığında, 249 mm uzunluğundadır ve küçük tasarımıyla dikkat çekmektedir. Daha küçük tasarım, hastalar için konfor sağlarken hekimler için kullanım kolaylığı sağlamaktadır.

Tarayıcı, mavi ışık ve triangulasyon sistemine bağlı olarak çalışmaktadır. Bu sayede cismin üzerine toz uygulaması yapılmasına gerek kalmaz. Uygun retraksiyon ve kanama kontorolü yapıldıktan sonra tarama ucunun konumlandırılmasıyla tarama işlemi kolay ve hızlı bir şekilde yapılabilir [56, 57].

Gerçek zamanlı ölçü alıp sanal görüntüyü oluşturan Emerald ile hızlı ölçüler almak mümkündür. Firmanın paylaştığı bilgiler dahilinde cihazın daha önceki sürümlere kıyasla daha hızlı ve daha net ölçü alınmasına imkan tanıdığı bilinmektedir.

Tarama esnasında ağız içine giren ve dokularla temas eden kameranın uç kısmı çıkabilmektedir ve birden fazla uç alternatifi bulunmaktadır. Çıkarılan uç kısımlar otoklavda steril edilebilmektedirler. Böylece hastanın ağız açıklığına göre uç seçilebilirken, kullanılan uçlardan kaynaklanabilecek bir çapraz enfeksiyonun önüne geçilmektedir. Başlıklarda bulunan ısıtma özelliği ile anti-fog scanning (buharsız tarama) mümkün kılınmıştır. Cihaz tek

renkte tarama yapabildiği gibi tarama başlığı değiştirilerek gerçek renkte tarama da yapma özelliğine sahiptir [56, 57].

Emerald ile tek üye restorasyonlar yapılabildiği gibi yarım ve tam çene ölçüler de alınabilmektedir. Planmeca firması kullanıcılarına açık sistem avantajı sunmaktadır. Bu nedenle STL formatında veri kaydı mümkündür. Böylece elde edilen ölçüler dijital olarak laboratuvara gönderilebilir, farklı üretici firmaların tasarım ve üretim üniteleri ile birlikte çalışabilir. Cihaz USB 3.0 özelliğiyle taşınabilir bilgisayara bağlandığı için hızlı veri aktarımına olanak sağlamaktadır [56].

Cihaz üzerinde 2 adet buton bulunmakta ve bunlardan üstteki buton yardımıyla tarama işlemi başlatılıp bitirilirken, alttaki buton kullanılarak bir sonraki tarama aşamasına geçilmektedir. Bu özelliği tarama esnasında kolaylık sağlamaktadır. Aynı zamanda kayıt esnasında taramaya rehberlik eden bir ses destek sistemi mevcuttur.

4. Trios 3 – 3Shape (Danimarka)

3Shape CAD dental tasarım yazılımı altyapı, kuron ve köprü üretimi için geliştirilmiş bir sistemdir. Tarama işlemi, yapılandırılmış ışık ve paralel konfokal mikroskopi kombinasyonundan oluşan 'ultra hızlı optik kesitleme' prensibi ile yapılmaktadır. Kamera tarama yapılan bölgede gezdirilirken eş zamanlı video görüntüsü de görülebilir. Tarama işlemi tamamlanıp üç boyutlu model elde edildikten sonra yazılımın oklüzal açıklık ölçüm özelliği ile hazırlanmış diş ve antagonisti arasındaki mesafe ölçülebilir. Renk kodlarıyla yeterli mesafe olup olmadığı sistem tarafından gösterilir [49, 51, 55].

3 Shape Dental Sistem, Trios ağız içi ölçü sistemlerinde 2017 yılının Mart ayına kadar 4 farklı seçenek sunmuştur. Bu sistemlerden ikisi renkli versiyon (Trios 3 Color Cart ve Trios 3 Color Pod), diğer ikisi ise renkli olmayan standart versiyonlar(Trios 3 Mono) dır. "Cart" olarak geçen birimler, mobil aygıtlardır. 'Pod' olarak geçen birimler ise normal bir bilgisayara usb ile bağlanabilen üç ayaklı platform üzerindeki tarayıcılardan oluşur [49, 51, 55].

21 Mart 2017 tarihinde 3Shape firması renkli versiyonun kablosuz modelini piyasaya sunmuştur. Değiştirilebilen bataryaları ile gelen yeni sistemde de 2 farklı birim seçeneği mevcuttur. Bunlardan ilki kalem formatındaki "Pen Grip" iken diğeri Pod birimindeki gibi elle tutup kavramayı mümkün kılan "Handle Grip"tir.

Tarama esnasında panelin renkli olmasının yanısıra cihaz dişler üzerinde işaretlenen herhangi bir alandan renk alma işlemi de yapmaktadır. Yapılan çalışmalar bu Trios'un özelliği

ile alınan renklerin doğruluğunun göz ile yapılan renk seçme işlemlerinden daha doğru olduğunu göstermiştir [58]. Hızlı olması ve yüksek netlikte ölçü sonuçları vadetmesi sistemin en dikkat çekici özelliklerindendir. Trios kameraların kullanımı ile tek diş restorasyonların ölçüsünün alımından yarım çene, tam çene ölçülerin alımına kadar geniş alanlarda taramalar yapılabilir [55, 59].

Trios kamera ile alınan ölçüler ile kuron restorasyonları, köprü restorasyonları, venerler, inley-onley restorasyonları, hareketli bölümlü protezler, geçici restorasyonlar, post-kor restorasyonlar, implant destekli kuron-köprü protezleri yapılabilmektedir. Bu geniş endikasyon yelpazesinin yanısıra, tarama sonrasında elde edilen veriler STL formatında çıktığı için dijital sisteme entegre olmuş herhangi bir laboratuvara datalar kolaylıkla gönderilebilmektedir [55, 59].

2.2.2.3. Dijital ölçü alma teknikleri

Doğal Diş Destekli Protezlerde Dijital Ölçü Alma Yöntemleri

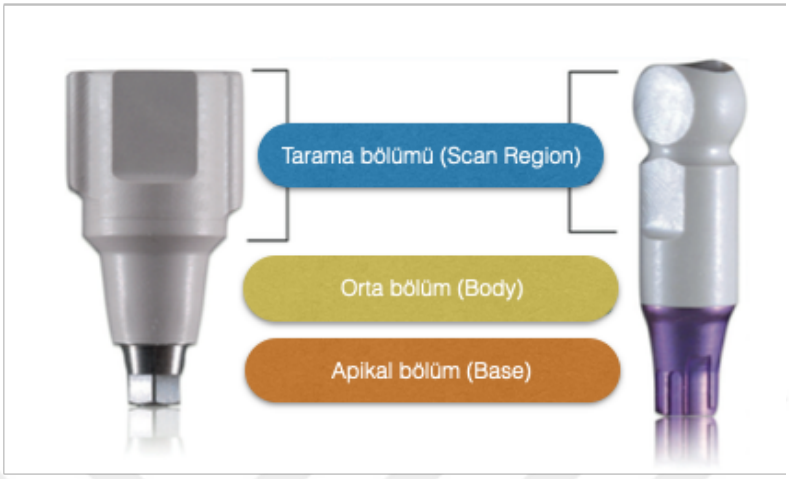
Doğal dişlerin dayanak olduğu durumlarda dijital ölçü alınırken, preparasyon sonrasında restore edilecek dişlerin ve çevre dokuların izole edilmesi şarttır. Retraksiyon ve izolasyonun sağlanmasının ardından tarama tamamlanır ve dokuların dijitalizasyonu sağlanmış olur[52].

İmplant Destekli Protezlerde Dijital Ölçü Alma Yöntemleri

İmplant dayanaklarının ölçüsünün dijital olarak alındığı yöntemde, geleneksel ölçü yönteminde kullanılan ölçü transfer parçalarının yerini, firmalar tarafından kendi implantları ile uyumlu tarama parçaları almıştır. Bu tarama parçaları literatürde "implant scanning abutment, scanbody" gibi isimlerle anılmaktadır. Tarama parçaları, belirli bir geometri ve yüzey özellikleri ile birlikte sanal modele dahil olurlar ve implantın 3 boyutlu pozisyonunun sanal modelde belirlenmesini sağlarlar. Böylece laboratuvarda implantın pozisyonu, platform çapı, çıkış profili tespit edilecek şekilde net bir ölçü alınması mümkün olur [60].

Dijital tarama parçaları 3 ana komponentten oluşmaktadır. Bunlar tarama bölümü olarak da adlandırılan tepe bölümü, body olarak bilinen orta bölüm ve base olarak bilinen apikal kısımdır. Tarama bölümü esas kaydın gerçekleştiği ve implantın konumu ve açısı gibi verilerin aktarılmasını sağlayan bölümdür. CAD yazılımı tarafından tanınmasını sağlayan düz ancak asimetrik bir yüzeye sahiptir. Bu alanda bir ya da daha fazla sayıda tarama alanı bulunur ve bu alanlar ölçünün hassasiyetini arttırır [54]. Bu kısım genellikle orta bölüm

(body) ile aynı materyalden üretilir ancak farklı geometriye sahiptir. Bu kısımlar PEEK (polietereterketon), titanyum alaşımı, alüminyum alaşımı ya da çeşitli reçinelerden üretilebilir. Base kısmı ise body kısmı ve implant arasındaki bağlantıyı sağlar ve base kısmıyla aynı materyalden üretilebilir ya da farklı bir materyalden de üretilmiş olabilir (Şekil 2-4).



Şekil 2-4: Dijital tarama parçasının bölümleri

İlk tarama parçası 2008 yılında Straumann Group (İsviçre) tarafından üretilmiş ve "scanbody" adı verilmiştir. Daha sonra Itero (Align Technology, ABD) ağıziçi tarayıcı ile ve sadece tek bir implant sistemi ile uyumlu tarama parçaları üretilmiştir. Zamanla çoğu implant sistemi ve tarama sistemi, kendi sistemi dışında bir çok farklı sistemle uyumlu olan, birbirinden farklı geometrilere sahip taranabilir parçalar çıkarmıştır [61] (Şekil 2-5).



Üretici firma	Dentsply	DESS	Core-3D	Elos	NT-Trading	Medentika	Biohorizons	Zimmer
Tarayıcı	Tamamı	Tamamı	Tamamı	Tamamı	Tamamı	Tamamı	Trios	Tamamı
CAD yazılımı	Kapalı sistem	Çoğu sistem	Çoğu sistem	Çoğu sistem	Çoğu sistem	Çoğu sistem	3shape	3shape
Body materyali	PEEK	PEEK	PEEK	PEEK	PEEK	Ti	PEEK	PEEK
Bağlantı materyali	Metal	PEEK	PEEK	Ti	Metal	Ti	PEEK	PEEK
Geometri	Top başlı, düz silindir	Üçgen alanlı düz silindir	Açılı düz silindir	Açılı düz yüzeylisilindir	Kare	Düz silindir	Konik	Düz silindir
Önerilen Tork Değeri	El ile uygulama	El ile uygulama	El ile uygulama	5 Ccm max	10 Ncm max	El ile uygulama	El ile uygulama	El ile uygulama
Tekrar kullanım	Sınırsız kullanım	Tek kullanım	10-20 kullanım	100 kullanım (2 sene)	Tek kullanım	Sınırsız kullanım	Tek kullanım	Tek kullanım

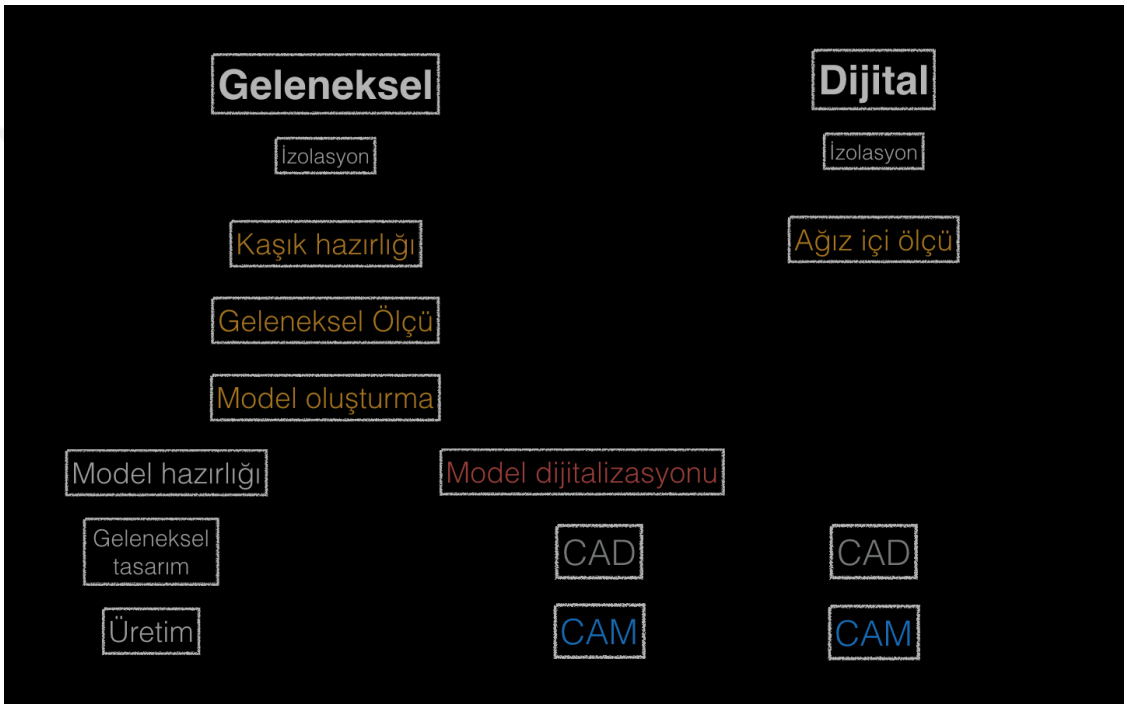
Şekil 2-5: Farklı markalara ait dijital tarama parçaları

Dijital olarak ölçü alma işleminin ilk aşaması, tarama parçasının ağıza yerleştirilmesidir. Bunu implant ve komşu diş dokularının dijital olarak ölçülerinin alınması ve karşıt çenenin ölçülerinin alınması takip etmektedir. Dijital ölçünün alımında kullanılacak kameraların, implant ölçüsü alırken farklı protokolleri olabilir. Bazı firmalar direk olarak tarama parçası üzerinden tek aşamada ölçü alınmasını mümkün kılarken, başka firmalarda tarama parçası üzerinden ölçü alındıktan sonra tarama parçası çıkarılır ve implantın boynu görülecek şekilde implant çevresi yumuşak dokular ve implantın derinliği kaydedilir. Bu kayıtların alınmasının ardından oklüzal temasları engellememesi amacıyla tarama parçası çıkarılır ve hastanın maksimum interküspidasyonda kapatması istenerek oklüzal kayıtlar alınır. Kayıtların alımı esnasında hastanın maksimum interküspidasyonda kapatması ve doğal dişlerin periodontal ligaman içerisinde gömülmeleri, ileride gerçekleşecek çiğneme fonksiyonu esnasında implant destekli restorasyonun aşırı yük altında kalmasını önleyecektir [60].

Dijital ölçünün alımını takiben elde edilen STL (standard tessellation language) formatındaki dosya laboratuvara gönderilir ve üretim aşamasına geçilir.

2.2.3. Geleneksel ve Dijital Ölçü Sistemlerinde İş Akışı

Geleneksel ve dijital sistemlerde iş akışları karşılaştırıldığında dijital sistemlerde geleneksel akışta bulunan bir çok aşamanın atlandığı, insana bağlı üretimden uzaklaştığı görülmektedir. Bu durum restorasyonun üretim süresini kısalttığı gibi [52, 61], aynı zamanda üretim basamakları azaldığı için, basamaklar esnasında oluşabilecek risklerin de minimalize edilmesi gibi avantajlar getirmiştir [61-63].



Şekil 2-6: Geleneksel ve dijital iş akışları

2.3. Dijital Verilerin Doğruluğunun Tespit Edilmesi

Geçmişten günümüze birçok araştırmacı, CAD-CAM sistemleri ile üretilen restorasyonların netliği hakkında araştırmalar yapmıştır. Bu araştırmalarda yapılan ölçümlerde esas alınan kriter, restorasyonların kenar uyumudur. Kenar uyumu, restorasyon sınırı ile kesim kenarı arasındaki morfolojik uyumdur [64].

Kenar uyumu ölçümlerinde birçok farklı yöntem kullanılabilmektedir. Ancak CAD-CAM sistemlerine ait tarama cihazlarının netliğinin ölçülmesi sırasında, sistemler ile üretilen restorasyonların kenar uyumunun ölçülmesi yönteminden faydalanmak yetersizdir. Çünkü restorasyonun kenar uyumu, restorasyonun üretiminde kullanılan materyaller, aşındırma

ünitesinin etkinliği, aşındırma ünitesinde bulunan aşındırıcı uçların kullanım sayısı, restorasyonun simantasyonunda kullanılan simanın tipi, viskozitesi ve simantasyon yöntemi gibi birçok faktörden etkilenmektedir. Bu nedenlerle, tarama cihazlarının etkinliğini, restorasyonun uyumunun ölçülmesi ile belirlemek, restorasyonun üretimi ve simantasyonu sırasında ortaya çıkan birçok sapmayı da elde edilen sonuçlara yansıtacaktır [65, 66].

Tarama sistemlerinin netliğinin araştırılmasında çeşitli kalite kontrol yazılımları kullanılmaktadır. Endüstri ve mühendislikte kalite kontrol yazılımlarının kullanılması ile "tersine mühendislik" kavramı geliştirilmiştir. Tersine mühendislik, bilgisayar ortamında tasarlanan herhangi bir objenin üretilmesinden sonra, yüksek çözünürlükte tarayıcılar ile taranması ve elde edilen görüntülerin, modelin bilgisayarda tasarlanmış üç boyutlu bilgileri ile karşılaştırılması ve bu işlem sonucu üretilen parçanın üretim kalitesinin kontrol edilmesi esasına dayanır. Bu tür yazılımların diğer bir kullanım alanı ise, tarama cihazlarının kalibrasyonunu belirlemektir. Kalibrasyonu belirlemek için, tarayıcılar kullanılarak üst üste birçok görüntü elde edilir, kalite kontrol yazılımları bu görüntüleri bilgisayar ortamında üst üste koyarak, görüntüler arasındaki sapmaları belirler. Sapmaların tarayıcının tolerans değerinden fazla olması, tarayıcının kalibrasyon yetersizliğine bağlanır [67-69].

Endüstriyel tarama cihazlarının hemen hemen hepsi, özel yazılımlar ile kullanıma sunulmaktadırlar. Bu yazılımlar, cihazların taradıkları objelere ait görüntülerin bilgisayarda oluşturulmasını sağlarlar. Tarayıcılar ile birden fazla görüntü elde edilmekte ise, yazılımlar sayesinde bu görüntüler birleştirilerek, yüksek kalitede tek bir görüntü oluşturulmaktadır. Kalite kontrol yazılımları, birleştirme ve kıyaslama işlemlerini, görüntülerde bulunan noktaların, uzaydaki koordinatlarını eşleştirerek gerçekleştirmektedir. Uzayda her noktanın x, y ve z eksenlerinde koordinatları bulunmaktadır. Tarayıcıların elde ettiği tek bir görüntüde tarayıcının etkinliğine göre 800.000 ile 4.000.000 nokta bulunduğu bilinmektedir. Bu özel yazılımlar sayesinde, kıyaslama ve birleştirme işlemleri sırasında, görüntülenen noktaların her biri, diğer görüntüde kendine eş koordinattaki noktalarla birleştirilmekte, görüntüler bu şekilde bütünleştirilmektedir [67-69].

Bilgisayar ortamında yapılan tasarım ve kontroller, bu yazılımlar aracılığı ile kesitlere ayrılarak, her kesitin istenen bölgesinin kalınlığı mm veya mikrometre cinsinden elde edilebilmektedir. Tasarlanan veya kalite kontrolü yapılan objeler, her yöne döndürülerek üç boyutlu olarak incelenebilmekte, istenen bölge büyütülebilmektedir. Tasarım veya kontrol sonunda veriler, yazılımın özelliğine göre STL, IGES.. vb. formatlarda dışarıya aktarılabilmektedir [67-69].

Diş hekimliğinde kullanılan tarama cihazlarının ve yöntemlerinin netliğinin ölçülmesinde, bu özel yazılımlardan faydalanılmaktadır. Bu yöntem ile, etkinliği test edilmek istenen tarama cihazı veya yöntemi ile elde edilen görüntüler, kontrol grubu olarak belirlenen bir endüstriyel tarama cihazı ile alınan görüntüler ile karşılaştırılmaktadır. Ortaya çıkan sapma değerlerine göre tarama yönteminin etkinliği değerlendirilmektedir.

Literatürde tarama cihazlarının ve yöntemlerinin netliği ile ilgili yapılan çalışmalar incelendiğinde doğal diş dayanaklı restorasyonların ölçü netliklerinin karşılaştırıldığı bir çok çalışmaya rastlamak mümkündür [62, 70]. Bunun yanısıra, günümüz pratiğinde implant tedavisinin sıklığı arttıkça ve implant destekli restorasyonların da dijital sistemler yardımıyla üretilmesini mümkün kılmak amacıyla çalışmalar sürdürülmektedir. İmplant destekli restorasyonların ölçü aşamaları ile ilgili çalışmaların çeşitliliğine baktığımızda, geleneksel ve dijital ölçülerin farklı parametreler karşısında netliklerinin karşılaştırıldığı birçok çalışmaya rastlamak mümkündür. Bu parametreler implantların sayısı, yerleşimi, açısı ve dişeti derinliği olarak sıralanabilir. Fakat in vivo çalışmaların sayısı yok denecek kadar azdır. Mevcut in vivo çalışmaların çalışma düzenekleri ise; geleneksel ölçü yöntemleri ile dijital ölçü yöntemi ile alınan ölçü ile karşılaştırılması, 2 implantın uygulandığı vakalarda tek bir kameranın etkinliğinin master model ile karşılaştırılması şeklindedir [71, 72].

Mehl ve ark, kullanıma sunulacak olan yeni bir optik kameranın etkinliğini ölçtükleri çalışmalarında, belirledikleri çeşitli hastaların kullanmakta olduğu 6 inley, 5 bölümlü kuron ve 6 tam kuron protezinden ölçü almış, alçı duplikatlarını elde etmişlerdir. Alçı modeller üzerinden yeni kamera ile görüntüler alınarak ilk görüntü grubunu oluşturmuştur. Daha önceden kullanılmakta olan diğer bir optik kamera ile modeller üzerinden görüntüler alınmış ve ikinci görüntü grubu oluşturulmuştur. Kontrol grubunu ise netliği bilinen bir endüstriyel lazer tarayıcı ile aynı modeller üzerinden görüntü alınarak oluşturulmuştur. Tüm görüntü gruplarının görüntüleri STL formatına çevirilerek, özel bir kalite kontrol yazılımında üst üste getirilmek suretiyle incelenmiştir. Yeni üretilen optik kameranın ortalama 19 mikron daha net görüntü verdiği, yapılan incelemeler sonucunda belirlenmiştir [73].

Andriessen ve ark, dişsiz mandibulaya yerleştirilmiş 2 implantın ağız içi kamera kullanarak ölçüsünü almış ve aldıkları ölçünün uygulanabilirliğini ve netliğini değerlendirmişlerdir. Çalışmada ağız içi kamera kullanılarak alınan dijital ölçüler ile kontrol modeli karşılaştırılmış, karşılaştırmada ölçüde meydana gelen distorsiyon ve implantların açılarında meydana gelen farklılıkları saptamışlardır. Görüntülerin karşılaştırılmasında Geomagic Qualify (Geomagic, America) yazılımını kullanmışlardır. Elde edilen bulgulara göre 2 implantın orta noktaları arasındaki mesafedeki distorsiyon miktarı 21 mikron ile 638

mikron arasında seyrederken, tarama başlıklarının açılanma miktarları ise 0.123 derece ile 9.563 mikron arasında olduğu belirtilmiştir [71].

Rhee ve ark, dijital ve geleneksel ölçü yöntemleri kullanılarak alınan ölçülerin 3 boyutlu superimpozisyon yöntemi ile karşılaştırılması konulu çalışmalarında 24 hastadan aldıkları geneleksel ölçülerden elde ettikleri modellerin dijitalizasyonunu sağladıktan sonra aynı hastalardan ağız içi kamera kullanarak elde ettikleri dijital ölçü verilerini özel bir bilgisayar yazılımı kullanarak üstüste çakıştırmış, belirtilen yazılımın bir aracı olan "renk haritası oluşturma" yöntemi ile sapma miktarlarını karşılaştırmışlardır. Çalışmanın sonucunda çift çeneden aynı anda alınan "dual ark" geleneksel ölçülerin tam ark ölçülerden daha net olduğu sonucuna varılmıştır [74].

2.3.1. Endüstriyel Referans Tarama Cihazı

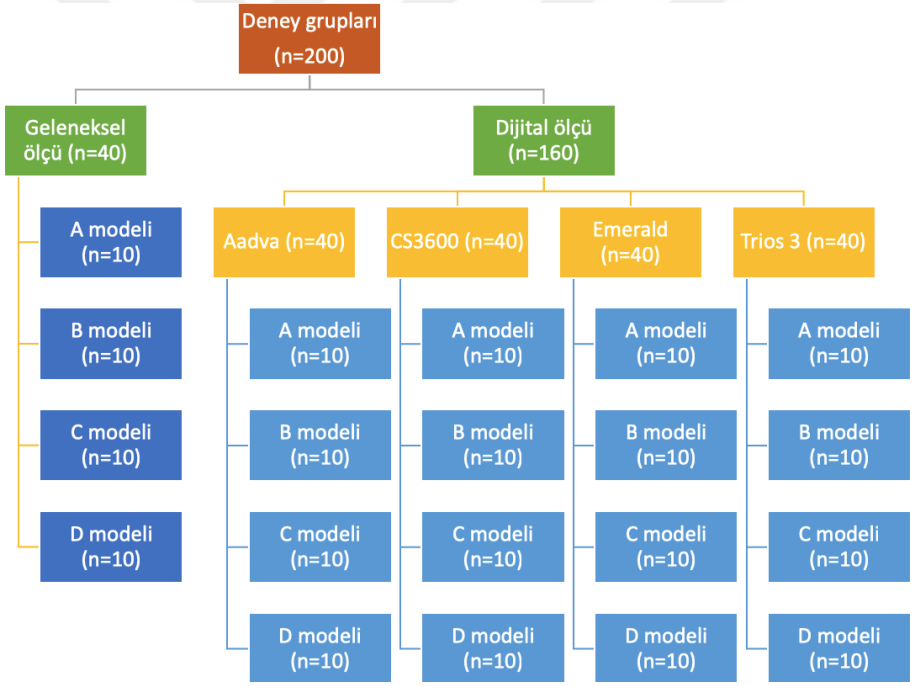
Tez çalışmamızda kullanılmak üzere tarama cihazı Solutionix C500 (Medit, Kore) seçilmiştir. Marka dahilinde farklı modelleri de bulunan cihaz yüksek hassasiyet ve tarama alanı genişliği sebebiyle C500 modeli tercih edilmiştir. Sistem yüksek hassasiyetle tarama ve 3 boyutlu sanal model oluşturabilmesi sebebiyle hem tersine mühendislik işlemlerinde hem de kalite kontrol işlemlerinde kullanılmaktadır.

2 adet 5.0 MP kamera çözünürlüğüne sahip kamerası bulunan cihaz "phase shifting optical triangulation (faz değiştiren optik triangulasyon)" prensibi ile çalışmakta ve mavi ışık teknolojisi ile çalışmaktadır. Cihazın tarama başlığının yanısıra bağlı olduğu 3 akslı, otomatik bir döner tablası mevcuttur. Bu tabla rotasyon aksında 180º'ye, tablanın tabanı rotasyonel olarak 175º'ye ve sallanma aksında 40º'ye kadar rotasyona müsade etmektedir [75].

Tabla üzerine 10 kg ağırlığına kadar taranacak obje yerleştirilerek otomatik tarama sağlanabilirken, daha büyük objelerin taranması söz konusu olduğunda tarayıcı başlık tek başına ayrı bir tripod üzerine yerleştirilerek manuel tarama yapılması mümkündür [75].

3. GEREÇ VE YÖNTEM

Bölümlü ve tam dişsizlik vakalarında implant destekli sabit protetik restorasyon yapımında dijital ve geleneksel ölçü sistemlerinin netliğine implant yerleşim şekilleri ve implant sayısının etkisinin değerlendirilmesi amacı ile alt çene modeli üzerinde 4 farklı senaryo kurgulanmıştır. Senaryolara uygun 4 farklı referans model oluşturulmuştur. Bu modeller etkinliği ve güvenilirliği kanıtlanmış olan endüstriyel tarama cihazı ve 4 ayrı ağız içi kamera ile taranarak elde edilen veriler STL formatında kaydedilmiştir. Referans modeller üzerinden ayrıca geleneksel ölçü alınmış, alınan ölçülerden elde edilen alçı modeller endüstriyel referans tarayıcı ile taranmış ve STL formatında veriler elde edilmiştir. Tüm dijital veriler tersine mühendislik program (Geomagic Control, Geomagic, Amerika) ile sanal ortamda çakıştırılmış ve bulgular istatistiksel açıdan değerlendirilmiştir.



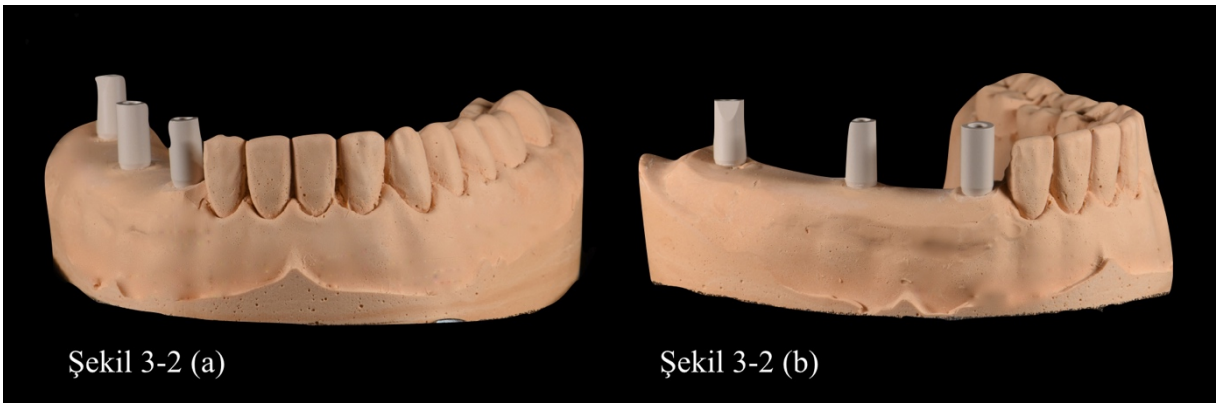
Şekil 3-1: Deney grupları

3.1. Referans Modellerin Hazırlanması

Tez çalışmamızda farklı ağız içi durumları temsil eden dört farklı senaryo oluşturulmuş ve kurgulanan senaryolara uygun dört referans modeli elde edilmiştir.

Bunlar;

A- 47-46-45-44-43 nolu dişlerin eksik olduğu ve 47-45-43 nolu dişler bölgesine implant yerleştirildiği (Şekil 3-2)



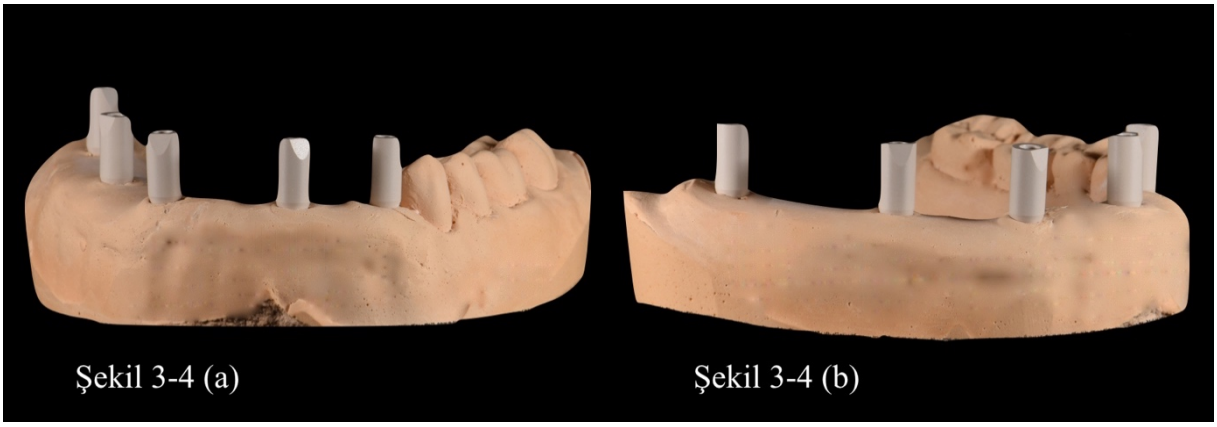
Şekil 3-2: A Referans Modeli (a- Referans modelin karşıdan görüntüsü, b- Referans modelin yandan görüntüsü)

B- 43-42-41-31-32-33 nolu dişlerin eksik olduğu ve 43-41-33 nolu dişler bölgesine implant yerleştirildiği (Şekil 3-3)



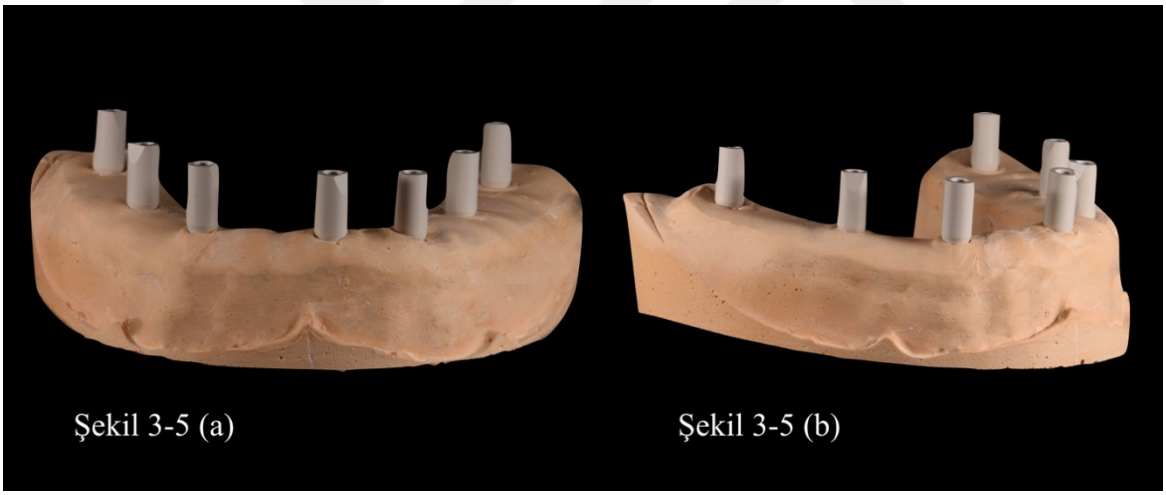
Şekil 3-3: B Referans Modeli (a- Referans modelin karşıdan görüntüsü, b- Referans modelin yandan görüntüsü)

C- 47-46-45-44-43-42-41-31-32-33 nolu dişlerin eksik olduğu ve 47-45-43-41-33 nolu dişler bölgesine implant yerleştirildiği (Şekil 3-4)



Şekil 3-4: C Referans Modeli (a- Referans modelin karşıdan görüntüsü, b- Referans modelin yandan görüntüsü)

D- Alt çenede tam dişsizliğin olduğu ve 47-45-43-41-33-35-37 nolu dişler bölgesine implant yerleştirildiği (Şekil 3-5) modeller şeklinde planlanmış ve sırasıyla A, B, C ve D modelleri olarak kodlanmıştır.



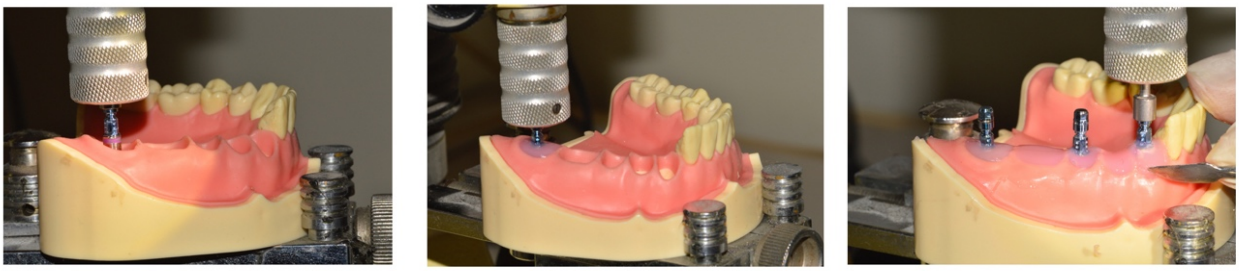
Şekil 3-5: D Referans Modeli (a- Referans modelin karşıdan görüntüsü, b- Referans modelin yandan görüntüsü)

3.1.1. A Referans Modelinin Oluşturulması

Referans modellerin oluşturulmasında standart tam dişli bir alt çene modelinden (Frasaco Study Model ANA 4, Frasaco GmbH, Tettnang, Germany) yararlanılmıştır.

Model üzerinden 47-46-45-44-43 nolu dişler, markaya ait tornavida kullanılarak sökülmüştür. İmplant analogları (Straumann 4,1 mm Bone Level, Basel, Switzerland) implant taşıma parçalarına, üzerlerindeki dahili vida ile vidalanmıştır. Paralelometrenin (Bredent BF1,

bredent GmBH & Co.KG, Almanya) çizici uç yuva vidası gevşetildikten sonra analog ile birleştirilen taşıma parçası (Loxim™ transfer piece, Straumann, İsviçre) bu yuvaya oturtulup bu kısmı sıkan vida ile sabitlenmiştir (Şekil 3-6). Plastik çene modeli içersindeki boş soketlerin iç yüzeyine küçük bir fırça yardımıyla kaşık adezivi (Universal Tray Adhesive, Zhermack, İtalya) uygulanmıştır. Paralelometreye bağlı analoglar, model üzerindeki 47-45-43 nolu dişler bölgesindeki soketin içine, analoğun boynu hizasına kadar yerleştirilip etrafı silikon (Gingifast Rigid, Zhermack, İtalya) ile doldurularak plastik model yuvaları içerisinde analoglar sabitlenmiştir (Şekil 3-6).



Şekil 3-6(a) Şekil 3-6(b) Şekil 3-6(c)

Şekil 3-6: Paralelometre yardımıyla ana modellerin oluşturulması

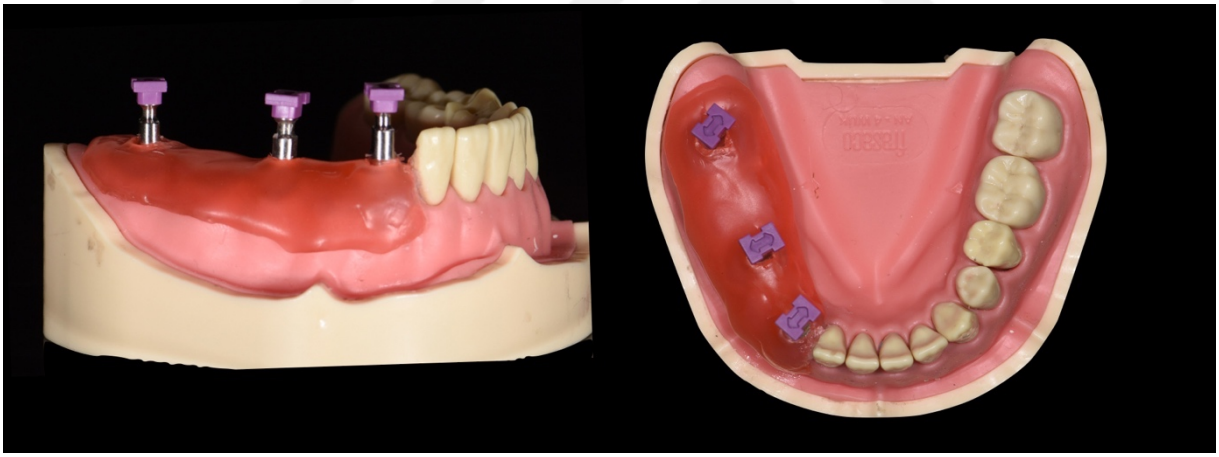
Analogların sabitlenmesini takiben analogların etraflarına dişeti seviyesine eşit oluncaya kadar pembe silikon uygulanmış ve tüm analogların boyun bölgeleri aynı seviyeye taşınmış, bu seviyenin kemik seviyesi olduğu kabul edilmiştir. İmplant yerleştirilmeyen ve boş olan 46 ve 44 nolu dişlerin soketlerine de silikon uygulanarak bu alanlar kapatılmıştır. İmplantların çevresindeki diş eti yüksekliğinin standardizasynunu sağlamak amacıyla; dişsiz alanlarla birlikte implant yüzeylerini içeren tüm alan 2 mm kalınlığında pembe plaka mum ile örtülmüştür. Böylelikle implantların hepsinde 2 mm'lik dişeti yüksekliği standart olarak hazırlanmıştır (Şekil 3-7).



Şekil 3-7(a) Şekil 3-7(b) Şekil 3-7(c)

Şekil 3-7: Pembe plaka mum yardımıyla 2 mm'lik dişeti kalınlığının standardize edilmesi

Daha sonra oluşturulan deliklerin üzerinden implant transfer parçaları yerleştirilmiş ve vidaları implant anahtarı kullanılarak el ile sıkılmıştır. Transfer parçaların plastik ölçü kepleri yerleştirilerek daha önceden hazırlanan kişisel kaşık yardımı ile polivinilsiloksan (Hydrorise Implant, Zhermack, İtalya) materyali ile ölçü alınmıştır. Üretici firmanın polivinil siloksan ölçü maddesi için üretmiş olduğu özel kaşık adezivi (Universal tray adhesive, Zhermack, İtalya) kaşığın ölçü yüzeyi ile temas edecek kısmına ve kenarlarından 3 mm taşacak şekilde sürülmüş ve yarım saat beklenmiştir. Ölçü maddesi ölçü kaşığı içine yerleştirilerek ana referans modelinin ölçü işlemi tamamlanmıştır. Materyalin ağız içindeki sertleşme süresi 4 dakika kadardır fakat deney düzeneği oda sıcaklığında gerçekleştiğinden dolayı bekleme süresi 8 dakikaya çıkartılmıştır. Sertleşme süresi boyunca ölçü kaşığına arkın her iki tarafındaki kanin ve 1.molar bölgelerinden parmak basıncı uygulanmıştır. Ölçü materyalinin sertleşmesi sonrasında kaşık ile birlikte ölçü materyali alt çene modelinden ayrılmıştır (Şekil 3-8) ve analoglar ölçü parçalarına vidalanarak sabitlenmiştir.



Şekil 3-8: Referans modelin elde edilmesi için ölçü alınması

Elde edilen silikon matrise tip - 4 alçı (GC Fujirock EP, GC Europe, Belgium) dökülmüştür. Bunun için 100g alçı tozu için 20ml distile su konulmuştur. Karıştırma işlemi ilk 15 saniye elde yapıldıktan sonra 45 saniye kadar vakumlu alçı karıştırma cihazında (Motova 100 SC, Bego, Bremen, Germany) devam edilmiştir. Alçı dental, alçı vibratörü (Vibratore Shaker 6, Carlo Degiorgi, Milano, Italy) üzerinde silikon ölçü içine dökülmüştür. Alçının ilk sertleşme süresi 7 - 9 dakika arasında olduğu ve tamamen sertleşmenin tamamlanmasını takiben modelin silikondan ayrılması için gereken sürenin minimum 20 dakika olduğu üretici firma talimatlarında bildirilmiştir ve bu yönde uygulama yapılmıştır.

Modelin ölçüden ayrılmasını takiben model üzerindeki girinti çıkıntılı alanların tesviyesi yapılmıştır ve model ölçü alma işlemlerine hazır hale getirilmiştir. Modelin ölçü yüzeyinde ve kret yüzeyinde tarama işlemlerinde referans olması amacıyla yüzeyi pürüzsüzleştirici tesviye yapılmasından kaçınılmıştır (Şekil 3-2).

3.1.2. B Referans Modelinin Oluşturulması

Referans modelin oluşturulmasında 3.1.1. aşamasında belirtilen işlem basamakları tekrarlanmış, farklı olarak 43-42-41-31-32-33 nolu dişlerin eksikliği taklit edildiğinden, 43-42-41-31-32-33 nolu dişler plastik modelden çıkartılmış ve implant analogları 43-41-33 nolu dişler bölgesine yerleştirilmiştir (Şekil 3-3).

3.1.3. C Referans Modelinin Oluşturulması

Referans modelin oluşturulmasında 3.1.1. aşamasında belirtilen işlem basamakları tekrarlanmış, farklı olarak 47-46-45-44-43-42-41-31-32-33 nolu dişlerin eksikliği taklit edildiğinden, 47-46-45-44-43-42-41-31-32-33 nolu dişler plastik modelden çıkartılmış ve implant analogları 47-45-43-41-33 nolu dişler bölgesine yerleştirilmiştir (Şekil 3-4).

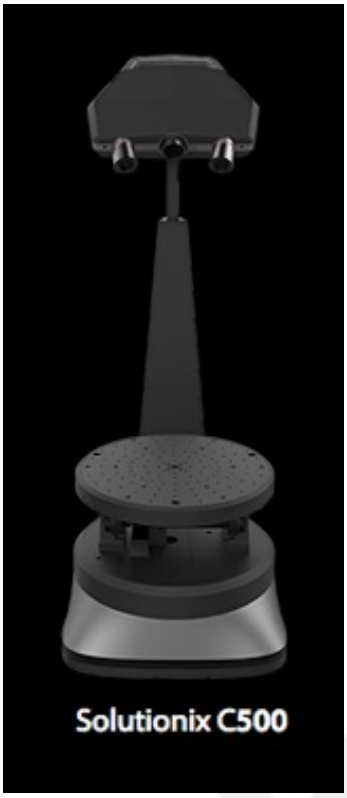
3.1.4. D Referans Modelinin Oluşturulması

Referans modelin oluşturulmasında 3.1.1. aşamasında belirtilen işlem basamakları tekrarlanmış, tam dişsizlik durumu taklit edildiğinden, tüm dişler plastik modelden çıkartılmış ve implantlar 47-45-43-41-33-35-37 nolu dişler bölgesine yerleştirilmiştir (Şekil 3-5).

3.2. Referans Tarayıcının Kullanılması ve Referans Verilerinin Elde Edilmesi

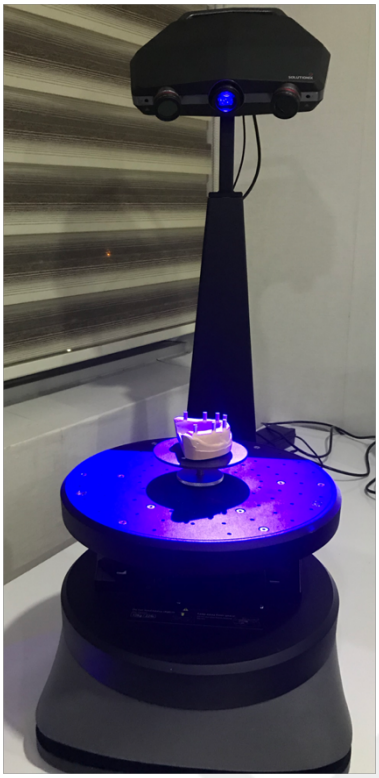
İmplant analoglarının yerleştirme işlemi bittikten sonra referans modelin dijitalizasyonu aşamasına geçilmiştir. Bu tarama işlemi, güvenilirliği ve etkinliği bilimsel olarak kanıtlanmış, gerek ölçü alanı gerekse de ölçülen nokta sayısı bakımından diş hekimliğinde ölçü almak için kullanılan optik cihazlardan çok daha üstün tarama hassasiyetine sahip Solutionix C500 (Medit Company, Seul- Güney Kore) endüstriyel optik tarayıcıda yapılmıştır (Şekil 3-9).

Tarayıcının bağlı bulunduğu bilgisayar; Windows-10 Profesional SP-1 64 bit işletim sistemi, Intel® Xeon® - 1535 8 MB CACHE 3.8 GHZ 8 ÇEKİRDEK işlemci, 32,0 GB ECC RAM DDR4 RAM belleği, NVIDIA Quadro M5000M 8 GB hafızalı ekran kartı, 17.3” 1920 x 1080 Full HD IDS dokunmatik ekran özelliklerine sahiptir.



Şekil 3-9: Referans tarama cihazı

Tez çalışmamızda PEEK materyalinden yapılmış ve kendisine ait ayrı titanyum vidası bulunan Straumann® CARES® Mono Scanbody (Straumann, Basel, Switzerland) tarama parçası kullanılmıştır. Tarama parçası referans model üzerine yerleştirilip, doğru pozisyonda oturduğundan emin olduktan sonra firmaya ait anahtar aracılığıyla el ile sıkılmıştır.



Şekil 3-10: Referans tarama cihazı ile referans modellerin dijitalizasyonu

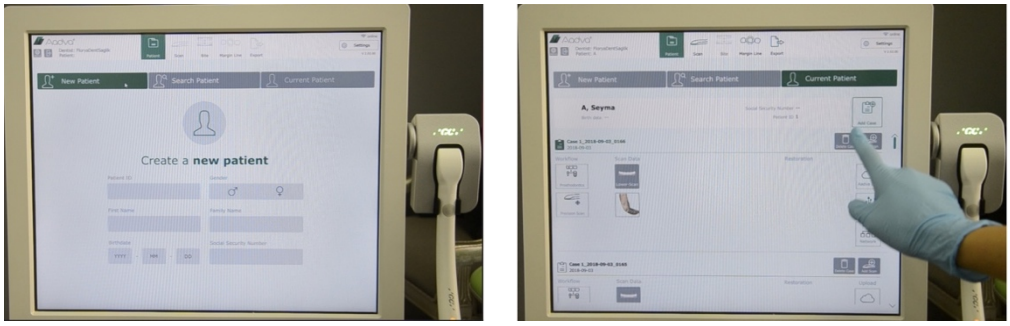
Tarama parçaları modele sabitlendikten sonra, tarayıcının tablasına hamur yardımıyla sabitlenmiş ve tarama işlemine başlanmıştır. Daha detaylı sonuç alabilmek ve nokta bulutu sayısını arttırmak amacıyla taramalar tekrarlanmış ve her bir referans model 5 defa taranarak 3 boyutlu sanal görüntüsü elde edilmiştir. Elde edilen 5 görüntüden herhangi biri rastgele seçilerek referans görüntü olarak kabul edilmiştir.

3.3. Dijital Ölçü İşlemleri ve Ağız İçi Tarayıcıların Kullanılması

Modeller üzerinde tarama parçalarının üçgen geometrileri rehber alınarak tarama parçaları başlangıç pozisyonunda yerleştirilmiş ve her tarayıcı kullanılmadan önce pozisyonları kontrol edilmiştir.

3.3.1. Aadva – GC Corp. (Tokyo, Japonya) ile modellerin taranması

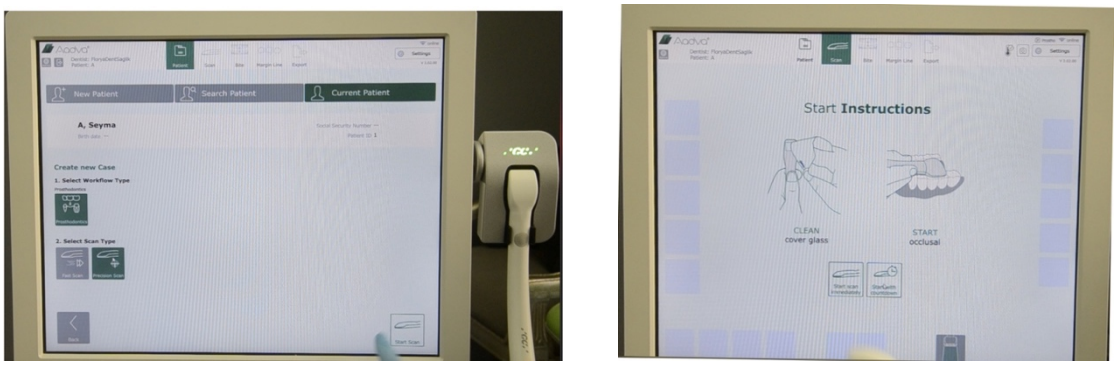
Tarayıcı, güç düğmesine basılarak açıldıktan sonra sistem girişi yapılıp, yeni hasta oluşturulması için “new patient” görseline dokunularak yeni hasta oluşturulmuştur. Her model için ayrı kimlik oluşturulup, her kimlik altında alınan ölçüler yeni vaka (new case) olarak adlandırılarak ölçülerin alınması tamamlanmıştır (Şekil 3-11).



Şekil 3-11: Aadva IOS ile yeni hasta ve vaka kaydı yapılması

3.3.1.1. A Modelinin Ölçüsünün Alınması

Üzerinde doğrusal olarak konumlanmış (#47-45-43) 3 implant bulunan modelin taranması için "new patient" butonuna dokunulmuş ve hasta bilgileri "Seyma AA" olarak kaydedilmiştir. "Seyma AA" adına alınan tüm ölçüler "New Case" butonuna dokunularak bu hasta adı altında kaydedilmiştir (Şekil 3-11). Bu aşamada görülen ekranda, hızlı tarama ve hassas tarama olmak üzere üzere 2 tarama modu çıkmaktadır. Hassas tarama butonuna dokunularak yüksek hassasiyetli tarama modu seçilmiştir. Yine aynı ekranda taramanın başlaması için "hemen başlat" ve "geri sayarak başlat" modu seçilebilmektedir. Taramanın direk ölçü alanından başlaması hedeflendiğinden "geri sayarak başlat" modu seçilmiş, sistem 5 ten geriye sayarak kamerayı çalıştırdıktan sonra ölçü alımı aşamasına geçilmiştir (Şekil 3-12).

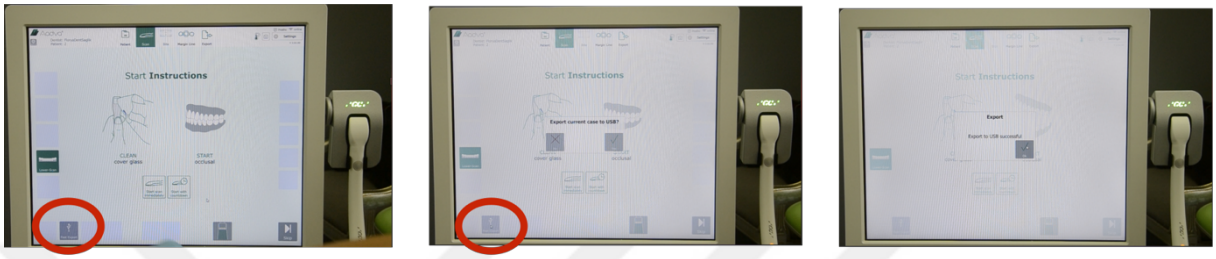


Şekil 3-12: Aadva IOS ile tarama özelliğinin seçilmesi

Ölçü alımına en distal dayanaktan (#47) başlanmıştır. Ölçülerin alınması esnasında dijital data kaydına önce oklüzal yüzeylerden başlanmış daha sonra vestibül ve lingual yüzeyler taranmış ve arayüzdeki eksik alanlar tamamlanmıştır. Referans model ile karşılaştırma esnasında ana modelin 3 boyutlu görüntüsüyle çakıştırma işlemini sağlamakta

referans olması adına 42-41-31-32 nolu dişlerin de dijital görüntüleri alınmış, ölçü alımının son noktası olarak 32 nolu dişin distal yüzeyi sınır kabul edilmiştir.

Ölçü alımı tamamlanıp, eksik alan kalmadığı kontrol edildikten sonra cihazın arka bölümünde bulunan USB çıkışına takılmış olan USB Stick harici bellek içerisine ekranda beliren "Fast Export" butonuna dokunarak alınan ölçü STL dosyası olarak dışarı aktarılmıştır (Şekil 3-13).



Şekil 3-13(a) Şekil 3-13(b) Şekil 3-13(c)

Şekil 3-13: Aadva IOS ile dijital ölçülerin dışarı aktarılması

A modelinden aynı yöntem ile dokuz tarama daha yapılmıştır. Herbir tarama "Seyma AA" hasta adı altında "New Case 1-10" ismi ile kaydedilmiştir.



AA1 AA2 AA3 AA4 AA5

AA6 AA7 AA8 AA9 AA10

Şekil 3-14: Aadva IOS ile A modelinden alınan dijital ölçülerin STL görüntüleri

3.3.1.2. B Modelinin Ölçüsünün Alınması

Üzerinde kavis üzerinde konumlanmış (#43-41-33) 3 implant bulunan modelin taranması için “new patient” butonuna dokunulmuş ve hasta bilgileri “Seyma AB” olarak kaydedilmiştir. Tüm ölçüler “New Case” butonuna dokunularak “Seyma AB” adı altında kaydedilmiştir.

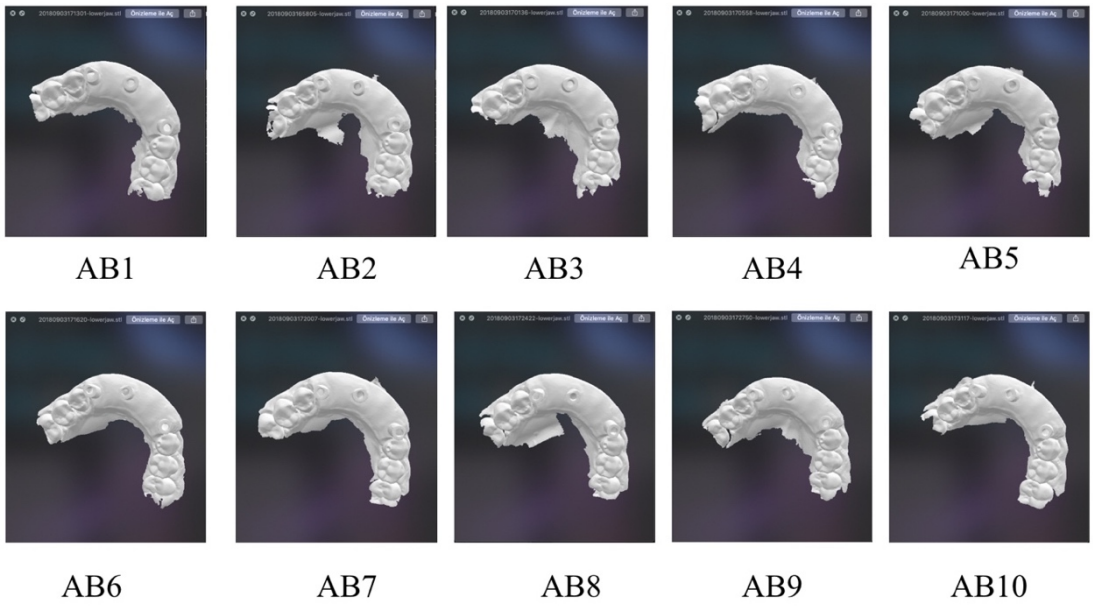
Daha önce bahsedildiği üzere hassas tarama modu seçilmiş ve 5 saniyelik geri sayım sonrasında tarama işlemi başlamıştır. Referans model ile karşılaştırma esnasında ana modelin 3 boyutlu görüntüsüyle çakıştırma işlemini sağlamakta referans olması amacıyla 45-44-34-35 nolu dişlerin de dijital görüntüleri alınmış, ölçü alımının ilk noktası olarak 45 nolu dişin distal yüzeyi sınır olarak kabul edilirken son noktası olarak 35 nolu dişin distal yüzeyi sınır kabul edilmiştir. Ölçü alımına 45 nolu dişin taraması ile başlanmıştır. Ölçülerin alınması esnasında dijital data kaydına önce oklüzal yüzeylerden başlanmış daha sonra vestibül ve lingual yüzeyler taranmış ve arayüzdeki eksik alanlar tamamlanmıştır.



Şekil 3-15: Aadva IOS ile B modelinden alınan dijital ölçünün cihazın ekranındaki görüntüsü

Ölçü alımı tamamlanıp, eksik alan kalmadığı kontrol edildikten sonra cihazın arka bölümünde bulunan USB çıkışına takılmış olan USB Stick harici bellek içerisine ekranda beliren “Fast Export” butonuna dokunarak alınan ölçü STL dosyası olarak dışarı aktarılmıştır.

B modelinden aynı yöntem ile dokuz tarama daha yapılmıştır. Herbir tarama “Seyma AB” hasta adı altında “New Case 1-10” ismi ile kaydedilmiştir.



Şekil 3-16: Aadva IOS ile B modelinden alınan dijital ölçülerin STL görüntüleri

3.3.1.3. C Modelinin Ölçüsünün Alınması

Üzerinde hem lineer bir hat hem de kavis üzerinde konumlanmış (#47-45-43-41-33) 5 implant bulunan modelin taranması için “new patient” butonuna dokunulmuş ve hasta bilgileri “Seyma AC” olarak kaydedilmiştir. Tüm ölçüler “New Case” butonuna dokunularak “Seyma AC” adı altında kaydedilmiştir.

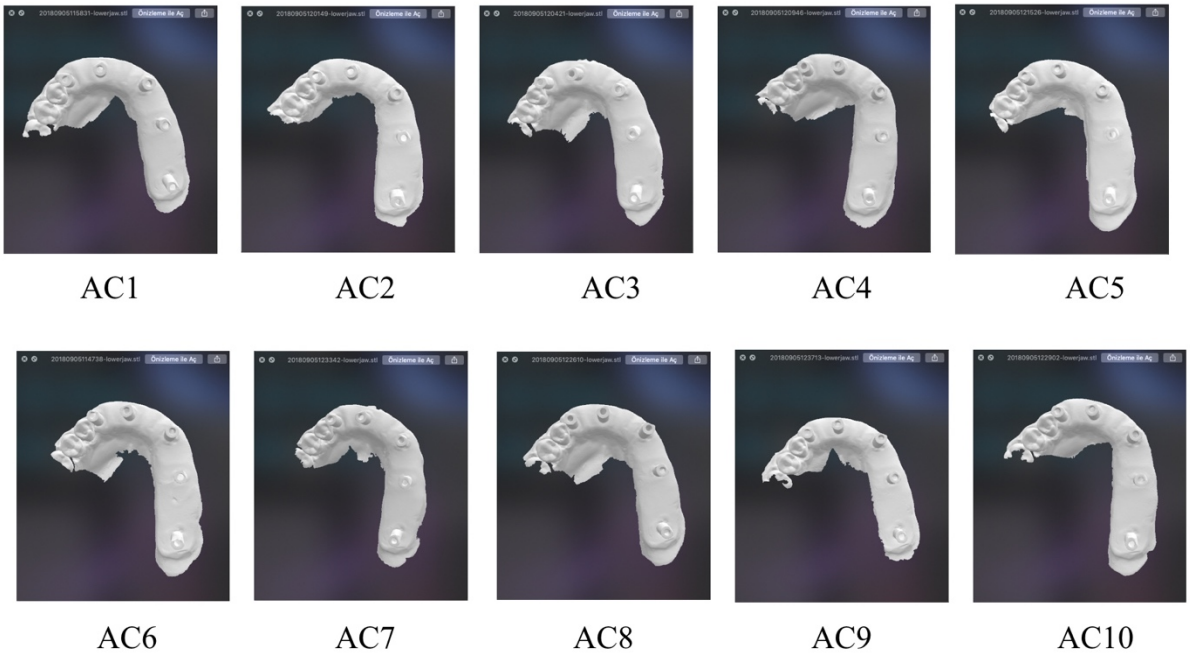
Yine hassas tarama modu seçilmiş ve 5 saniyelik geri sayım sonrasında tarama işlemi başlamıştır. Referans model ile karşılaştırma esnasında ana modelin 3 boyutlu görüntüsüyle çakıştırma işlemini sağlamakta referans olması amacıyla 34-35 nolu dişlerin de dijital görüntüleri alınmış, ölçü alımının ilk noktası olarak 47 nolu dişin yerine yerleştirilen implantın üzerindeki tarama parçası sınır olarak kabul edilirken son noktası olarak 35 nolu dişin distal yüzeyi sınır kabul edilmiştir. Ölçü alımına 47 nolu diş konumundaki tarama parçasının taraması ile başlanmıştır. Ölçülerin alınması esnasında dijital data kaydına oklüzal yüzeylerden başlanmış daha sonra vestibül ve lingual yüzeyler taranmış ve arayüzdeki eksik alanlar tamamlanmıştır.



Şekil 3-17: Aadva IOS ile C modelinden ölçü alınması

Ölçü alımı tamamlanıp, eksik alan kalmadığı kontrol edildikten sonra cihazın arka bölümünde bulunan USB çıkışına takılmış olan USB Stick harici bellek içerisine ekranda beliren “Fast Export” butonuna dokunarak alınan ölçü STL dosyası olarak dışarı aktarılmıştır.

C modelinden aynı yöntem ile dokuz tarama daha yapılmıştır. Herbir tarama “Seyma AC” hasta adı altında “New Case 1-10” ismi ile kaydedilmiştir.



Şekil 3-18: Aadva IOS ile C modelinden alınan dijital ölçülerin STL görüntüleri

3.3.1.4. D Modelinin Ölçüsünün Alınması

Üzerinde tam ark üzerinde konumlanmış (#47-45-43-41-33-35-37) 7 implant bulunan modelin taranması için “new patient” butonuna dokunulmuş ve hasta bilgileri “Seyma AD” olarak kaydedilmiştir. Tüm ölçüler “New Case” butonuna dokunularak “Seyma AD” adı altında kaydedilmiştir.

Hassas tarama modu seçilmiş ve 5 saniyelik geri sayım sonrasında tarama işlemi başlamıştır. Ölçü alımının ilk noktası olarak 47 nolu dişin yerine yerleştirilen implantın üzerindeki tarama parçası sınır olarak kabul edilirken son noktası olarak 37 nolu yerine yerleştirilen implantın üzerindeki tarama parçası sınır kabul edilmiştir. Ölçü alımına 47 nolu diş konumundaki tarama parçasının taraması ile başlanmıştır. Ölçülerin alınması esnasında dijital data kaydına önce oklüzal yüzeylerden başlanmış daha sonra vestibül ve lingual yüzeyler taranmış ve arayüzdeki eksik alanlar tamamlanmıştır.



Şekil 3-19: Aadva IOS ile D modelinden ölçü alınması

Ölçü alımı tamamlanıp, eksik alan kalmadığı kontrol edildikten sonra cihazın arka bölümünde bulunan USB çıkışına takılmış olan USB Stick harici bellek içerisine ekranda beliren “Fast Export” butonuna dokunarak alınan ölçü STL dosyası olarak dışarı aktarılmıştır.

D modelinden aynı yöntem ile dokuz tarama daha yapılmıştır. Herbir tarama “Seyma AD” hasta adı altında “New Case 1-10” ismi ile kaydedilmiştir.



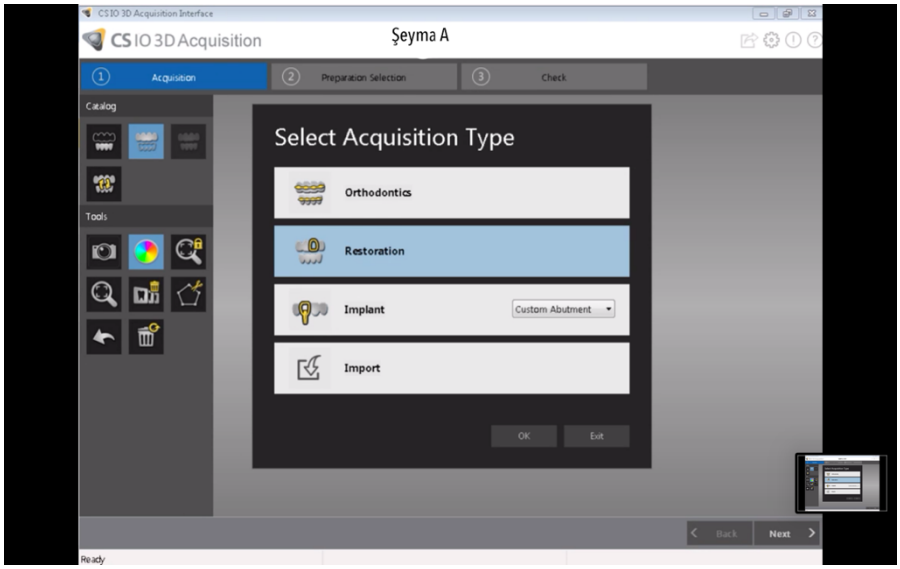
Şekil 3-20: Aadva IOS ile D modelinden alınan dijital ölçülerin STL görüntüleri

3.3.2. CS3600 – Carestream Health (New York, ABD) ile modellerin taranması

Taramalar için Windows-10 Profesional 64 bit işletim sistemi, Intel® Core ™ i7-7700HQ CPU X5680 @ 2,80 GHz 2,80 GHz çift işlemci, 16,0 GB RAM belleği özelliklerine sahip bir masaüstü bilgisayara, USB ile bağlı olan CS3600 cihazı kullanılmıştır.

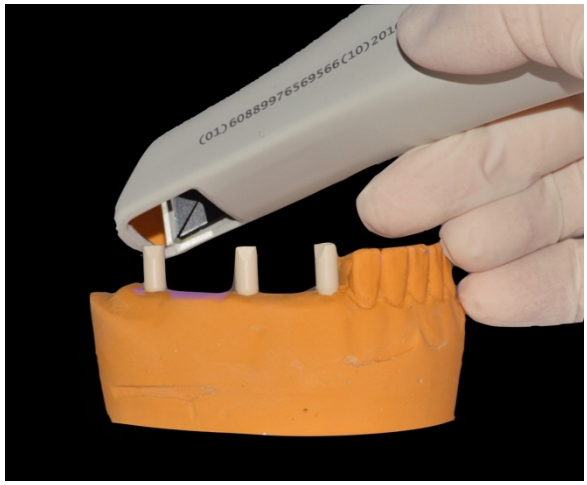
3.3.2.1. A Modelinin Ölçüsünün Alınması

Üzerinde doğrusal olarak konumlanmış (#47-45-43) 3 implant bulunan modelin taranması için "new patient" butonuna dokunulmuş ve hasta bilgileri "Seyma CA" olarak kaydedilmiştir. Bu noktadan sonra hasta adına alınan tüm ölçüler "New Case" butonuna dokunularak bu hasta adı altında kaydedilmiştir. Taranacak alana ait dayanak numaraları işaretlenip, endikasyon seçildikten sonra (Şekil 3-21) tarama aşamasına geçilmiştir.



Şekil 3-21: CS3600 IOS ile yapılacak olaran restorasyonun seçilmesi

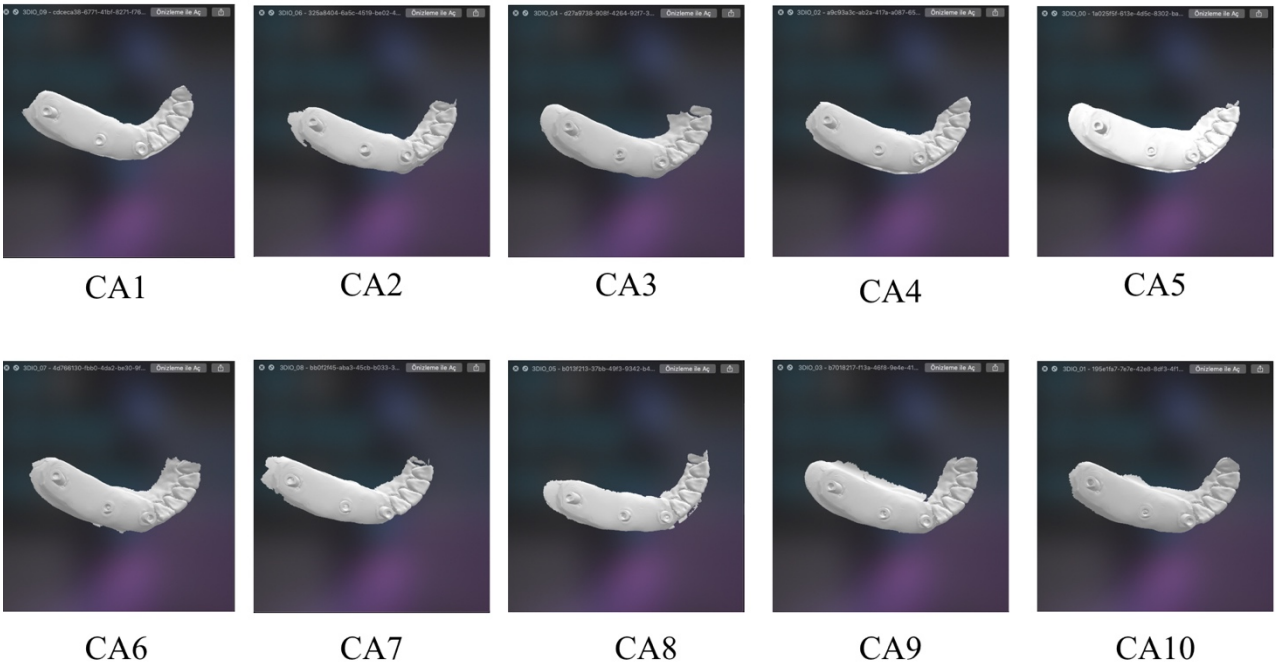
Ölçü alımına en distal dayanaktan (#47) başlanmıştır. Ölçülerin alınması esnasında dijital data kaydına önce oklüzal yüzeylerden başlanmış daha sonra vestibül ve lingual yüzeyler taranmış ve arayüzdeki eksik alanlar tamamlanmıştır. Referans model ile karşılaştırma sırasında ana modelin 3 boyutlu görüntüsüyle çakıştırma işlemini sağlamakta referans olması için 42-41-31-32 nolu dişlerin de dijital görüntüleri alınmış, ölçü alımının son noktası olarak 32 nolu dişin distal yüzeyi sınır kabul edilmiştir.



Şekil 3-22: CS3600 IOS ile A modelinin taranması

Ölçü alımı tamamlanıp, eksik alan kalmadığı kontrol edildikten sonra ölçü kaydedilmiş “1” ismiyle .stl formatında kaydedilmiş ve “new case” seçilerek yeni ölçü alımına başlanmıştır.Alınan her ölçüye 1-10 numaraları verilerek ölçüler sırasıyla etiketlendirilmiştir. Tüm ölçülerin alınmasını takiben topluca USB stick kullanılarak STL formatında dışarı aktarılmıştır.

A modelinden aynı yöntem ile dokuz tarama daha yapılmıştır. Herbir tarama “Seyma CA” hasta adı altında “New Case 1-10” ismi ile kaydedilmiştir.



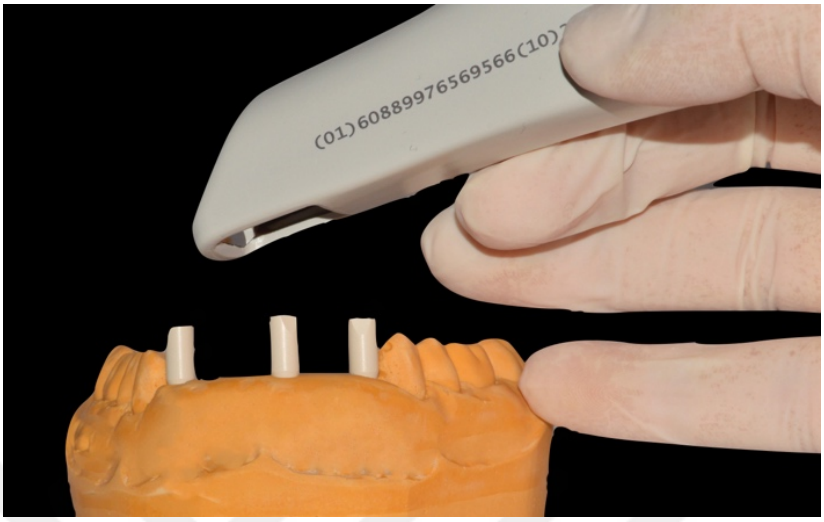
Şekil 3-23: CS3600 IOS ile A modelinden alınan dijital ölçülerin STL görüntüleri

3.3.2.2. B Modelinin Ölçüsünün Alınması

Üzerinde kavis üzerinde konumlanmış (#43-41-33) 3 implant bulunan modelin taranması için “new patient” butonuna dokunulmuş ve hasta bilgileri “Seyma B” olarak kaydedilmiştir. Bu noktadan sonra bu hasta adına alınan tüm ölçüler “New Case” butonuna dokunularak bu hasta adı altında kaydedilmiştir. Taranacak alana ait dayanak numaraları işaretlenip, yapılacak restorasyon tipi seçildikten sonra tarama aşamasına geçilmiştir.

Referans model ile karşılaştırma esnasında ana modelin 3 boyutlu görüntüsüyle çakıştırma işlemini sağlamakta referans olması adına 45-44-34-35 nolu dişlerin de dijital görüntüleri alınmış, ölçü alımının ilk noktası olarak 45 nolu dişin distal yüzeyi sınır olarak kabul edilirken son noktası olarak 35 nolu dişin distal yüzeyi sınır kabul edilmiştir. Ölçü

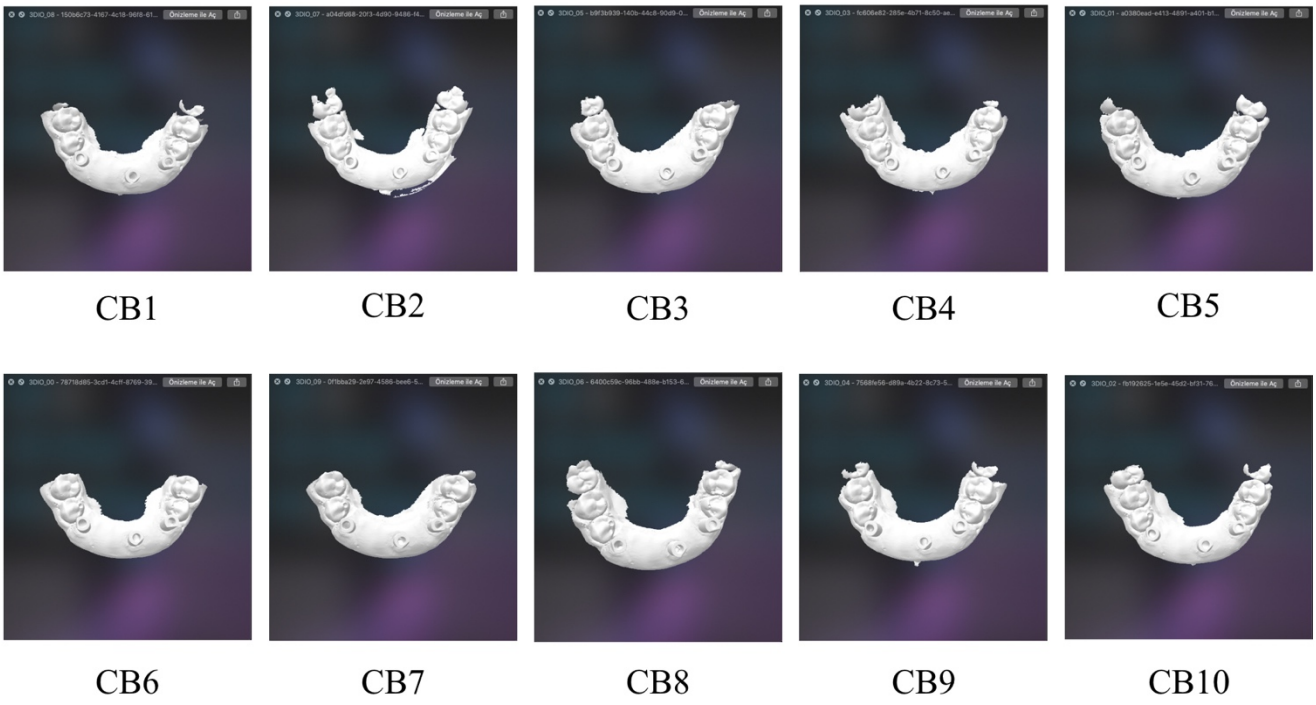
alımına 45 nolu dişin taraması ile başlanmıştır. Ölçülerin alınması esnasında dijital data kaydına önce oklüzal yüzeylerden başlanmış daha sonra vestibül ve lingual yüzeyler taranmış ve arayüzdeki eksik alanlar tamamlanmıştır.



Şekil 3-24: CS3600 IOS ile A modelinin taranması

Ölçü alımı tamamlanıp, eksik alan kalmadığı kontrol edildikten sonra ölçü kaydedilmiş "1" ismiyle .stl formatında kaydedilmiş ve "new case" seçilerek yeni ölçü alımına başlanmıştır.Alınan her ölçüye 1-10 numaraları verilerek ölçüler sırasıyla isimlendirilmiştir. Tüm ölçülerin alınmasını takiben topluca USB stick kullanılarak STL formatında dışarı aktarılmıştır.

B modelinden aynı yöntem ile dokuz tarama daha yapılmıştır. Herbir tarama "Seyma CB" hasta adı altında "New Case 1-10" ismi ile kaydedilmiştir.

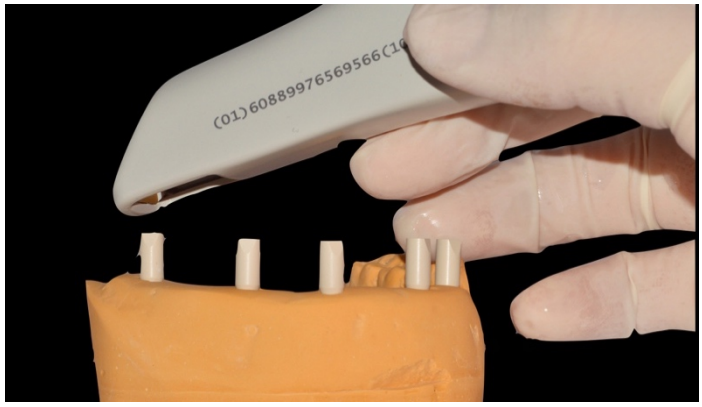


Şekil 3-25: CS3600 IOS ile B modelinden alınan dijital ölçülerin STL görüntüleri

3.3.2.3. C Modelinin Ölçüsünün Alınması

Üzerinde hem lineer bir hat üzerinde hem de kavis üzerinde konumlanmış (#47-45-43-41-33) 5 implant bulunan modelin taranması için "new patient" butonuna dokunulmuş ve hasta bilgileri "Seyma C" olarak kaydedilmiştir. Bu noktadan sonra bu hasta adına alınan tüm ölçüler "New Case" butonuna dokunularak bu hasta adı altında kaydedilmiştir. Taranacak alana ait dayanak numaraları işaretlenip, yapılacak restorasyon tipi seçildikten sonra tarama aşamasına geçilmiştir.

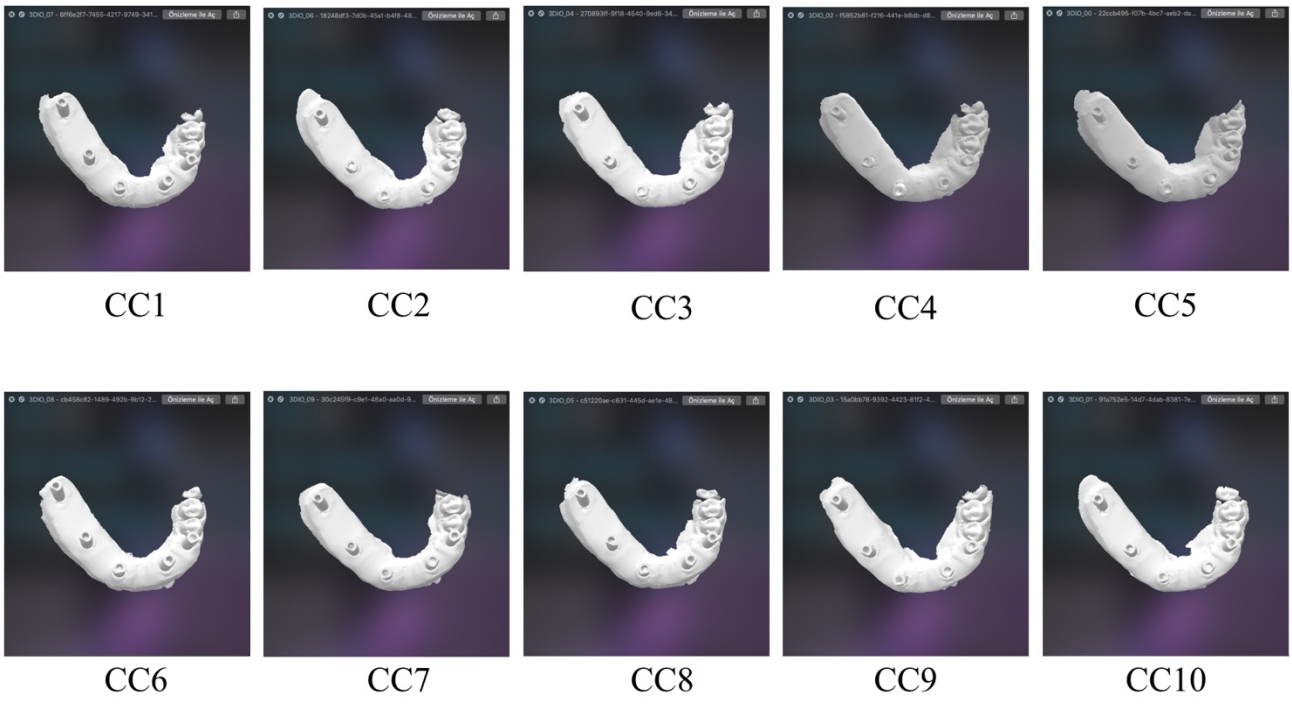
Referans model ile karşılaştırma esnasında ana modelin 3 boyutlu görüntüsüyle çakıştırma işlemini sağlamakta referans olması adına 34-35 nolu dişlerin de dijital görüntüleri alınmış, ölçü alımının ilk noktası olarak 47 nolu dişin yerine yerleştirilen implantın üzerindeki tarama parçası sınır olarak kabul edilirken son noktası olarak 35 nolu dişin distal yüzeyi sınır kabul edilmiştir. Ölçü alımına 47 nolu diş konumundaki tarama parçasının taraması ile başlanmıştır. Ölçülerin alınması esnasında dijital data kaydına önce oklüzal yüzeylerden başlanmış daha sonra vestibül ve lingual yüzeyler taranmış ve arayüzdeki eksik alanlar tamamlanmıştır.



Şekil 3-26: CS3600 IOS ile C modelinin taranması

Ölçü alımı tamamlanıp, eksik alan kalmadığı kontrol edildikten sonra ölçü kaydedilmiş "1" ismiyle .stl formatında kaydedilmiş ve "new case" seçilerek yeni ölçü alımına başlanmıştır. Alınan her ölçüye 1-10 numaraları verilerek ölçüler sırasıyla isimlendirilmiştir. Tüm ölçülerin alınmasını takiben topluca USB stick kullanılarak STL formatında dışarı aktarılmıştır.

C modelinden aynı yöntem ile dokuz tarama daha yapılmıştır. Herbir tarama "Seyma CC" hasta adı altında "New Case 1-10" ismi ile kaydedilmiştir.

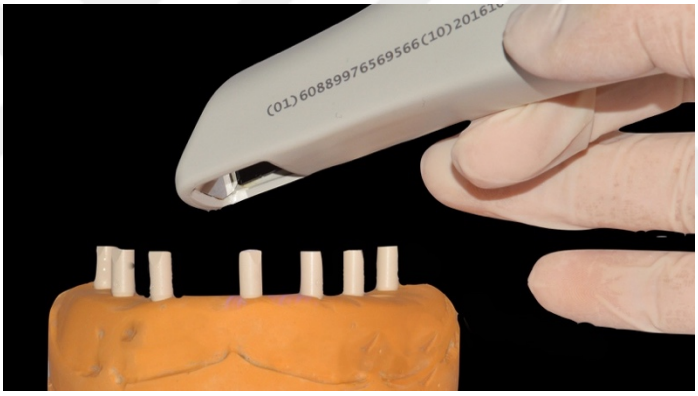


Şekil 3-27: CS3600 IOS ile C modelinden alınan dijital ölçülerin STL görüntüleri

3.3.2.4. D Modelinin Ölçüsünün Alınması

Üzerinde tam ark üzerinde konumlanmış (#47-45-43-41-33-35-37) 7 implant bulunan modelin taranması için “new patient” butonuna dokunulmuş ve hasta bilgileri “Seyma C” olarak kaydedilmiştir. Bu noktadan sonra bu hasta adına alınan tüm ölçüler “New Case” butonuna dokunularak bu hasta adı altında kaydedilmiştir. Taranacak alana ait dayanak numaraları işaretlenip, yapılacak restorasyon tipi seçildikten sonra tarama aşamasına geçilmiştir.

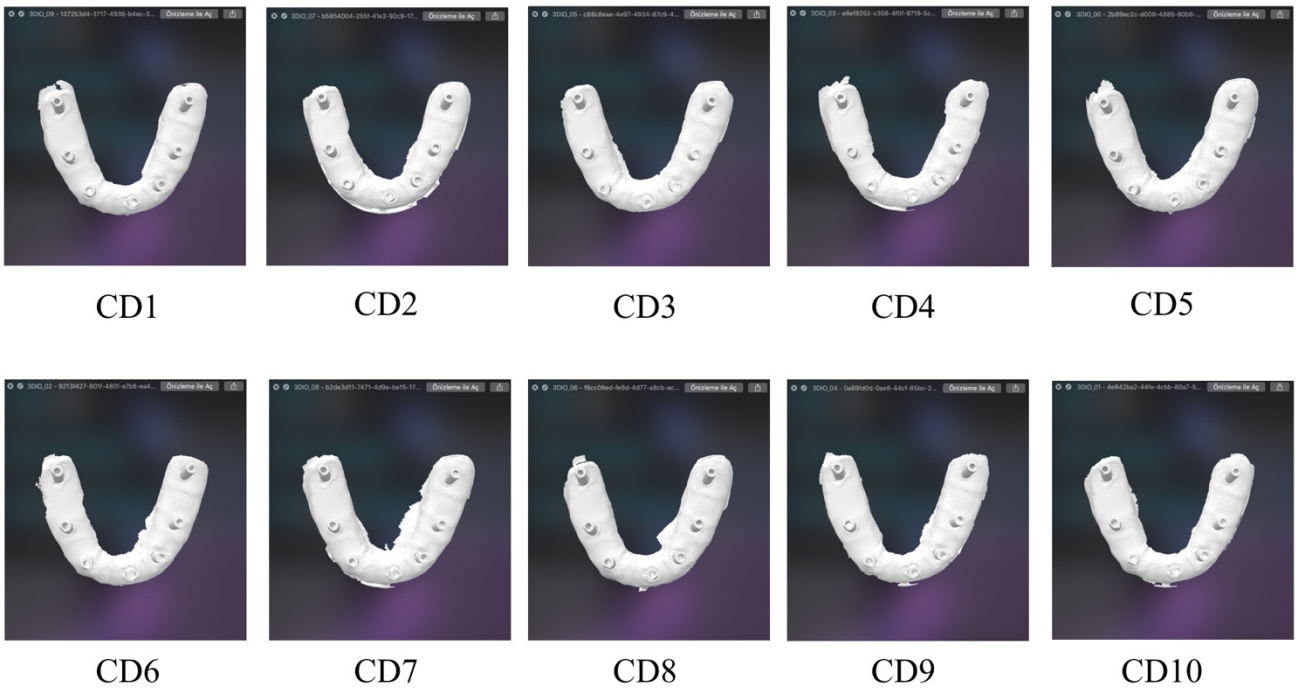
Ölçü alımının ilk noktası olarak 47 nolu dişin yerine yerleştirilen implantın üzerindeki tarama parçası sınır olarak kabul edilirken son noktası olarak 37 nolu yerine yerleştirilen implantın üzerindeki tarama parçası sınır kabul edilmiştir. Ölçü alımına 47 nolu diş konumundaki tarama parçasının taraması ile başlanmıştır. Ölçülerin alınması esnasında dijital data kaydına önce oklüzal yüzeylerden başlanmış daha sonra vestibül ve lingual yüzeyler taranmış ve arayüzdeki eksik alanlar tamamlanmıştır.



Şekil 3-28: CS3600 IOS ile A modelinin taranması

Ölçü alımı tamamlanıp, eksik alan kalmadığı kontrol edildikten sonra ölçü kaydedilmiş “1” ismiyle .stl formatında kaydedilmiş ve “new case” seçilerek yeni ölçü alımına başlanmıştır.Alınan her ölçüye 1-10 numaraları verilerek ölçüler sırasıyla isimlendirilmiştir. Tüm ölçülerin alınmasını takiben topluca USB stick kullanılarak STL formatında dışarı aktarılmıştır.

D modelinden aynı yöntem ile dokuz tarama daha yapılmıştır. Herbir tarama “Seyma CD” hasta adı altında “New Case 1-10” ismi ile kaydedilmiştir.

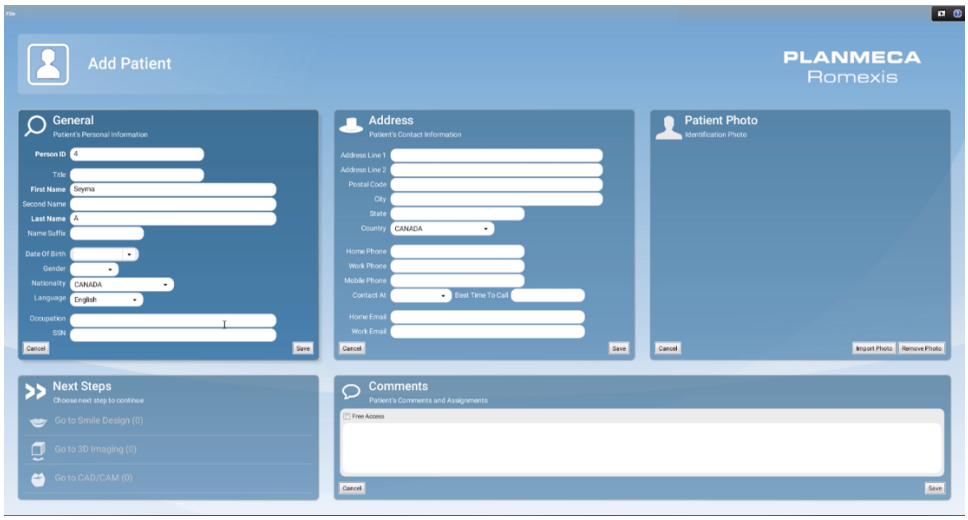


Şekil 3-29: CS3600 IOS ile modelinden alınan dijital ölçülerin STL görüntüleri

3.3.3. Emerald – Planmeca (Helsinki, Finlandiya) ile modellerin taranması

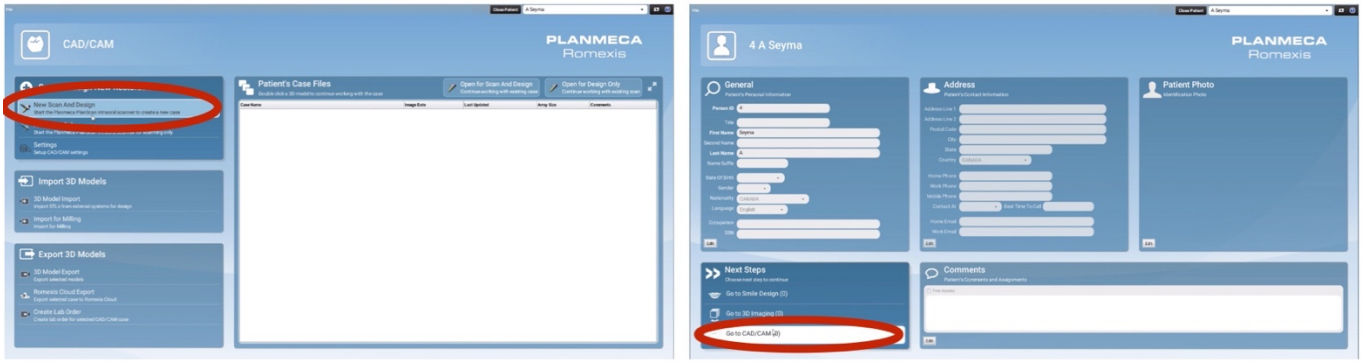
3.3.3.1. A Modelinin Ölçüsünün Alınması

Üzerinde doğrusal olarak konumlanmış (#47-45-43) 3 implant bulunan modelin taranması için cihazın kayıtlı olduğu Romexis yazılımı üzerinden hastaya ait bilgiler girilerek hastanın kayıt işlemleri tamamlanmıştır (Şekil 3-30).



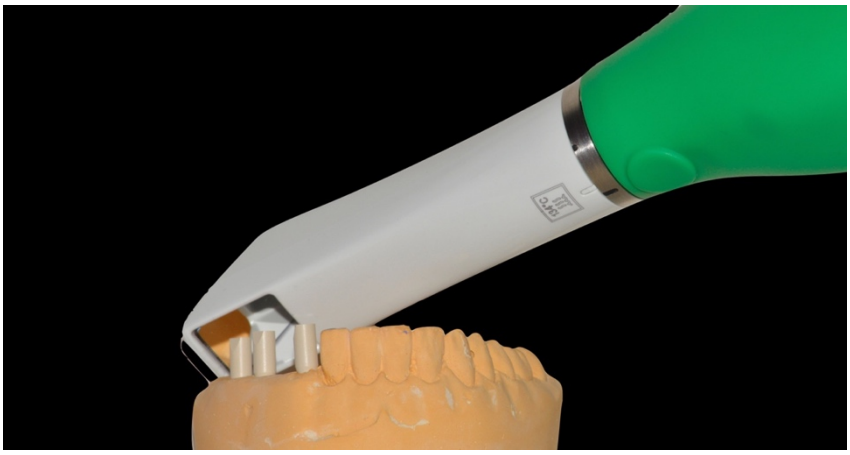
Şekil 3-30: Planmeca Romexis yazılımında hasta kaydının oluşturulması

Hastaya ait veri tabanı oluşturulduktan sonra “CAD/CAM” butonu seçilmiş, daha sonra çıkan sekmeler üzerinden sırasıyla “New Scan and Design” ve “Go to CAD/CAM” seçilerek, kameranın tarama yapacağı bilgisi sisteme girilmiştir (Şekil 3-31). Çıkan ekrandan yapılacak restorasyonun tipi, materyali ve renk bilgisi girilerek son adım olan “Scan” butonuna basılmış ve tarama işlemine başlanmıştır.



Şekil 3-31: Planmeca Romexis yazılımında tarama aşamalarına geçilmesi

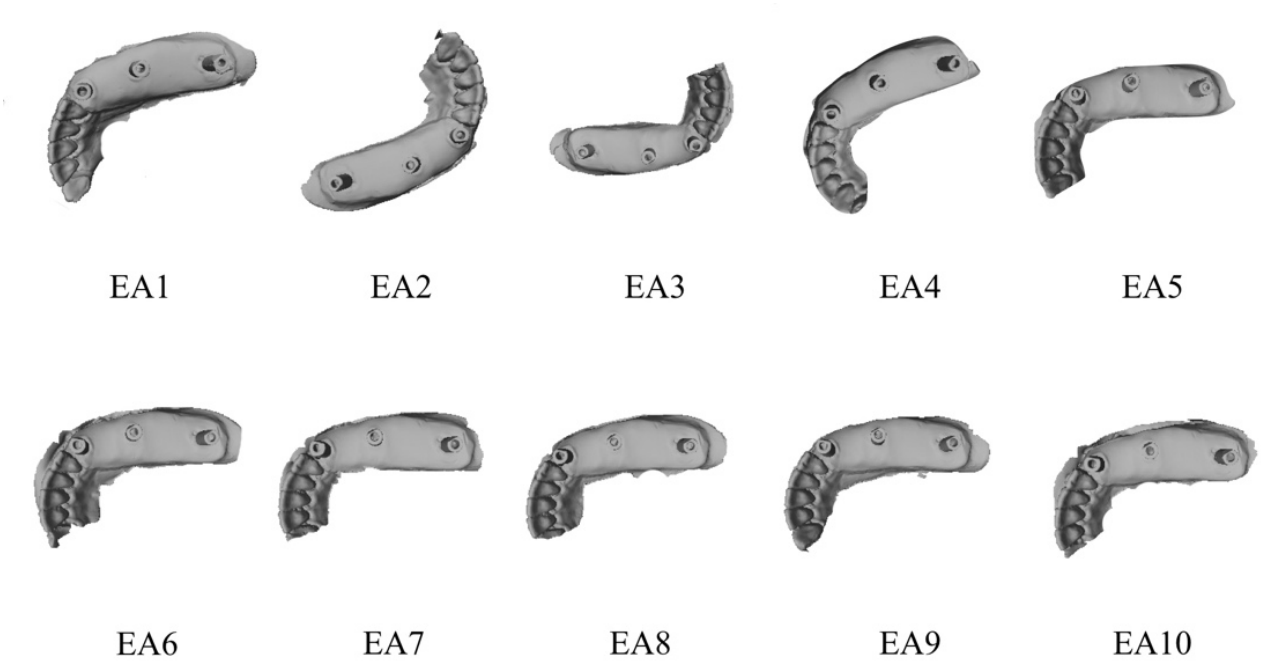
Ölçü alımına en distal dayanaktan (#47) başlanmıştır. Ölçülerin alınması esnasında dijital data kaydına önce oklüzal yüzeylerden başlanmış daha sonra vestibül ve lingual yüzeyler taranmış ve arayüzdeki eksik alanlar tamamlanmıştır. Referans model ile karşılaştırma esnasında ana modelin 3 boyutlu görüntüsüyle çakıştırma işlemini sağlamakta referans olması adına 42-41-31-32 nolu dişlerin de dijital görüntüleri alınmış, ölçü alımının son noktası olarak 32 nolu dişin distal yüzeyi sınır kabul edilmiştir.



Şekil 3-32: Emerald tarama cihazı ile A modelinin taranması

Ölçü alımı tamamlanıp, eksik alan kalmadığı kontrol edildikten sonra “generate model” butonuna basarak verilerin model haline gelmesi sağlanmıştır. Bu aşamada yazılımın sunduğu bir opsiyon olan “data density view” aracı kullanılarak modellerin doğruluğu tekrar kontrol edilmiş, ekranda mavi görünen alanların hataya açık alanlar olduğu uyarısı değerlendirilerek ilgili alanlar tekrar taranmıştır. Nihai tarama sonrası tekrar “generate model” butonuna basılarak sanal modelin oluşturulması sağlanmış ve görüntü kaydedilmiştir.

Tüm bu aşamalar toplamda 10 adet ölçü elde edilecek şekilde tekrarlanmış ve daha sonrasında veriler STL data olarak dışa aktarılmıştır.

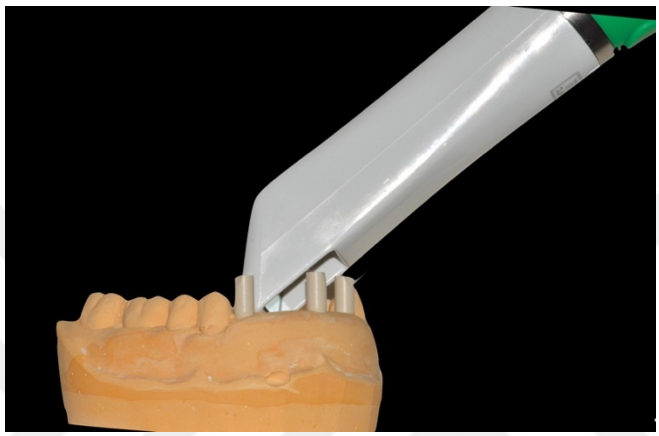


Şekil 3-33: Emerald tarama cihazı ile modelinden alınan dijital ölçülerin STL görüntüleri

3.3.3.2. B Modelinin Ölçüsünün Alınması

Üzerinde kavis üzerinde konumlanmış (#43-41-33) 3 implant bulunan modelin taranması için cihazın kayıtlı olduğu Romexis yazılımı üzerinden hastaya ait bilgiler girilerek hastanın kayıt işlemleri tamamlanmıştır. Hastaya ait veri tabanı oluşturulduktan sonra “CAD/CAM” butonu seçilmiş, daha sonra çıkan sekmeler üzerinden sırasıyla “New Scan and Design” ve “Go to CAD/CAM” seçilerek, kameranın tarama yapacağı bilgisi sisteme girilmiştir. Çıkan ekrandan yapılacak restorasyonun tipi, materyali ve renk bilgisi girilerek son adım olan “Scan” butonuna basılmış ve tarama işlemine başlanmıştır.

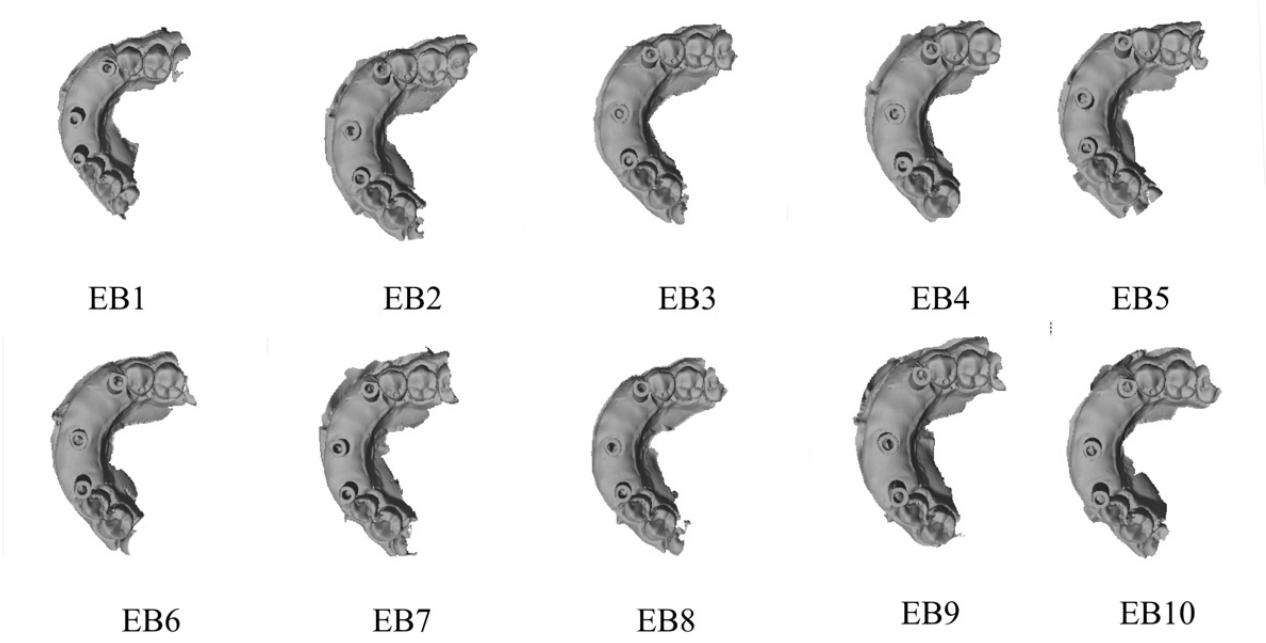
Referans model ile karşılaştırma esnasında ana modelin 3 boyutlu görüntüsüyle çakıştırma işlemini sağlamakta referans olması adına 45-44-34-35 nolu dişlerin de dijital görüntüleri alınmış, ölçü alımının ilk noktası olarak 45 nolu dişin distal yüzeyi sınır olarak kabul edilirken son noktası olarak 35 nolu dişin distal yüzeyi sınır kabul edilmiştir. Ölçü alımına 45 nolu dişin taraması ile başlanmıştır. Ölçülerin alınması esnasında dijital data kaydına önce oklüzal yüzeylerden başlanmış daha sonra vestibül ve lingual yüzeyler taranmış ve arayüzdeki eksik alanlar tamamlanmıştır.



Şekil 3-34: Emerald tarama cihazı ile B modelinin taranması

Ölçü alımı tamamlanıp, eksik alan kalmadığı kontrol edildikten sonra "generate model" butonuna basarak verilerin model haline gelmesi sağlanmıştır. Bu aşamada yazılımın sunduğu bir opsiyon olan "data density view" aracı kullanılarak modellerin doğruluğu tekrar kontrol edilmiş, ekranda mavi görünen alanların hataya açık alanlar olduğu uyarısı değerlendirilerek ilgili alanlar tekrar taranmıştır. Nihai tarama sonrası tekrar "generate model" butonuna basılarak sanal modelin oluşturulması sağlanmış ve görüntü kaydedilmiştir.

Tüm bu aşamalar toplamda 10 adet ölçü elde edilecek şekilde tekrarlanmış ve daha sonrasında veriler STL data olarak dışa aktarılmıştır.



Şekil 3-35: Emerald tarama cihazı ile B modelinden alınan dijital ölçülerin STL görüntüleri

3.3.3.3. C Modelinin Ölçüsünün Alınması

Üzerinde hem lineer bir hat üzerinde hem de kavis üzerinde konumlanmış (#47-45-43-41-33) 5 implant bulunan modelin taranması için cihazın kayıtlı olduğu Romexis yazılımı üzerinden hastaya ait bilgiler girilerek hastanın kayıt işlemleri tamamlanmıştır. Hastaya ait veri tabanı oluşturulduktan sonra "CAD/CAM" butonu seçilmiş, daha sonra çıkan sekmeler üzerinden sırasıyla "New Scan and Design" ve "Go to CAD/CAM" seçilerek, kameranın tarama yapacağı bilgisi sisteme girilmiştir. Çıkan ekrandan yapılacak restorasyonun tipi, materyali ve renk bilgisi girilerek son adım olan "Scan" butonuna basılmış ve tarama işlemine başlanmıştır.

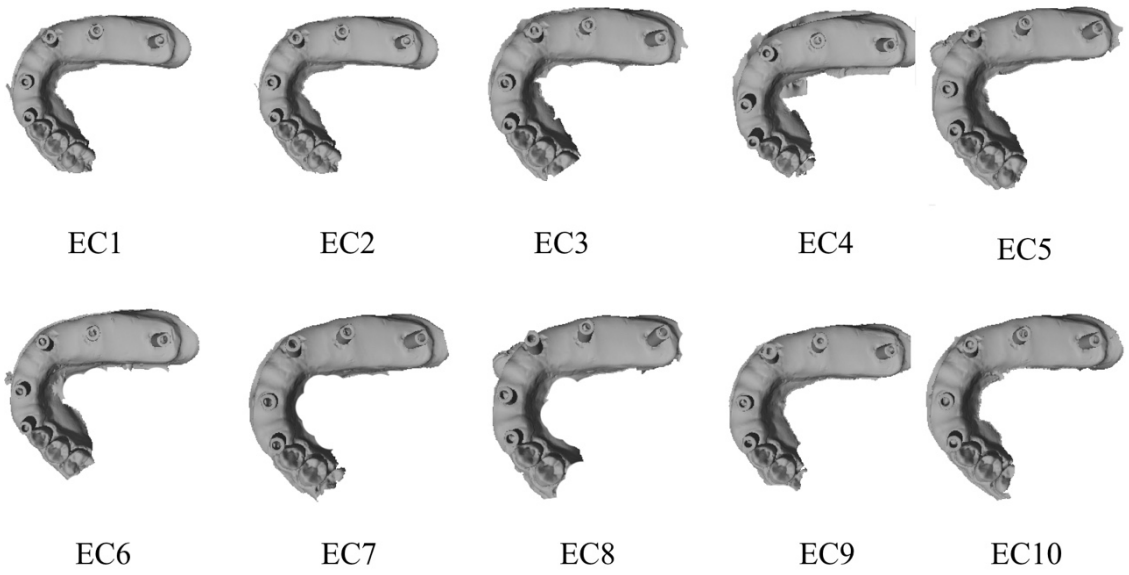
Referans model ile karşılaştırma esnasında ana modelin 3 boyutlu görüntüsüyle çakıştırma işlemini sağlamakta referans olması adına 34-35 nolu dişlerin de dijital görüntüleri alınmış, ölçü alımının ilk noktası olarak 47 nolu dişin yerine yerleştirilen implantın üzerindeki tarama parçası sınır olarak kabul edilirken son noktası olarak 35 nolu dişin distal yüzeyi sınır kabul edilmiştir. Ölçü alımına 47 nolu diş konumundaki tarama parçasının taraması ile başlanmıştır. Ölçülerin alınması esnasında dijital data kaydına önce oklüzal yüzeylerden başlanmış daha sonra vestibül ve lingual yüzeyler taranmış ve arayüzdeki eksik alanlar tamamlanmıştır.



Şekil 3-36: Emerald tarama cihazı ile C modelinin taranması

Ölçü alımı tamamlanıp, eksik alan kalmadığı kontrol edildikten sonra "generate model" butonuna basarak verilerin model haline gelmesi sağlanmıştır. Bu aşamada yazılımın sunduğu bir opsiyon olan "data density view" aracı kullanılarak modellerin doğruluğu tekrar kontrol edilmiş, ekranda mavi görünen alanların hataya açık alanlar olduğu uyarısı değerlendirilerek ilgili alanlar tekrar taranmıştır. Nihai tarama sonrası tekrar "generate model" butonuna basılarak sanal modelin oluşturulması sağlanmış ve görüntü kaydedilmiştir.

Tüm bu aşamalar toplamda 10 adet ölçü elde edilecek şekilde tekrarlanmış ve daha sonrasında veriler STL data olarak dışa aktarılmıştır.

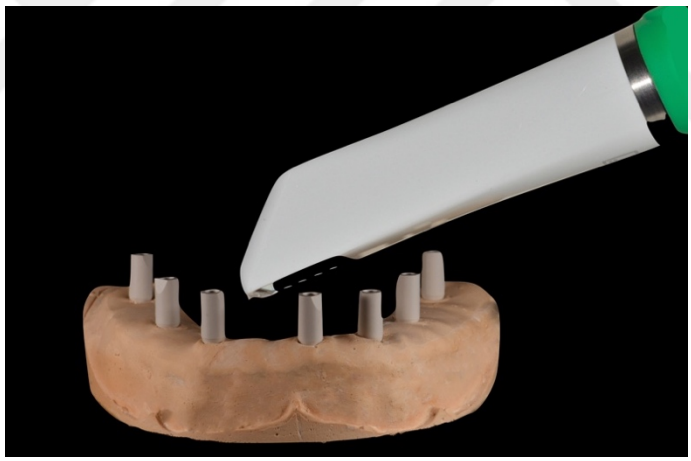


Şekil 3-37: Emerald tarama cihazı ile C modelinden alınan dijital ölçülerin STL görüntüleri

3.3.3.4. D Modelinin Ölçüsünün Alınması

Üzerinde tam ark üzerinde konumlanmış (#47-45-43-41-33-35-37) 7 implant bulunan modelin taranması için cihazın kayıtlı olduğu Romexis yazılımı üzerinden hastaya ait bilgiler girilerek hastanın kayıt işlemleri tamamlanmıştır. Hastaya ait veri tabanı oluşturulduktan sonra "CAD/CAM" butonu seçilmiş, daha sonra çıkan sekmeler üzerinden sırasıyla "New Scan and Design" ve "Go to CAD/CAM" seçilerek, kameranın tarama yapacağı bilgisi sisteme girilmiştir. Çıkan ekrandan yapılacak restorasyonun tipi, materyali ve renk bilgisi girilerek son adım olan "Scan" butonuna basılmış ve tarama işlemine başlanmıştır.

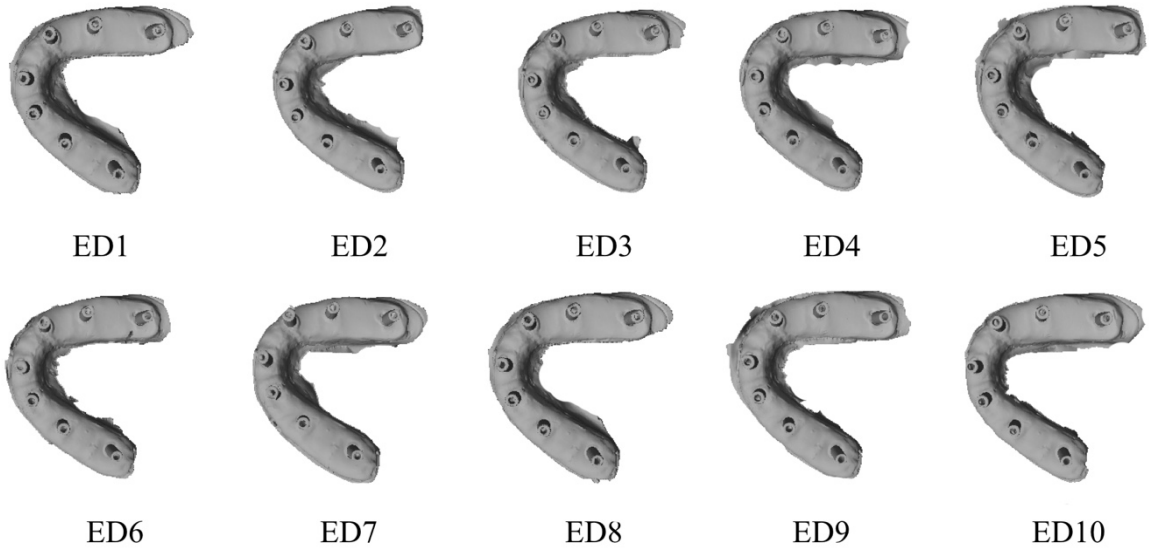
Ölçü alımının ilk noktası olarak 47 nolu dişin yerine yerleştirilen implantın üzerindeki tarama parçası sınır olarak kabul edilirken son noktası olarak 37 nolu yerine yerleştirilen implantın üzerindeki tarama parçası sınır kabul edilmiştir. Ölçü alımına 47 nolu diş konumundaki tarama parçasının taraması ile başlanmıştır. Ölçülerin alınması esnasında dijital data kaydına önce oklüzal yüzeylerden başlanmış daha sonra vestibül ve lingual yüzeyler taranmış ve arayüzdeki eksik alanlar tamamlanmıştır.



Şekil 3-38: Emerald tarama cihazı ile D modelinin taranması

Ölçü alımı tamamlanıp, eksik alan kalmadığı kontrol edildikten sonra "generate model" butonuna basarak verilerin model haline gelmesi sağlanmıştır. Bu aşamada yazılımın sunduğu bir opsiyon olan "data density view" aracı kullanılarak modellerin doğruluğu tekrar kontrol edilmiş, ekranda mavi görünen alanmarın hataya açık alanlar olduğu uyarısı değerlendirilerek ilgili alanlar tekrar taranmıştır. Nihai tarama sonrası tekrar "generate model" butonuna basılarak sanal modelin oluşturulması sağlanmış ve görüntü kaydedilmiştir.

Tüm bu aşamalar toplamda 10 adet ölçü elde edilecek şekilde tekrarlanmış ve daha sonrasında veriler STL data olarak dışa aktarılmıştır.



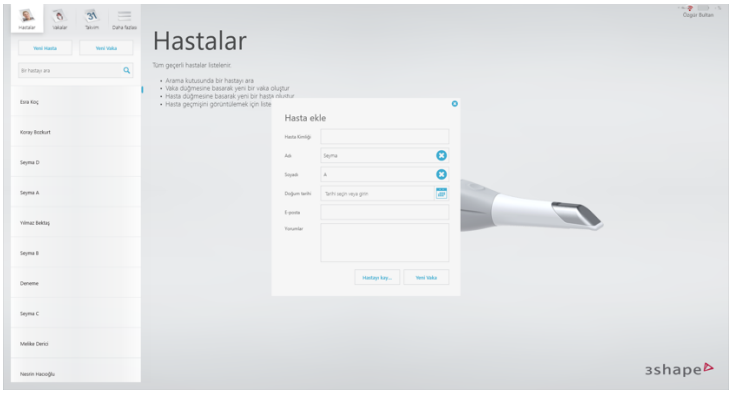
Şekil 3-39: Emerald tarama cihazı ile D modelinden alınan dijital ölçülerin STL görüntüleri

3.3.4. Trios 3 – 3Shape (Kopenhag, Danimarka) ile modellerin taranması

Tez çalışmamızda 3Shape firmasının TRIOS 3 WIRELESS isimli kablosuz, renkli ölçü alan cihazı kullanılmıştır. Cihaz kendi kablosuz bağlantı araçları ile birlikte sistem gerekliliklerini sağlayan bir masaüstü bilgisayar eşliğinde kullanılmış, bilgisayar bünyesindeki 3Shape yazılımı kullanılarak ölçü alımı sağlanmıştır.

Yazılıma kullanıcı girişi yapıldıktan sonra yazılım kendiliğinden hasta kaydının yapıldığı "Patient" sayfası ile açılmaktadır. Bu alanda yeni hastaların oluşturulması ya da mevcut hastalara ait bilgilerin değiştirilmesi ya da güncellenmesi mümkündür.

Ölçü alımına başlamak ve modellerin hasta girişlerini yapmak amacıyla "New patient" butonuna tıklanarak çıkan "Add patient" başlıklı listedeki form her model için ayrı ayrı doldurulmuştur. Bu listede hastanın adı, soyadı, ID numarası, doğum tarihi, e mail adresi ve hastaya ait notlar bölümü bulunmaktadır. Soyadı sekmesini doldurmak zorunludur. Hastaya ait kayıtlar tamamlandıktan sonra hemen solda "Add Case" butonu aktifleşmektedir (Şekil 3-40). Böylece her hasta sekmesi altında birden fazla vaka kaydı yapmak mümkündür.



Şekil 3-40: 3Shape yazılımında hasta kaydı yapılması

Yeni vaka butonuna basılarak ölçü alımına başlarken yapılacak olan restorasyon tipinin ve restorasyon yapılacak dişlerin seçilmesi için yeni bir görüntü ekranda belirir. Üretici firmanın talimatları bu ekranda diş numaralarının belirtilmesinin önemli olduğu yönündedir çünkü yine firma tarafından belirtilen diş numaraları bölgelerinde ölçü alımı esnasında daha hassas ve farklı bir algoritmanın çalıştığı belirtilmektedir. İlgili kayıtlar da tamamlandıktan sonra bir sonraki aşamaya geçildiğinde ekranda "Tarayıcı hazır" ibaresi ve "alt çene" "üst çene" "kapanış" sekmeleri belirir. Bu ekranda alt çene seçilerek tarama işlemine hazır hale gelinir.

Üretici firmanın talimatları en iyi taramanın yapılabilmesi ve en hassas ölçünün alınabilmesi adına tarama paterninin oklüzalden başlayan, lingualden devam eden ve bukkale dönerek başlangıç noktasına geri dönülen bir şekilde olması gerektiği yönündedir.

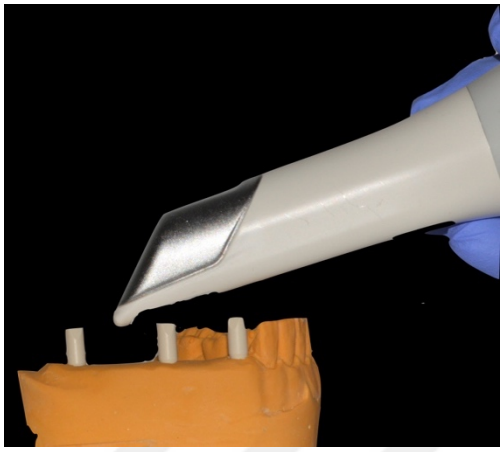
Bu nedenle yukarıdaki aşamalar her model bir hasta ve her hastanın altında 10 ar vaka oluşacak şekilde tekrarlanmış ve sonrasında elde edilen modeller STL formatında dışarı aktarılmıştır.

3.3.4.1. A Modelinin Ölçüsünün Alınması

Üzerinde doğrusal olarak konumlanmış (#47-45-43) 3 implant bulunan modelin taranması için "new patient" butonuna dokunulmuş ve hasta bilgileri "Seyma A" olarak kaydedilmiştir. Bu noktadan sonra bu hasta adına alınan tüm ölçüler "New Case" butonuna dokunularak bu hasta adı altında kaydedilmiştir.

Daha önce anlatılan hasta kaydı ve restorasyon seçimi aşamaları tamamlandıktan sonra ölçü alınması aşamasına geçilmiştir. Ölçü alımına en distal dayanaktan (#47) başlanmıştır. Ölçülerin alınması esnasında daha önce belirtilen üretici firmanın önerdiği

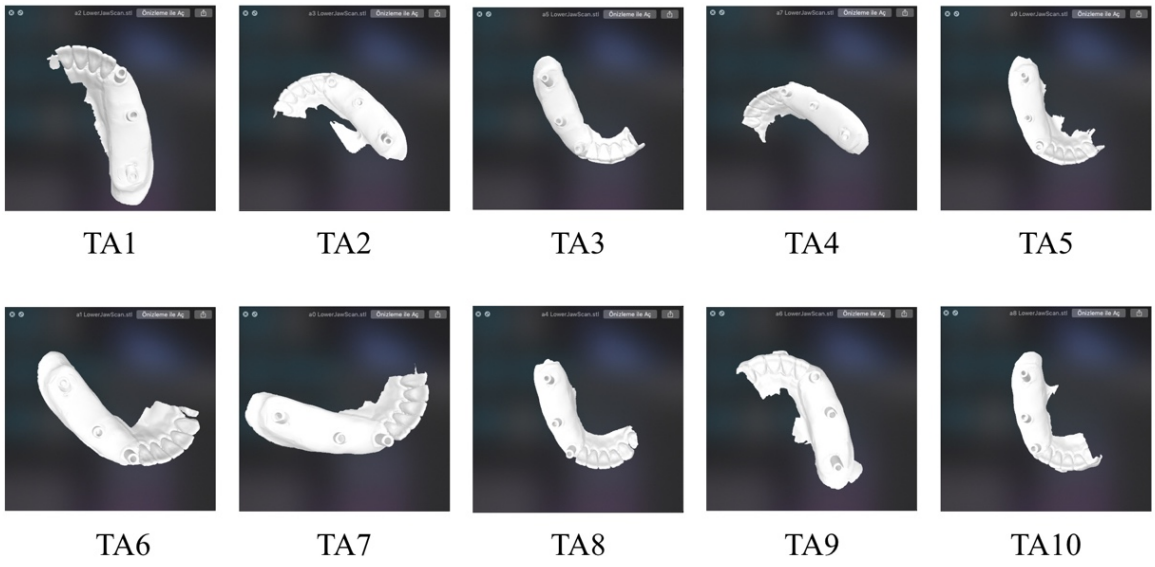
patern takip edilmiştir. Referans model ile karşılaştırma esnasında ana modelin 3 boyutlu görüntüsüyle çakıştırma işlemini sağlamakta referans olması adına 42-41-31-32 nolu dişlerin de dijital görüntüleri alınmış, ölçü alımının son noktası olarak 32 nolu dişin distal yüzeyi sınır kabul edilmiştir.



Şekil 3-41: Trios 3 tarama cihazı ile A modelinin taranması

Ölçü alımı tamamlanıp, eksik alan kalmadığı kontrol edildikten sonra yazılımın model oluşturması sağlanıp oluşturulan modele ait data STL dosyası olarak dışarı aktarılmıştır.

Tüm bu aşamalar toplamda 10 adet ölçü elde edilecek şekilde tekrarlanmıştır.

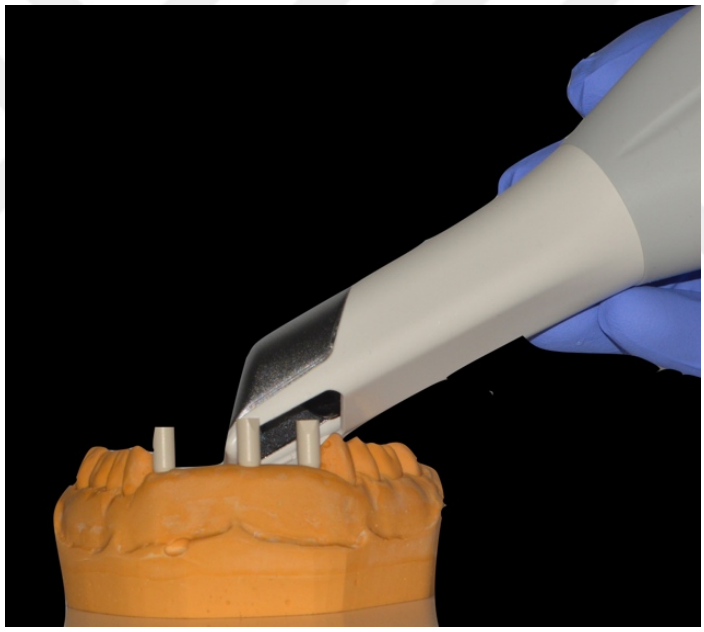


Şekil 3-42: Trios 3 tarama cihazı ile A modelinden alınan dijital ölçülerin STL görüntüleri

3.3.4.2. B Modelinin Ölçüsünün Alınması

Üzerinde kavis üzerinde konumlanmış (#43-41-33) 3 implant bulunan modelin taranması için “new patient” butonuna dokunulmuş ve hasta bilgileri “Seyma B” olarak kaydedilmiştir. Bu noktadan sonra bu hasta adına alınan tüm ölçüler “New Case” butonuna dokunularak bu hasta adı altında kaydedilmiştir.

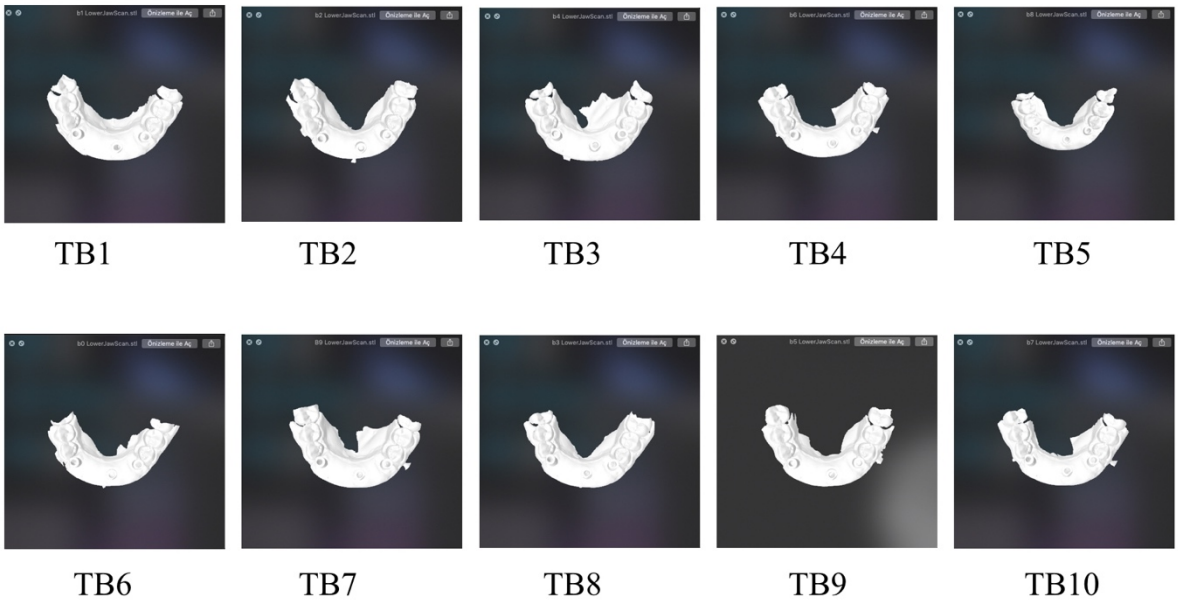
Daha önce anlatılan hasta kaydı ve restorasyon seçimi aşamaları tamamlandıktan sonra ölçü alınması aşamasına geçilmiştir. Referans model ile karşılaştırma esnasında ana modelin 3 boyutlu görüntüsüyle çakıştırma işlemini sağlamakta referans olması adına 45-44-34-35 nolu dişlerin de dijital görüntüleri alınmış, ölçü alımının ilk noktası olarak 45 nolu dişin distal yüzeyi sınır olarak kabul edilirken son noktası olarak 35 nolu dişin distal yüzeyi sınır kabul edilmiştir. Ölçü alımına 45 nolu dişin taraması ile başlanmıştır. Ölçülerin alınması esnasında daha önce belirtilen üretici firmanın önerdiği patern takip edilmiştir.



Şekil 3-43: Trios 3 tarama cihazı ile B modelinin taranması

Ölçü alımı tamamlanıp, eksik alan kalmadığı kontrol edildikten sonra yazılımın model oluşturması sağlanıp oluşturulan modele ait data STL dosyası olarak dışarı aktarılmıştır.

Tüm bu aşamalar toplamda 10 adet ölçü elde edilecek şekilde tekrarlanmıştır.

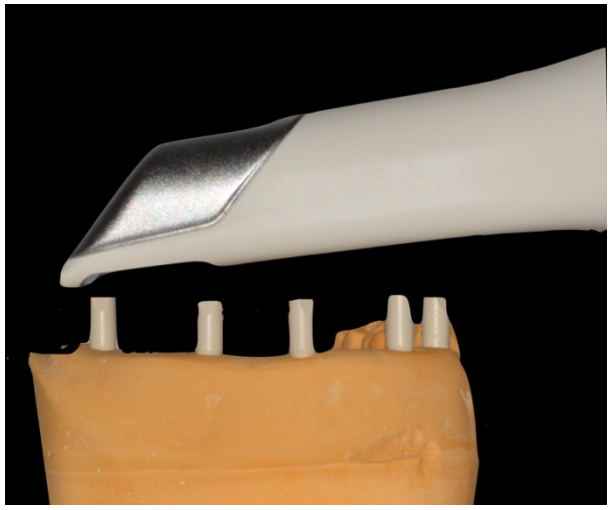


Şekil 3-44 : Trios 3 tarama cihazı ile B modelinden alınan dijital ölçülerin STL görüntüleri

3.3.4.3. C Modelinin Ölçüsünün Alınması

Üzerinde hem lineer bir hat üzerinde hem de kavis üzerinde konumlanmış (#47-45-43-41-33) 5 implant bulunan modelin taranması için "new patient" butonuna dokunulmuş ve hasta bilgileri "Seyma C" olarak kaydedilmiştir. Bu noktadan sonra bu hasta adına alınan tüm ölçüler "New Case" butonuna dokunularak bu hasta adı altında kaydedilmiştir.

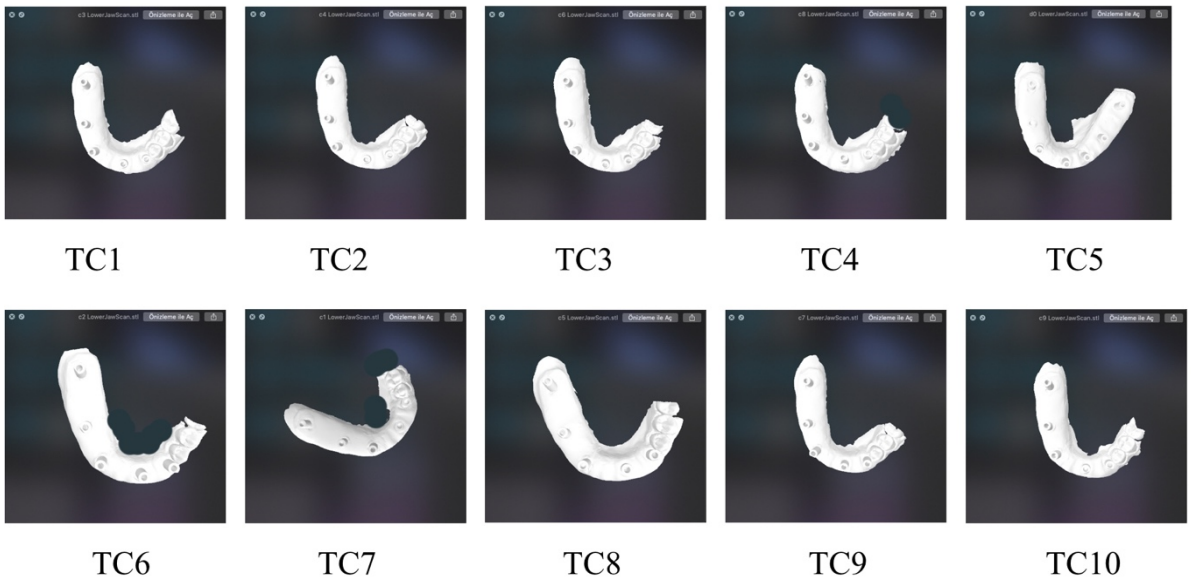
Daha önce anlatılan hasta kaydı ve restorasyon seçimi aşamaları tamamlandıktan sonra ölçü alınması aşamasına geçilmiştir. Referans model ile karşılaştırma esnasında ana modelin 3 boyutlu görüntüsüyle çakıştırma işlemini sağlamakta referans olması adına 34-35 nolu dişlerin de dijital görüntüleri alınmış, ölçü alımının ilk noktası olarak 47 nolu dişin yerine yerleştirilen implantın üzerindeki tarama parçası sınır olarak kabul edilirken son noktası olarak 35 nolu dişin distal yüzeyi sınır kabul edilmiştir. Ölçü alımına 47 nolu diş konumundaki tarama parçasının taraması ile başlanmıştır. Ölçülerin alınması esnasında daha önce belirtilen üretici firmanın önerdiği patern takip edilmiştir.



Şekil 3-45: Trios 3 tarama cihazı ile C modelinin taranması

Ölçü alımı tamamlanıp, eksik alan kalmadığı kontrol edildikten sonra yazılımın model oluşturması sağlanıp oluşturulan modele ait data STL dosyası olarak dışarı aktarılmıştır.

Tüm bu aşamalar toplamda 10 adet ölçü elde edilecek şekilde tekrarlanmıştır.



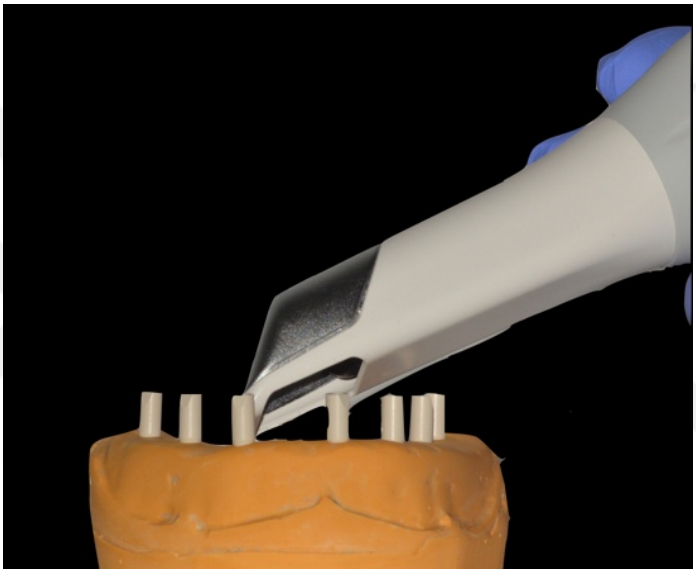
Şekil 3-46: Trios 3 tarama cihazı ile C modelinden alınan dijital ölçülerin STL görüntüleri

3.3.4.4. D Modelinin Ölçüsünün Alınması

Üzerinde tam ark üzerinde konumlanmış (#47-45-43-41-33-35-37) 7 implant bulunan modelin taranması için “new patient” butonuna dokunulmuş ve hasta bilgileri “Seyma D”

olarak kaydedilmiştir. Bu noktadan sonra bu hasta adına alınan tüm ölçüler “New Case” butonuna dokunularak bu hasta adı altında kaydedilmiştir.

Daha önce anlatılan hasta kaydı ve restorasyon seçimi aşamaları tamamlandıktan sonra ölçü alınması aşamasına geçilmiştir. Ölçü alımının ilk noktası olarak 47 nolu dişin yerine yerleştirilen implantın üzerindeki tarama parçası sınır olarak kabul edilirken son noktası olarak 37 nolu yerine yerleştirilen implantın üzerindeki tarama parçası sınır kabul edilmiştir. Ölçü alımına 47 nolu diş konumundaki tarama parçasının taraması ile başlanmıştır. . Ölçülerin alınması esnasında daha önce belirtilen üretici firmanın önerdiği patern takip edilmiştir.



Şekil 3-47: Trios 3 tarama cihazı ile C modelinin taranması

Ölçü alımı tamamlanıp, eksik alan kalmadığı kontrol edildikten sonra yazılımın model oluşturması sağlanıp oluşturulan modele ait data STL dosyası olarak dışarı aktarılmıştır.

Tüm bu aşamalar toplamda 10 adet ölçü elde edilecek şekilde tekrarlanmıştır.



Şekil 3-48: Trios 3 tarama cihazı ile D modelinden alınan dijital ölçülerin STL görüntüleri

3.4. Geleneksel Ölçülerin Alınması

Tez çalışmamızda implant dayanaklarının konumlarının ve birbirleri ile olan ilişkilerinin doğru olarak laboratuvar ortamına aktarılabilmesi amacıyla direk yöntemle ölçülerinin alınması sağlanmıştır. Ölçü transfer başlıklarının ölçü materyali ve kaşık içerisinde pozisyonlarının değişmemesi amacı ile splintli açık kaşık ölçü tekniği kullanılmıştır.

Ölçü maddesi olarak ilave tip silikon tercih edilmiştir (Hydrorise Implant – Zhermack, İtalya).

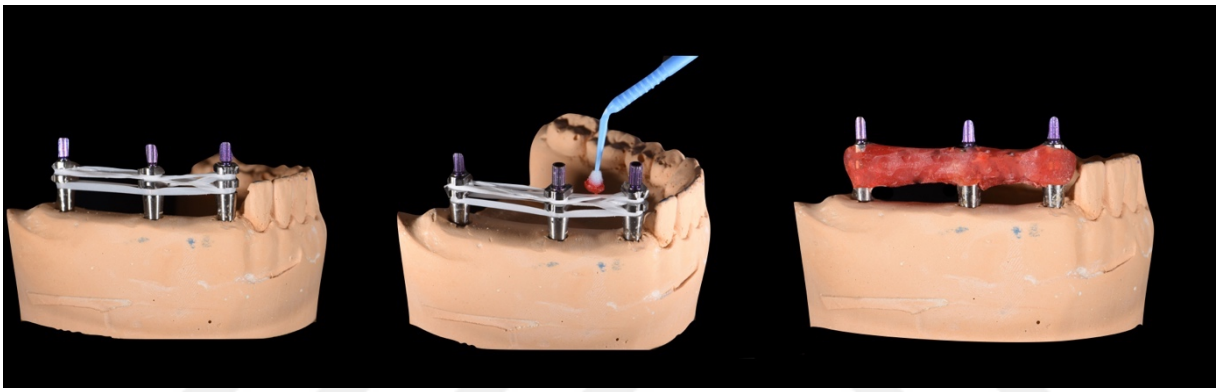
3.4.1. Geleneksel Ölçü Hazırlıkları

3.4.1.1. Ölçü Transfer Parçalarının Splintlenmesi

Açık kaşık ölçü parçaları (Straumann BL, RC open tray impression post, İsviçre) ana modeller üzerindeki analoglara vidalandıktan sonra diş ipi (Essential Floss, Procter and Gamble, ABD) yardımıyla birbirine bağlanmıştır. Daha sonra rijit bir materyal ile splintlenmenin sağlanması için modelaj akriliği (Palavit – G - Kulzer GmbH, Almanya) kullanılmıştır.

Modelaj akriliğinin polimerizasyon büzülmesinin minimuma indirilmesi amacıyla toz ve likit modelaj fırçası yardımıyla diş ipleri üzerine taşınmış, tek seferde yığmak yerine, daha küçük parçaların yavaş yavaş ilave edilmesi yöntemi ile uygulanmıştır. Ölçü başlıklarının arasında kalan alanlara modelaj akrilikleri küçük parçalar halinde eklenmiş, daha sonra tek parça haline getirilen splint materyali separe yardımı ile tekrar küçük parçalara ayrılmıştır. Birbirinden ayrılan parçalar polimerizasyon büzülmesinin eliminasyonu amacıyla 24 saat oda sıcaklığında bekletilmiştir. 24 saat oda sıcaklığında bekleme sonrasında separe ile ayrılan parçalar yığma tekniği ile tekrar bağlanmıştır.

Bu işlemler her model için her ölçü uygulamasından önce tekrarlanmıştır.



Şekil 3-49: Ölçü parçalarının modelaj akriliği yardımıyla splintlenmesi

3.4.1.2. Kişisel Kaşık Hazırlanması

Ölçü maddesinin kaşık içerisinde her yerde eşit olarak desteklenmesi ve ölçü transfer başlıklarının yerlerinin belirlenmesi ve direk yöntemle ölçü alınmasını sağlayacak pencerelerin açılması amacıyla şahsi kaşık hazırlanmıştır.



Şekil 3-50: Kişisel kaşıkların hazırlanmasında kullanılan ışık fırını

Bu amaçla ölçü transfer parçaları modeller üzerinde sabitlendikten sonra, üzerine 2 mm kalınlığında plaka mum yerleştirilmiş ve üzerine ışıkla sertleşen baz plak (Cavex Dental Baseplates – Cavex, Hollanda) yerleştilmiştir. Kaşığın sınırlarının sulkuslar hizasında olmasına ve ölçü transfer parçalarının denk geldiği alanlarda pencere açılmasına dikkat edilmiştir. Modelaj sonrasında 500 saniye boyunca ışık fırınında (Labolight Duo, GC Europe, Belçika) (Şekil 3-50) polimerizasyonu beklenmiştir.

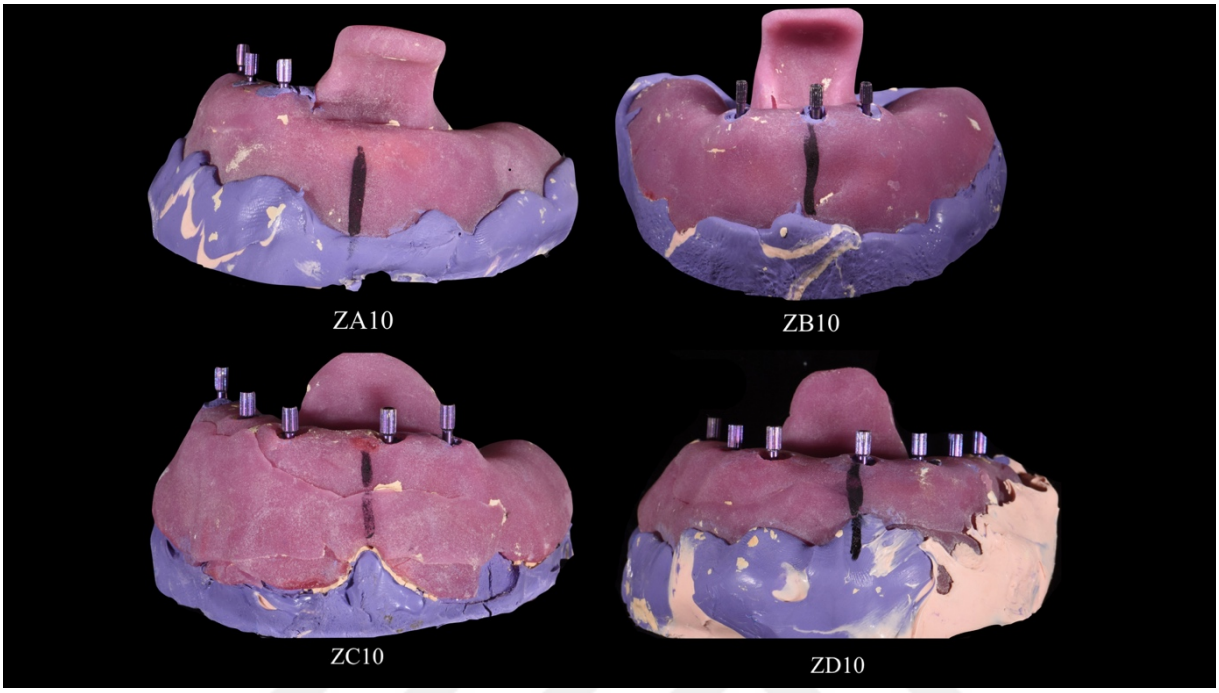
Polimerizasyon sonrasında ölçü parçalarının geldiği alanlar ve kaşığın kenar sınırları kontrol edilmiştir. Alınacak her geleneksel ölçü için ayrı kaşık üretilmiştir.

3.4.2. Geleneksel Ölçülerin Alınması

Üretilen ölçü kaşıklarının içerisine kaşık adezivi (Universal Tray Adhesive - Zhermack, İtalya) kaşığın ölçü yüzeyi ile temas edecek kısmına ve kenarlarından 3mm taşacak şekilde sürülmüş ve 30 dakika bekletilmiştir. Kaşık hazırlığı tamamlandıktan sonra ölçü maddesinin akmasını önlemek amacıyla kaşıktaki pencereler plaka mum (Dental wax – Cavex, Hollanda) yardımıyla kapatılmıştır.

Ölçü maddesi, karıştırma cihazı (Modulmix – Zhermack, İtalya) yardımıyla kaşığa doldurulduktan sonra model üzerindeki implant transfer parçalarının üzeri ve etrafına ve splint materyalinin altında kalan alanlara akışkan ölçü materyali sıkılmış ve kaşık, model üzerine

yerleştirilmiştir. İşlem esnasında kaşık kenarlarına parmak basıncı uygulanarak kaşığın model üzerinde sabit kalması sağlanmıştır.



Şekil 3-51: Kişisel kaşıklar ile alınan açık kaşık ölçüler

Materyalin ağız içindeki sertleşme süresi yaklaşık 4 dakikadır fakat deney düzeneği oda sıcaklığında gerçekleştiğinden dolayı bekleme süresi 8 dakikaya çıkartılmıştır. Sertleşme süresi boyunca ölçü kaşığına arkın her iki tarafındaki kanin ve 1.molar bölgelerinden parmak basıncı uygulanmıştır. Ölçü materyalinin sertleşmesi sonrasında ölçü transfer parçalarının vidaları anahtar yardımı ile çözülmüş ve kaşık ile birlikte ölçü materyali modelden ayrılmıştır.

3.4.3. Alçı Model Oluşturulması

Ölçü kaşığı üzerindeki andırkat alanlar ve taşkın alanlar maket bıçağı yardımı ile düzenlendikten sonra elde edilen silikon matrise tip - 4 alçı (GC Fujirock EP, GC Europe, Belgium) dökülmüştür. Bunun için 100g alçı tozu için 20ml distile su konulmuştur. Karıştırma işlemi ilk 15 saniye elde yapıldıktan sonra 45 saniye kadar vakumlu alçı karıştırma cihazında (Motova 100 SC, Bego, Bremen, Germany) devam edilmiştir. Alçı dental, alçı vibratörü (Vibratore Shaker 6, Carlo Degiorgi, Milano, Italy) üzerinde silikon matris içine dökülmüştür. Üretici talimatlarına göre alçının ilk sertleşme süresi 7 - 9 dakika arasında olup tamamen model ayrılması için gereken süre minimum 20 dakikadır. 120 dakika bekleme sonrasında kaşık alçı modelden ayrılmıştır.

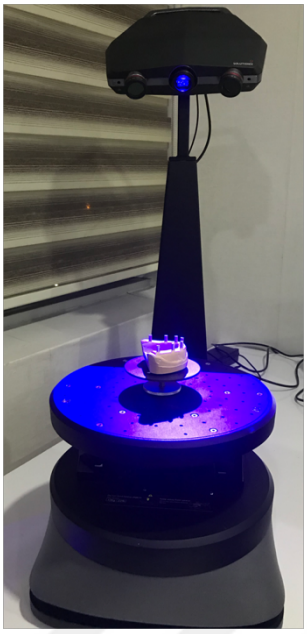


Şekil 3-52: Geleneksel ölçülerin alınmasıyla elde edilen alçı modeller

3.4.4. Alçı Modellerin Referans Tarayıcı ile Taranması ve Dijitalizasyonu

Elde edilen alçı modeller üzerine dijital tarama parçaları referans model üzerinde yerleştikleri konumda yerleştirilmiş ve vidalanmıştır. Geleneksel ölçü modellerinin dijitalizasyonunda, referans modellerin de taranmasında kullanılan Solutionix C500 tarama cihazı kullanılmıştır. Cihazın kalibrasyon, standardizasyon ve hassasiyeti ile ilgili bir engel olmadığından dolayı modellerin birer kez taranması kararı alınmıştır.

Modeller hamur yardımıyla tablaya sabitlenmiş ve taraması tamamlanmıştır. Elde edilen sanal model verileri STL formatında dışarı aktarılmıştır.



Şekil 3-53: Geleneksel ölçülerden elde edilen alçı modellerin endüstriyel tarayıcı ile dijitalizasyonu

3.5. Sanal Verilerin Çakıştırılması ve Ölçümlerin Yapılması

Referans modeller (A,B,C,D) modellerin endüstriyel tarayıcı ile taranması sonucunda elde edilen dijital veriler ve tüm kameralardan elde edilen dijital verilerin tamamı .STL formatında olduğu için herhangi bir dönüştürme işlemine gerek kalmaksızın Geomagic Control x (Geomagic, Amerika) yazılımında veriler direk olarak açılmıştır. Her modelin referans datası ile birlikte yazılımdaki kamera görüntüleri tek tek çakıştırılmıştır. Çakıştırma işlemi esnasında önce kaba çakıştırma (rough alignment), daha sonra ise best-fit alignment özelliği kullanılarak nihai çakıştırma yapılmıştır. Bu çakıştırmalar sonucunda ölçümlerin yapılması aşamasına geçilmiştir. Ölçümler yapıldıktan sonra sistemden PDF formatında rapor sunma özelliği kullanılarak her deney örneği için raporlama yapılması sağlanmıştır.

3.5.1. Lokal Sapmaların Tespiti ve Lineer Ölçümlerin Yapılması

Lokal sapma tespitinde her bir implanta vidalanan implant tarama başlığının merkezi belirlenerek bu merkezler arasındaki mesafeler ikili kombinasyonlar şeklinde ölçülmüştür. Burada amaç, implantların merkezleri arasındaki mesafelerdeki distorsiyonların 2 boyutta ölçülmesidir.

Aradaki mesafelerde hata olmaması için tüm modellerde sabit olacak bir implant isimlendirmesi yapılmıştır. Model gözetmeksizin;

#47 nolu implant – a implantı

#45 nolu implant – b implantı

#43 nolu implant – c implantı

#41 nolu implant – d implantı

#33 nolu implant – e implantı

#35 nolu implant – f implantı

#37 nolu implant – g implantı

olarak isimlendirilmiştir. İsimlendirmede, olası hataların önüne geçmek için büyük harf ve numara kullanımından kaçınılmıştır.

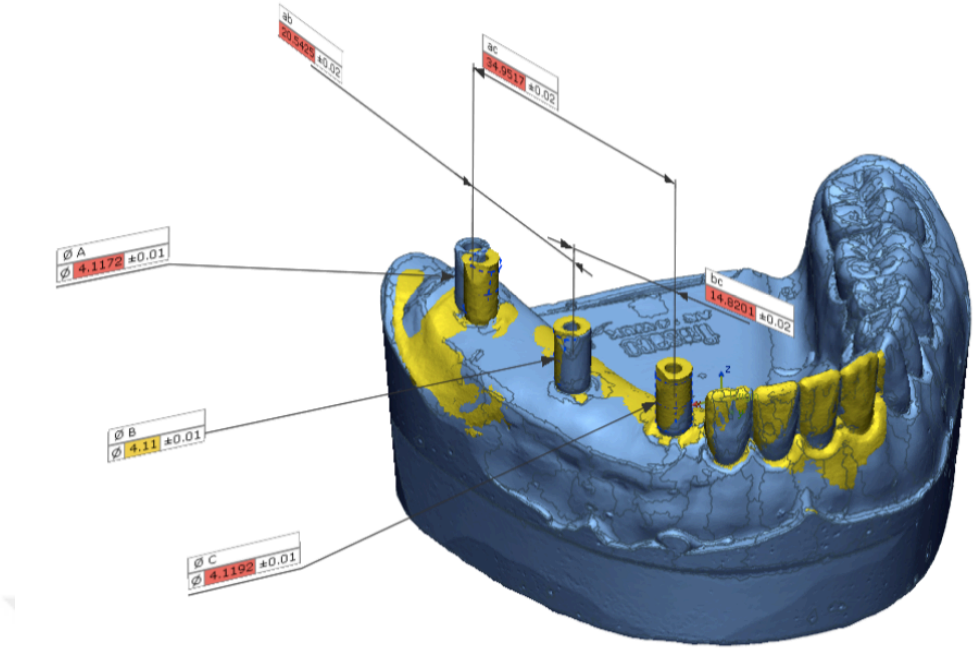
Böylece A modelinden elde edilen her ölçüde “a-b”, “a-c”,”b-c” olmak üzere 3 doğrusal ölçüm (Şekil 3-53),

B modelinden elde edilen her ölçüde “c-d”, “c-e”,”d-e”, olmak üzere 3 doğrusal ölçüm (Şekil 3-54),

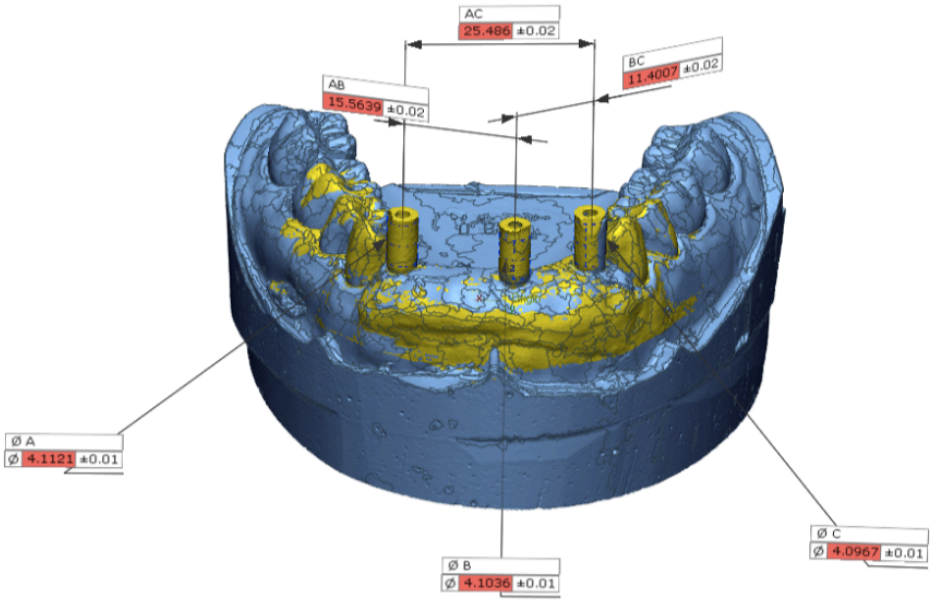
C modelinden elde edilen her ölçüde “a-b”, “a-c”, “a-d”, “a-e”, “b-c”, “b-d”, “b-e”, “c-d”, “c-e”,”d-e”,olmak üzere 10 doğrusal ölçüm (Şekil 3-55),

D modelinden elde edilen her ölçüde “a-b”, “a-c”, “a-d”, “a-e”, “a-f”, “a-g”, “b-c”, “b-d”, “b-e”, “b-f”, “b-g”, “c-d”, “c-e”, “c-f”, “c-g”, “d-e”, “d-f”, “d-g”, “e-f”, “e-g”, “f-g” olmak üzere 21 doğrusal ölçüm (Şekil 3-56), yapılmıştır.

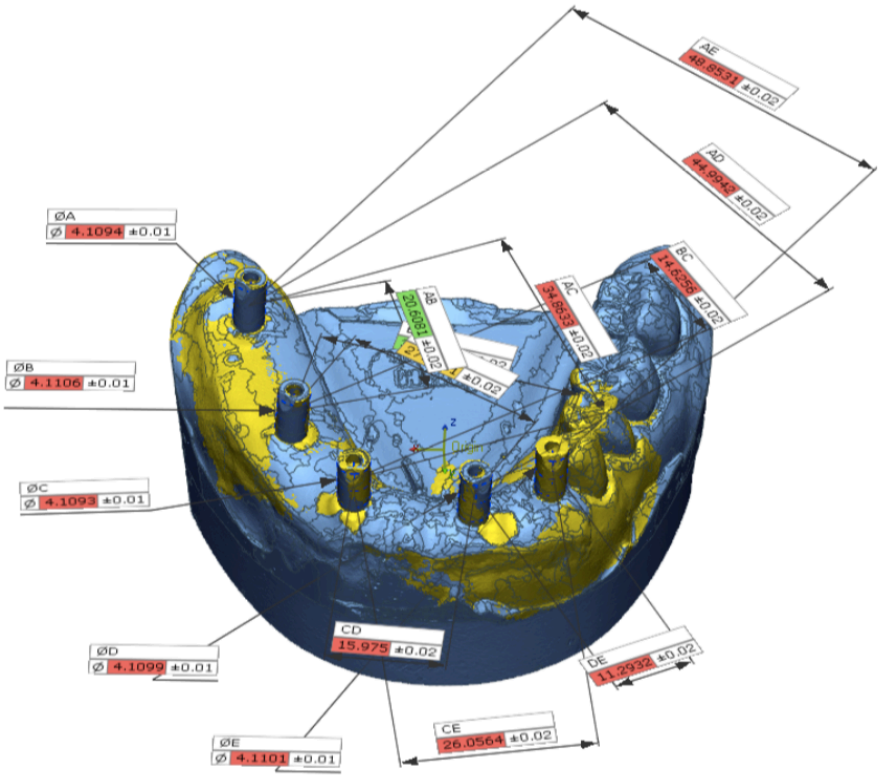
Elde edilen sapma değerleri kaydedilmiş, istatistiksel olarak değerlendirilmiştir.



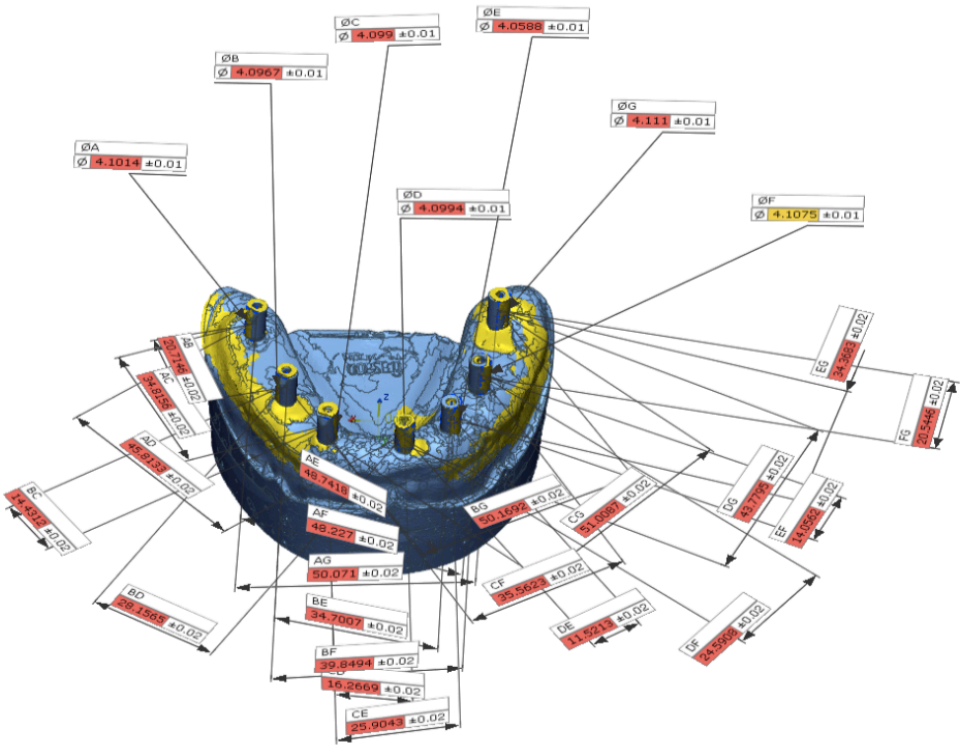
Şekil 3-54: A Referans Modelindeki Çakıştırmalarda Yapılan Doğrusal Ölçümler



Şekil 3-55: B Referans Modelindeki Çakıştırmalarda Yapılan Doğrusal Ölçümler



Şekil 3-56: C Referans Modelindeki Çakıştırmalarda Yapılan Doğrusal Ölçümler



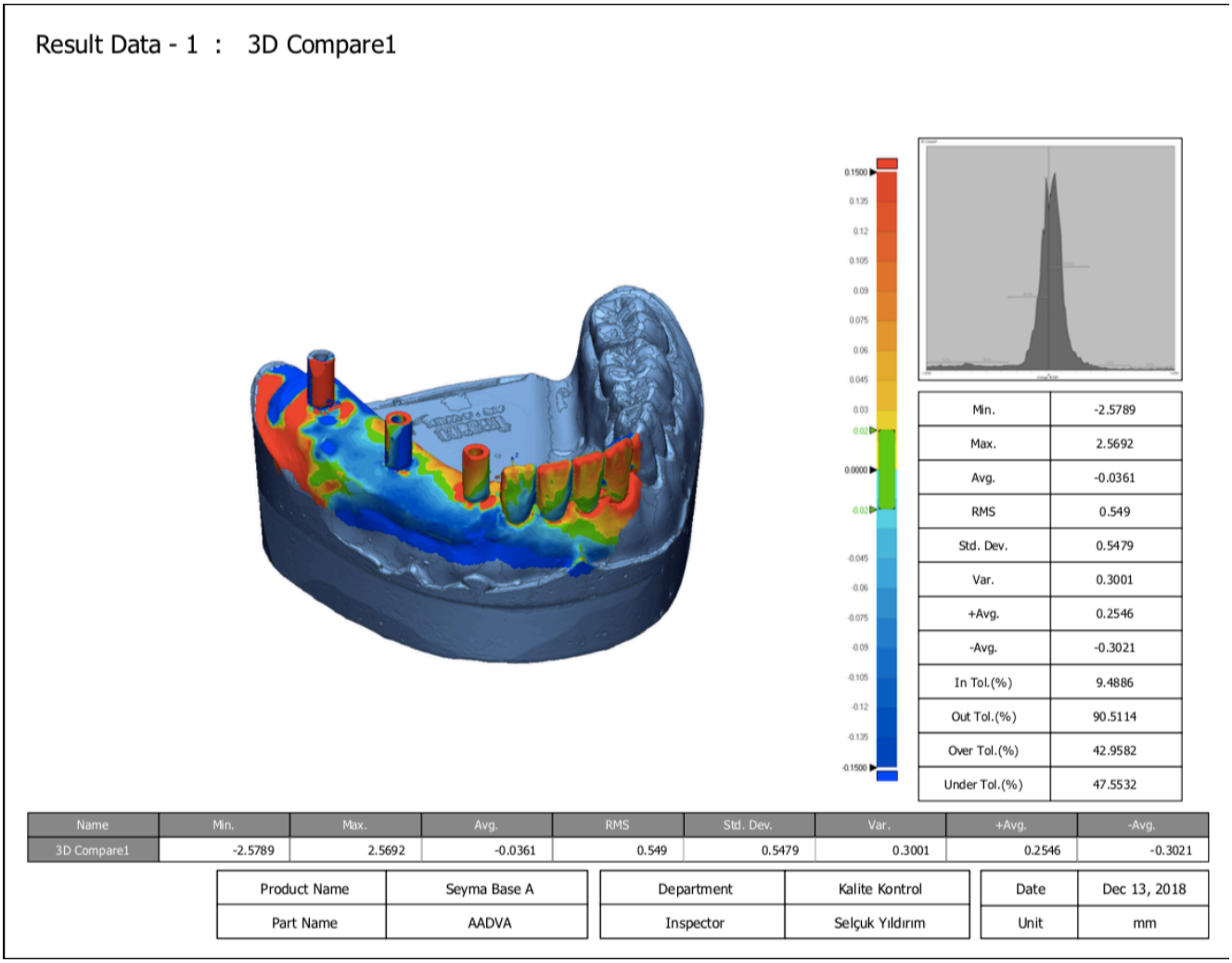
Şekil 3-57: D Referans Modelindeki Çakıştırmalarda Yapılan Doğrusal Ölçümler

3.5.2. Genel Sapmaların Tespiti ve 3 Boyutlu Deviasyonların Tespiti

Çakıştırmalar sonrasında, yazılımın renk haritası (3D Deviation -- Color mapping) özelliği kullanılarak her model için 3 boyutlu sapma miktarı ve renkli olarak sapmaların tespitini gösteren renk haritaları çıkarılmıştır. Yazılım 3 boyutlu sapma miktarını belirlemede ortalama sapmanın karesinin karekökü sonucunu (RMS – Root mean square) vermektedir. Böylece ölçünün tüm yüzeylerinde oluşan sapmalar 3 boyutlu olarak hesaplanıp matematiksel bir değer haline getirilmektedir (Şekil 3-58).

Renk haritasında, sistemde bulunan renkler bir skalaya yerleştirilmektedir. Bu skala üzerinde yeşil renk ideal uyumun sağlandığı alanları gösterirken mavinin ve kırmızının tonları ise artı ve eksi sapma miktarlarını kodlamaktadır. En koyu mavi alanlar sapmanın en fazla olduğu ve pozitif değerde olduğu; yani , deney örneğindeki ölçünün referans ölçüden daha geniş olduğu alanları gösterirken en koyu kırmızı renkteki alanlar ise sapmanın en fazla olduğu ve negatif değerde olduğu; yani, deney örneğindeki ölçünün referans ölçüden daha dar olduğu alanları göstermektedir. Bu ifadelerden geleneksel ölçünün büzülmesi ve genleşmesi anlaşılabilirken, dijital ölçüler için "geniş" ve "dar" olarak belirtmek daha doğru olmaktadır.

Haritanın renk skalasındaki değerler kullanıcı tarafından belirlenmektedir. Çalışmamızda ideal ve kabul edilebilir distorsiyonların belirlenmesinde Amerikan Diş Hekimliği Birliği'nin elastomerik ölçülerin özellikleri ile ilgili yayınlanan 19 No'lu Şartnamesi [76] esas alınmıştır. Bu bağlamda, yeşil ile kodlanan ve ideal kabul edilen değer ±20 mikron olarak kabul edilirken, kabul edilebilir ölçü için koyu mavi ve koyu kırmızı ile kodlanan değer olan ±150 mikron kabul edilmiştir (Şekil 3-58) .



Şekil 3-58: Genel doğruluk tespitinde kullanılan parametreler ve renk haritası örneği

Tüm örnekler için renk haritası oluşturulup, rapor olarak kaydedilmiştir. Elde edilen RMS değerleri kaydedilmiş, istatistiksel olarak değerlendirilmiştir.

Lineer ölçüm değerlerinin ortalaması ile en uyumlu olan örneğin renk haritası sonuç olarak sunulacaktır.

3.6. Verilerin İstatistiksel Olarak Değerlendirilmesi

İstatistiksel analizler için NCSS (Number Cruncher Statistical System) 2007 (Kaysville, Utah, USA) programı kullanıldı. Çalışma verileri değerlendirilirken tanımlayıcı istatistiksel metodlar (ortalama, standart sapma, frekans, yüzde, minimum, maksimum) kullanıldı. Nicel verilerin normal dağılıma uygunlukları Shapiro-Wilk testi ve grafiksel incelemeler ile sınanmıştır. Lokal doğruluk (local trueness), genel doğruluk (general trueness) ve tekrarlanabilirlik (precision) değerleri üzerine cihaz ve model değişkenlerinin etkilerini

incelemek amacıyla 2 faktörlü varyans analizleri gerçekleştirilmiştir. Anlamlılık gözlenen etkileşimleri değerlendirme amacıyla tek yönlü varyans analizleri ve Tukey testler kullanılmıştır. İstatistiksel anlamlılık $p<0.05$ olarak kabul edildi.

4. BULGULAR

Çalışmamızda, gruplardan elde edilen sapma miktarlarının ortalamaları alınmış ve elde edilen değerler istatistiksel olarak değerlendirilmiştir. Değerlendirme aşamasında 3 farklı parametre gözönünde bulundurulmuştur. Bunlardan ilki, implantlar arasındaki mesafeler arasındaki sapma değerlerinin değerlendirildiği lokal doğruluk, ikincisi, ölçülerdeki 3 boyutlu sapmanın tespit edildiği ve RMS değerlerinin kullanıldığı genel doğruluk ve son olarak ölçülerin kendi içindeki tutarlılığının saptandığı tekrarlanabilirliktir.

Tablo 4-1: Lokal doğruluk açısından modeller ve gruplardaki sapma değerleri ve ortalamaları

		Lokal doğruluk	
		Min-Mak	**Ort±ss**
Cihaz	AADVA	0.02-0.25	0.10±0.04
	CS3600	0.05-0.24	0.10±0.04
	Emerald	0.01-0.15	0.07±0.03
	TRIOS	0.03-0.13	0.07±0.02
	Geleneksel ölçü	0.01-0.17	0.06±0.04
Model	A	0.01-0.17	0.06±0.04
	B	0.01-0.13	0.08±0.02
	C	0.01-0.12	0.06±0.03
	D	0.02-0.25	0.11±0.04
Total		0.01-0.25	0.08±0.04

AADVA cihazı lokal doğruluk değerleri 0.02 ile 0.25 birim arasında değişmekte olup ortalama 0.10±0.04 birimdir.

CS3600 cihazı lokal doğruluk değerleri 0.05 ile 0.24 birim arasında değişmekte olup ortalama 0.10±0.04 birimdir.

Emerald cihazı lokal doğruluk değerleri 0.01 ile 0.15 birim arasında değişmekte olup ortalama 0.07±0.03 birimdir.

TRIOS cihazı lokal doğruluk değerleri 0.03 ile 0.13 birim arasında değişmekte olup ortalama 0.07±0.02 birimdir.

Geleneksel ölçü lokal doğruluk değerleri 0.01 ile 0.17 birim arasında değişmekte olup ortalama 0.06±0.04 birimdir (Tablo 4-1).

A modelinde lokal doğruluk değerleri 0.01 ile 0.17 birim arasında değişmekte olup ortalama 0.06±0.04 birimdir.

B modelinde lokal doğruluk değerleri 0.01 ile 0.13 birim arasında değişmekte olup ortalama 0.08±0.02 birimdir.

C modelinde lokal doğruluk değerleri 0.01 ile 0.12 birim arasında değişmekte olup ortalama 0.06±0.03 birimdir.

D modelinde lokal doğruluk değerleri 0.02 ile 0.25 birim arasında değişmekte olup ortalama 0.11±0.04 birimdir (Tablo 4-1).

Lokal doğruluk değerleri 0.01 ile 0.25 arasında değişmekte olup ortalama 0.08±0.04 olduğu saptanmıştır (Tablo 4-1).

Tablo 4-2: Genel doğruluk açısından modeller ve gruplardaki sapma değerleri ve ortalamaları

		Genel doğruluk	
		Min-Mak	**Ort±ss**
Cihaz	AADVA	0.03-0.27	0.09±0.06
	CS3600	0.05-0.25	0.09±0.05
	Emerald	0.10-0.28	0.21±0.04
	TRIOS	0.06-0.27	0.14±0.06
	Geleneksel ölçü	0.05-0.24	0.11±0.05
Model	A	0.03-0.27	0.10±0.06
	B	0.04-0.28	0.10±0.07
	C	0.04-0.28	0.12±0.06
	D	0.07-0.27	0.19±0.04
Total		0.03-0.28	0.13±0.07

AADVA cihazı genel doğruluk değerleri 0.03 ile 0.27 birim arasında değişmekte olup ortalama 0.09±0.06 birimdir.

CS3600 cihazı genel doğruluk değerleri 0.05 ile 0.25 birim arasında değişmekte olup ortalama 0.09±0.05 birimdir.

Emerald cihazı genel doğruluk değerleri 0.10 ile 0.28 birim arasında değişmekte olup ortalama 0.21±0.04 birimdir.

TRIOS cihazı genel doğruluk değerleri 0.06 ile 0.27 birim arasında değişmekte olup ortalama 0.14±0.06 birimdir.

Geleneksel ölçü genel doğruluk değerleri 0.05 ile 0.24 birim arasında değişmekte olup ortalama 0.11±0.05 birimdir (Tablo 4-2).

A modelinde genel doğruluk değerleri 0.03 ile 0.27 birim arasında değişmekte olup ortalama 0.10±0.06 birimdir.

B modelinde genel doğruluk değerleri 0.04 ile 0.28 birim arasında değişmekte olup ortalama 0.10±0.07 birimdir.

C modelinde genel doğruluk değerleri 0.04 ile 0.28 birim arasında değişmekte olup ortalama 0.12±0.06 birimdir.

D modelinde genel doğruluk değerleri 0.07 ile 0.27 birim arasında değişmekte olup ortalama 0.19±0.04 birimdir (Tablo 4-2).

Genel doğruluk değerleri 0.03 ile 0.28 arasında değişmekte olup ortalama 0.13±0.07 olduğu saptanmıştır (Tablo 4-2).

Tablo 4-3: Tekrarlanabilirlik açısından modeller ve gruplardaki sapma değerleri ve ortalamaları

	Tekrarlanabilirlik	
	Min-Mak	**Ort±ss**

Cihaz	AADVA	0.01-0.32	0.12±0.07
	CS3600	0.01-0.22	0.12±0.06
	Emerald	0.01-0.22	0.08±0.06
	TRIOS	0.01-0.16	0.07±0.04
	Geleneksel ölçü	0.02-0.26	0.08±0.06
Model	A	0.02-0.27	0.08±0.07
	B	0.02-0.14	0.08±0.04
	C	0.01-0.23	0.06±0.05
	D	0.01-0.32	0.11±0.06
Total		0.01-0.32	0.09±0.06

AADVA cihazı tekrarlanabilirlik değerleri 0.01 ile 0.32 birim arasında değişmekte olup ortalama 0.12±0.07 birimdir.

CS3600 cihazı tekrarlanabilirlik değerleri 0.01 ile 0.22 birim arasında değişmekte olup ortalama 0.12±0.06 birimdir.

Emerald cihazı tekrarlanabilirlik değerleri 0.01 ile 0.22 birim arasında değişmekte olup ortalama 0.08±0.06 birimdir.

TRIOS cihazı tekrarlanabilirlik değerleri 0.01 ile 0.16 birim arasında değişmekte olup ortalama 0.07±0.04 birimdir.

Geleneksel ölçü tekrarlanabilirlik değerleri 0.02 ile 0.26 birim arasında değişmekte olup ortalama 0.08±0.06 birimdir (Tablo 4-3).

A modelinde tekrarlanabilirlik değerleri 0.02 ile 0.27 birim arasında değişmekte olup ortalama 0.08±0.07 birimdir.

B modelinde tekrarlanabilirlik değerleri 0.02 ile 0.14 birim arasında değişmekte olup ortalama 0.08±0.04 birimdir.

C modelinde tekrarlanabilirlik değerleri 0.01 ile 0.23 birim arasında değişmekte olup ortalama 0.06±0.05 birimdir.

D modelinde tekrarlanabilirlik değerleri 0.01 ile 0.32 birim arasında değişmekte olup ortalama 0.11±0.06 birimdir (Tablo 4-3).

Tekrarlanabilirlik değerleri 0.01 ile 0.32 arasında değişmekte olup ortalama 0.09±0.06 olduğu saptanmıştır (Tablo 4-3).

4.1. Doğruluğun Lokal Olarak Değerlendirilmesine Ait Bulgular

Lokal doğruluk değeri üzerine cihaz ve model değişkenlerinin etkilerini incelemek amacıyla iki faktörlü varyans analizi gerçekleştirilmiştir. Analize lokal doğruluk değeri bağımlı olarak dahil edilirken, cihaz ve model değişkenlerinin ana etkileri ve bu iki değişkenin etkileşimleri (cihaz*model) bağımsız faktörler olarak dahil edilmiştir. Gerçekleştirilen değerlendirme sonucunda elde edilen modelin istatistiksel olarak anlamlı olduğu ve bağımsız değişkenlerin, bağımlı değişkene ait varyansın %57.9'unu açıklayabildiği saptanmıştır [F:15.433, $p<0.001$, R^2_{adj}:0.579].

Tablo 4-4: Modele ilişkin bilgiler

	F	**p**
Model	15.433	<0.001**
Sabit	1854.280	<0.001**
Cihaz	22.699	<0.001**
Model	38.699	<0.001**
Cihaz*Model	7.211	<0.001**

**p<0.01

Modelde cihaz*model etkileşiminin anlamlı olması tüm cihazlarda modeller arasında gözlenen farkın aynı olmadığını göstermektedir. Benzer şekilde tüm modellerde cihazlar arasında gözlenen farkın aynı olmadığı şeklinde de yorumlanabilir. Bu bağlamda etkileşimdeki anlamlılığı çözümleyebilmek amacıyla post-hoc değerlendirmeler gerçekleştirilmiştir.

Tablo 4-5: Lokal doğruluk değerine ilişkin post-hoc analizler

Lokal doğruluk	A	B	C	D	[a]p	[b]p (A-B)	[b]p (A-C)	[b]p (A-D)	[b]p (B-C)	[b]p (B-D)	[b]p (C-D)
[1]TRIOS	0.05±0.02	0.08±0.02	0.05±0.01	0.09±0.01	**<0.001****	0.004**	0.985	0.001**	0.001**	0.895	<0.001**
[2]AADVA	0.09±0.02	0.08±0.02	0.08±0.03	0.13±0.05	**0.001****	0.998	0.876	0.012*	0.939	0.008**	0.002**
[3]CS3600	0.13±0.03	0.07±0.01	0.09±0.02	0.14±0.05	**<0.001****	0.001**	0.058	0.751	0.345	<0.001**	0.005**
[4]Emerald	0.03±0.01	0.09±0.02	0.07±0.03	0.09±0.03	**<0.001****	<0.001**	0.001**	<0.001**	0.280	0.999	0.310
[5]Geleneksel ölçü	0.03±0.01	0.06±0.02	0.04±0.02	0.12±0.04	**<0.001****	0.048*	0.760	<0.001**	0.324	<0.001**	<0.001**
[a]p	**<0.001****	**<0.001****	**<0.001****	**0.008****							
[b]p (1-2)	0.001**	0.975	0.120	0.067							
[b]p (1-3)	<0.001**	0.231	0.006**	0.029*							
[b]p (1-4)	0.056	0.638	0.252	0.999							
[b]p (1-5)	0.015*	0.016*	0.708	0.413							
[b]p (2-3)	<0.001**	0.067	0.773	0.997							
[b]p (2-4)	<0.001**	0.933	0.995	0.113							
[b]p (2-5)	<0.001**	0.003**	0.005**	0.871							
[b]p (3-4)	<0.001**	0.009**	0.540	0.051							
[b]p (3-5)	<0.001**	0.768	<0.001**	0.688							
[b]p (4-5)	0.984	<0.001**	0.014*	0.554							

[a]Tek yönlü varyans analizi [b]Tukey test *p<0.05 **p<0.01

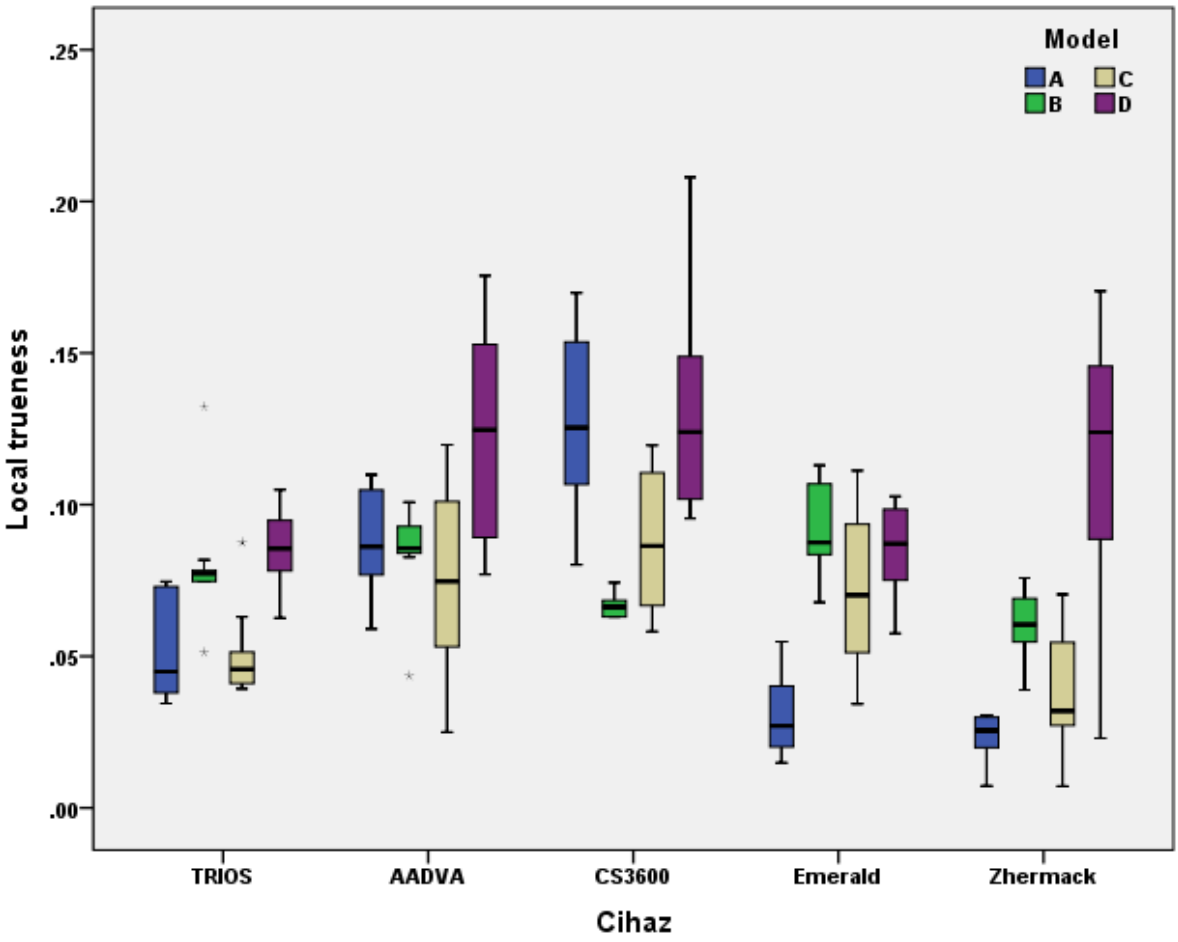
AADVA cihazında; modeller arasında lokal doğruluk değerleri bakımından istatistiksel olarak anlamlı fark olduğu saptanmıştır (p:0.001). Tukey testleri sonucunda; D modelinin referans modelden sapma miktarı değerlerinin A, B ve C modellerinin sapma değerlerinden daha yüksek olduğu saptanmıştır (sırasıyla; p:0.012, p:0.008, p:0.002). Diğer modeller arasında fark saptanmamıştır (p>0.05) (Tablo 4-5).

CS3600 cihazında; modeller arasında lokal doğruluk değerleri bakımından istatistiksel olarak anlamlı fark olduğu saptanmıştır (p<0.001). Tukey testleri sonucunda; A modelinin referans modelden sapma miktarı değerlerinin B modelinden elde edilen sapma değerlerinden daha yüksek olduğu saptanmıştır (p:0.001). D modelinden elde edilen sapma değerlerinin B ve C modellerinden elde edilen sapma değerlerinden daha yüksek olduğu saptanmıştır (sırasıyla; p<0.001, p:0.005). Diğer modeller arasında fark saptanmamıştır (p>0.05) (Tablo 4-5).

Emerald cihazında; modeller arasında lokal doğruluk değerleri bakımından istatistiksel olarak anlamlı fark olduğu saptanmıştır (p<0.001). Tukey testleri sonucunda; A modelinin referans modelden sapma miktarı değerlerinin B, C ve D modellerinden elde edilen sapma değerlerinden daha düşük olduğu saptanmıştır (sırasıyla; p<0.001, p:0.001, p<0.001). Diğer modeller arasında fark saptanmamıştır (p>0.05) (Tablo 4-5).

TRIOS cihazında; modeller arasında lokal doğruluk değerleri bakımından istatistiksel olarak anlamlı fark olduğu saptanmıştır (p<0.001). Tukey testleri sonucunda; A modelinin referans modelden sapma miktarı değerlerinin B ve D modelinden elde edilen değerlerinden daha düşük olduğu saptanmıştır (sırasıyla; p:0.004, p:0.001). C modeli değerlerinin B ve D modelinden elde edilen sapma değerlerinden daha düşük olduğu saptanmıştır (sırasıyla; p:0.001, p<0.001). Diğer modeller arasında fark saptanmamıştır (p>0.05) (Tablo 4-5).

Geleneksel ölçü grubunda; modeller arasında lokal doğruluk değerleri bakımından istatistiksel olarak anlamlı fark olduğu saptanmıştır (p:0.001). Tukey testleri sonucunda; A modelinin referans modelden sapma miktarı değerlerinin B modelinden elde edilen sapma değerlerinden daha düşük olduğu saptanmıştır (p:0.048). D modelinden elde edilen sapma değerlerinin A, B ve C modellerinden elde edilen sapma değerlerinden daha yüksek olduğu saptanmıştır (sırasıyla; p<0.001, p<0.001, p<0.001). Diğer modeller arasında fark saptanmamıştır (p>0.05) (Tablo 4-5).



Şekil 4-1: Cihazlara ve modellere göre lokal doğruluk değerleri

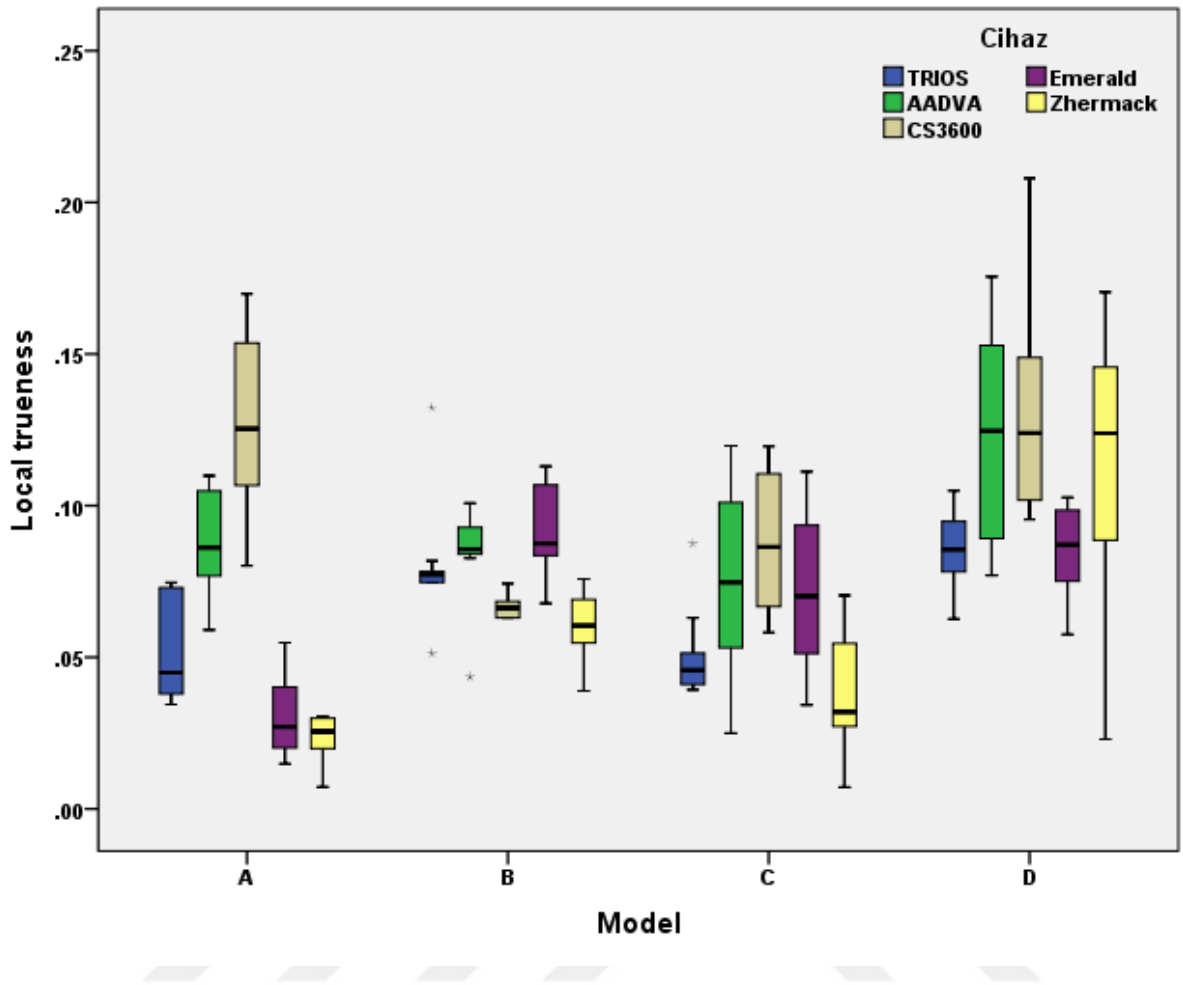
A modeli için; cihazlar arasında lokal doğruluk değerleri bakımından istatistiksel olarak anlamlı fark olduğu saptanmıştır ($p<0.001$). Tukey testleri sonucunda; TRIOS cihazına ait sapma değerlerin AADVA ve CS3600 cihazlarına ait sapma değerlerden daha düşük,

geleneksel ölçüye ait değerlerden daha yüksek olduğu saptanmıştır (sırasıyla; p:0.001, p<0.001, p:0.015). AADVA cihazına ait sapma değerlerin CS3600 cihazına ait sapma değerlerden daha düşük, Emerald ve geleneksel ölçüye ait sapma değerlerden daha yüksek olduğu saptanmıştır (sırasıyla; p<0.001, p<0.001, p<0.001). CS3600 cihazına ait sapma değerlerinin Emerald ve geleneksel ölçüye ait sapma değerlerinden daha yüksek olduğu saptanmıştır (sırasıyla; p<0.001, p<0.001). Diğer cihazlar arasında ise fark saptanmamıştır (p>0.05) (Tablo 4-5).

B modeli için; cihazlar arasında lokal doğruluk değerleri bakımından istatistiksel olarak anlamlı fark olduğu saptanmıştır (p<0.001). Tukey testleri sonucunda; TRIOS cihazına ait sapma değerlerinin geleneksel ölçüye ait sapma değerlerinden daha yüksek olduğu saptanmıştır (p:0.016). AADVA cihazına ait sapma değerlerinin geleneksel ölçüye ait değerlerden daha yüksek olduğu saptanmıştır (p:0.003). CS3600 cihazına ait sapma değerlerinin Emerald cihazına ait sapma değerlerinden daha düşük olduğu saptanmıştır (p:0.009). Emerald cihazına ait değerlerin geleneksel ölçüye ait sapma değerlerinden daha yüksek olduğu saptanmıştır (p<0.001). Diğer cihazlar arasında ise fark saptanmamıştır (p>0.05) (Tablo 4-5).

C modeli için; cihazlar arasında lokal doğruluk değerleri bakımından istatistiksel olarak anlamlı fark olduğu saptanmıştır (p<0.001). Tukey testleri sonucunda; TRIOS cihazına ait sapma değerlerinin CS3600 cihazına ait sapma değerlerinden daha düşük olduğu saptanmıştır (p:0.006). AADVA cihazına ait sapma değerlerinin geleneksel ölçüye ait sapma değerlerinden daha yüksek olduğu saptanmıştır (p:0.005). CS3600 cihazına ait sapma değerlerinin geleneksel ölçüye ait sapma değerlerinden daha yüksek olduğu saptanmıştır (p<0.001). Emerald cihazına ait sapma değerlerinin geleneksel ölçüye ait sapma değerlerinden daha yüksek olduğu saptanmıştır (p:0.014). Diğer cihazlar arasında ise fark saptanmamıştır (p>0.05) (Tablo 4-5).

D modeli için; cihazlar arasında lokal doğruluk değerleri bakımından istatistiksel olarak anlamlı fark olduğu saptanmıştır (p<0.001). Tukey testleri sonucunda; TRIOS cihazına ait sapma değerlerinin CS3600 cihazına ait sapma değerlerinden daha düşük olduğu saptanmıştır (p:0.029). Diğer cihazlar arasında ise fark saptanmamıştır (p>0.05) (Tablo 4-5).



Şekil 4-2: Cihazlara ve modellere göre lokal doğruluk değerleri

4.2. Doğruluğun Genel Olarak Değerlendirilmesine Ait Bulgular

Genel doğruluk değeri üzerine cihaz ve model değişkenlerinin etkilerini incelemek amacıyla iki faktörlü varyans analizi gerçekleştirilmiştir. Analize genel doğruluk değeri bağımlı olarak dahil edilirken, cihaz ve model değişkenlerinin ana etkileri ve bu iki değişkenin etkileşimleri (cihaz*model) bağımsız faktörler olarak dahil edilmiştir. Gerçekleştirilen değerlendirme sonucunda elde edilen modelin istatistiksel olarak anlamlı

olduğu ve bağımsız değişkenlerin, bağımlı değişkene ait varyansın %77.6'sını açıklayabildiği saptanmıştır [F:37.313, p<0.001, R^2_{adj}:0.776].

Tablo 4-6: Modele ilişkin bilgiler

	F	**p**
Model	37.313	<0.001**
Sabit	3065.966	<0.001**
Cihaz	88.322	<0.001**
Model	86.059	<0.001**
Cihaz*Model	8.123	<0.001**

**p<0.01

Modelde cihaz*model etkileşiminin anlamlı olması tüm cihazlarda modeller arasında gözlenen farkın aynı olmadığını göstermektedir. Benzer şekilde tüm modellerde cihazlar arasında gözlenen farkın aynı olmadığı şeklinde de yorumlanabilir. Bu bağlamda etkileşimdeki anlamlılığı çözümleyebilmek amacıyla post-hoc değerlendirmeler gerçekleştirilmiştir.

Tablo 4-7: Genel doğruluk değerine ilişkin post-hoc analizler

Genel doğruluk	**A**	**B**	**C**	**D**	**[a]p**	**[b]p (A-B)**	**[b]p (A-C)**	**[b]p (A-D)**	**[b]p (B-C)**	**[b]p (B-D)**	**[b]p (C-D)**
[1]TRIOS	0.12±0.06	0.09±0.03	0.14±0.02	0.21±0.02	**<0.001****	0.300	0.739	<0.001**	0.039*	<0.001**	0.001**
[2]AADVA	0.05±0.02	0.05±0.01	0.09±0.03	0.17±0.06	**<0.001****	0.988	0.093	<0.001**	0.045*	<0.001**	<0.001**
[3]CS3600	0.06±0.01	0.06±0.01	0.06±0.01	0.18±0.03	**<0.001****	0.933	0.966	<0.001**	0.999	<0.001**	<0.001**
[4]Emerald	0.18±0.05	0.23±0.03	0.22±0.04	0.20±0.03	**0.096**	0.090	0.255	0.776	0.947	0.464	0.791
[5]Geleneksel ölçü	0.08±0.02	0.09±0.02	0.09±0.02	0.19±0.05	**<0.001****	0.761	0.567	<0.001**	0.988	<0.001**	<0.001**
[a]p	**<0.001****	**<0.001****	**<0.001****	**0.333**							
[b]p (1-2)	0.002**	0.001**	0.002**	0.347							
[b]p (1-3)	0.007**	0.075	<0.001**	0.594							
[b]p (1-4)	0.004**	<0.001**	<0.001**	0.995							
[b]p (1-5)	0.095	0.999	0.005**	0.770							
[b]p (2-3)	0.991	0.399	0.194	0.994							
[b]p (2-4)	<0.001**	<0.001**	<0.001**	0.583							
[b]p (2-5)	0.589	0.001**	0.997	0.954							
[b]p (3-4)	<0.001**	<0.001**	<0.001**	0.825							
[b]p (3-5)	0.851	0.076	0.094	0.998							
[b]p (4-5)	<0.001**	<0.001**	<0.001**	0.938							

[a]Tek yönlü varyans analizi [b]Tukey test *p<0.05 **p<0.01

AADVA cihazında; modeller arasında genel doğruluk değerleri bakımından istatistiksel olarak anlamlı fark olduğu saptanmıştır ($p<0.001$). Tukey testleri sonucunda; A modelinin referans modelden sapma miktarı değerlerinin D modelinin sapma değerlerinden daha düşük olduğu saptanmıştır ($p<0.001$). B modelinin referans modelden sapma miktarı değerlerinin C ve D modellerinin sapma değerlerinden daha düşük olduğu saptanmıştır (sırasıyla; $p:0.045$, $p<0.001$). C modelinin referans modelden sapma miktarı değerlerinin D modelinin sapma değerlerinden daha düşük olduğu saptanmıştır ($p<0.001$). Diğer modeller arasında fark saptanmamıştır ($p>0.05$) (Tablo 4-7).

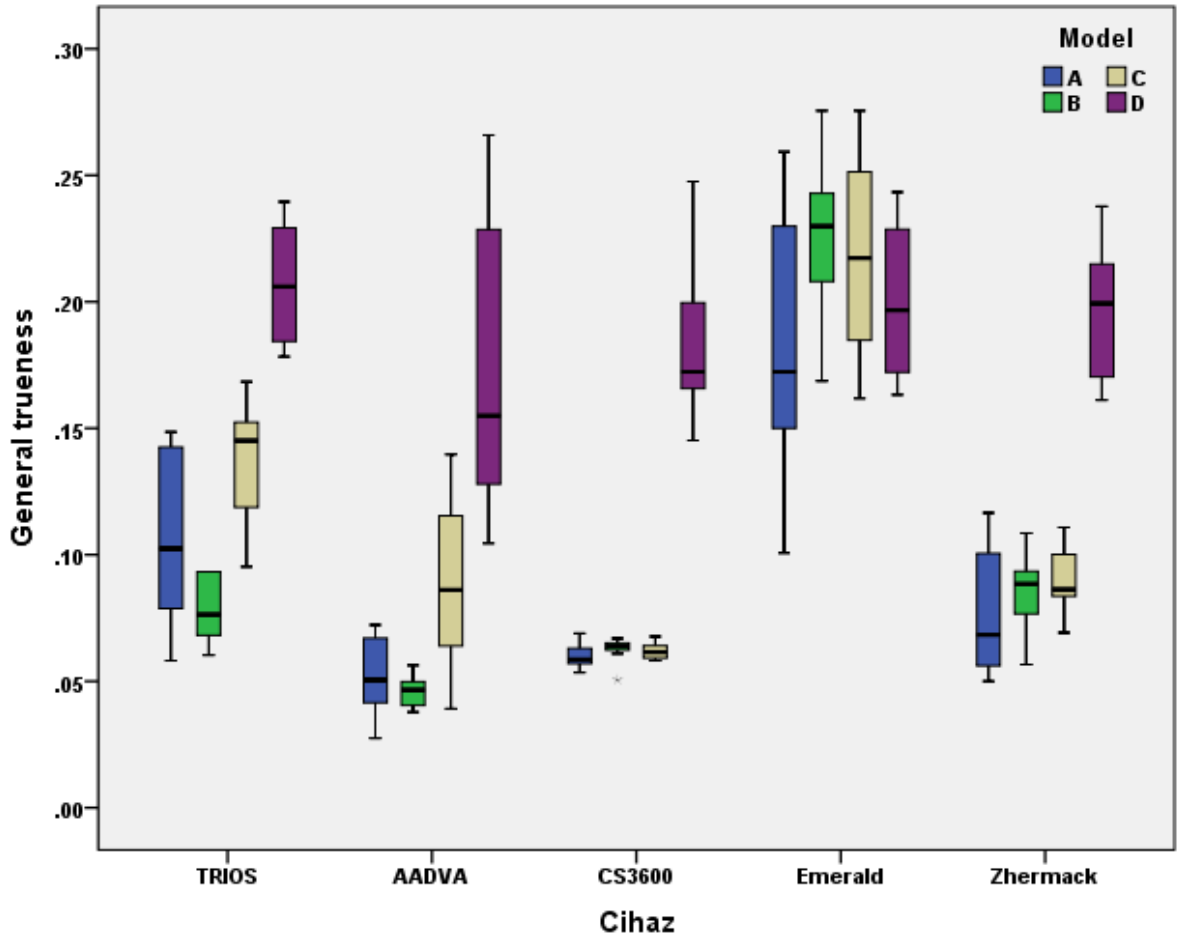
CS3600 cihazında; modeller arasında genel doğruluk değerleri bakımından istatistiksel olarak anlamlı fark olduğu saptanmıştır ($p<0.001$). Tukey testleri sonucunda; A modelinin referans modelden sapma miktarı değerlerinin D modelinin sapma değerlerinden daha düşük olduğu saptanmıştır ($p<0.001$). B modelinin referans modelden sapma miktarı değerlerinin D modelinin sapma değerlerinden daha düşük olduğu saptanmıştır ($p<0.001$). C modelinin referans modelden sapma miktarı değerlerinin D modelinin sapma değerlerinden daha düşük olduğu saptanmıştır ($p<0.001$). Diğer modeller arasında fark saptanmamıştır ($p>0.05$) (Tablo 4-7).

Emerald cihazında; modeller arasında genel doğruluk değerleri bakımından istatistiksel olarak anlamlı fark saptanmamıştır ($p>0.05$) (Tablo 4-7).

TRIOS cihazında; modeller arasında genel doğruluk değerleri bakımından istatistiksel olarak anlamlı fark olduğu saptanmıştır ($p<0.001$). Tukey testleri sonucunda; A modelinin referans modelden sapma miktarı değerlerinin D modeli sapma değerlerinden daha düşük olduğu saptanmıştır ($p<0.001$). B modelinin referans modelden sapma miktarı değerlerinin C ve D modelinin sapma değerlerinden daha düşük olduğu saptanmıştır (sırasıyla; $p:0.039$, $p<0.001$). C modelinin referans modelden sapma miktarı değerlerinin D modelinin sapma değerlerinden daha düşük olduğu saptanmıştır ($p:0.001$). Diğer modeller arasında fark saptanmamıştır ($p>0.05$) (Tablo 4-7).

Geleneksel ölçü grubunda; modeller arasında genel doğruluk değerleri bakımından istatistiksel olarak anlamlı fark olduğu saptanmıştır ($p<0.001$). Tukey testleri sonucunda; A modelinin referans modelden sapma miktarı değerlerinin D modelinin sapma değerlerinden daha düşük olduğu saptanmıştır ($p<0.001$). B modelinin referans modelden sapma miktarı değerlerinin D modelinin sapma değerlerinden daha düşük olduğu saptanmıştır ($p<0.001$). C

modelinin referans modelden sapma miktarı değerlerinin D modelinin sapma değerlerinden daha düşük olduğu saptanmıştır ($p<0.001$). Diğer modeller arasında fark saptanmamıştır ($p>0.05$) (Tablo 4-7).



Şekil 4-3: Cihazlara ve modellere göre genel doğruluk değerleri

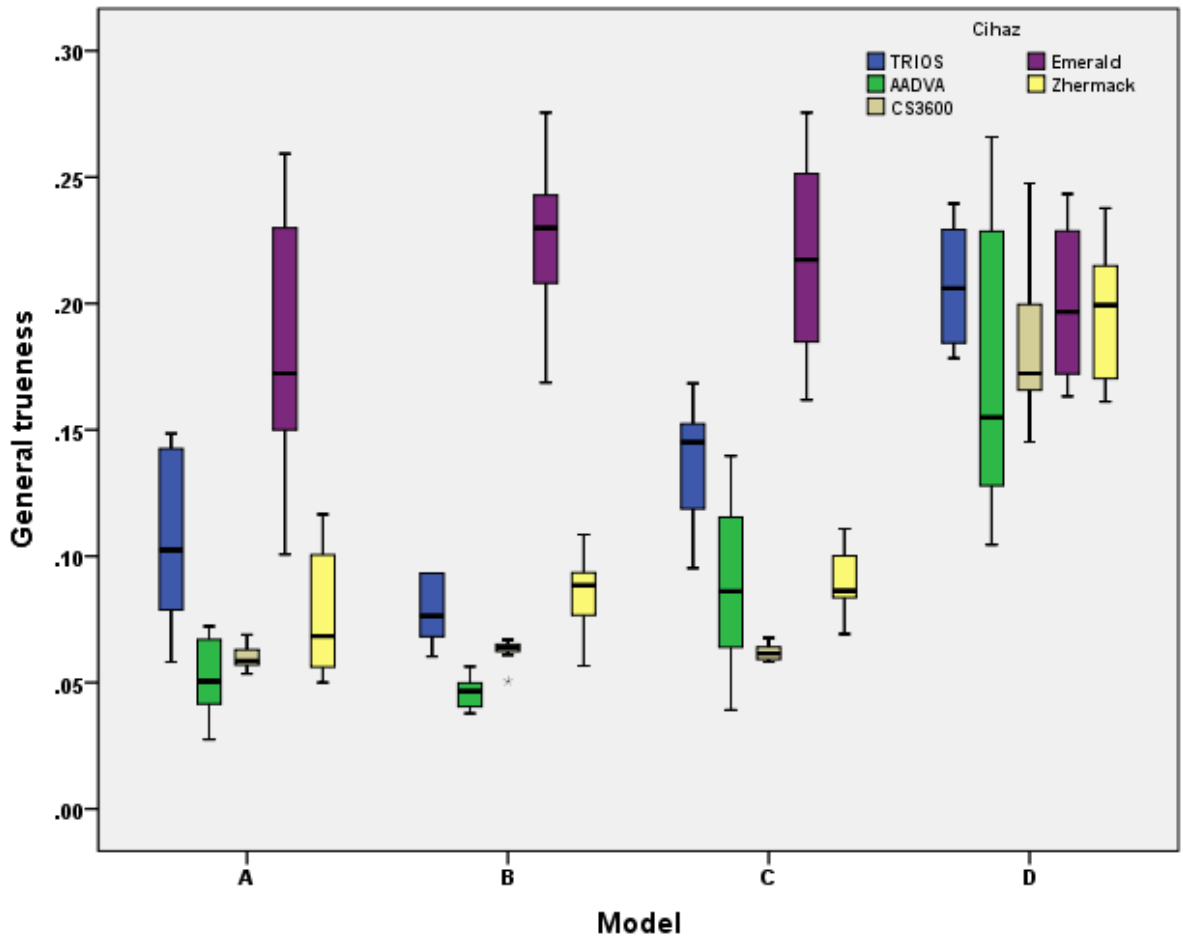
A modeli için; cihazlar arasında genel doğruluk değerleri bakımından istatistiksel olarak anlamlı fark olduğu saptanmıştır ($p<0.001$). Tukey testleri sonucunda; TRIOS cihazına ait sapma miktarı değerlerinin ait değerlerin AADVA ve CS3600 cihazlarına ait sapma miktarı değerlerden daha yüksek, Emerald cihazına ait sapma miktarı değerlerinden daha

düşük olduğu saptanmıştır (sırasıyla; p:0.002, p:0.007, p:0.004). AADVA cihazına ait değerlerin Emerald cihazına ait sapma miktarı değerlerinden daha düşük olduğu saptanmıştır ($p<0.001$). CS3600 cihazına ait sapma miktarı değerlerinin Emerald cihazına ait sapma miktarı değerlerinden daha düşük olduğu saptanmıştır ($p<0.001$). Emerald cihazına ait sapma miktarı değerlerinin geleneksel ölçüye ait sapma miktarı değerlerinden daha yüksek olduğu saptanmıştır ($p<0.001$). Diğer cihazlar arasında ise fark saptanmamıştır ($p>0.05$) (Tablo 4-7).

B modeli için; cihazlar arasında genel doğruluk değerleri bakımından istatistiksel olarak anlamlı fark olduğu saptanmıştır ($p<0.001$). Tukey testleri sonucunda; TRIOS cihazına ait sapma miktarı değerlerinin AADVA cihazına ait sapma miktarı değerlerinden daha yüksek ve Emerald cihazına sapma miktarı ait değerlerinden daha yüksek olduğu saptanmıştır (sırasıyla; p:0.001, $p<0.001$). AADVA cihazına ait sapma miktarı değerlerinin Emerald ve geleneksel ölçüye ait sapma miktarı değerlerinden daha düşük olduğu saptanmıştır (sırasıyla; $p<0.001$, p:0.001). CS3600 cihazına ait sapma miktarı değerlerinin Emerald cihazına ait sapma miktarı değerlerinden daha düşük olduğu saptanmıştır ($p<0.001$). Emerald cihazına ait sapma miktarı değerlerinin geleneksel ölçüye ait sapma miktarı değerlerinden daha yüksek olduğu saptanmıştır ($p<0.001$). Diğer cihazlar arasında ise fark saptanmamıştır ($p>0.05$) (Tablo 4-7).

C modeli için; cihazlar arasında genel doğruluk değerleri bakımından istatistiksel olarak anlamlı fark olduğu saptanmıştır ($p<0.001$). Tukey testleri sonucunda; TRIOS cihazına ait sapma miktarı değerlerinin AADVA, CS3600 ve geleneksel ölçüye ait sapma miktarı değerlerinden daha yüksek, Emerald cihazına ait sapma miktarı değerlerdinen daha düşük olduğu saptanmıştır (sırasıyla; p:0.002, $p<0.001$, p:0.005, $p<0.001$). AADVA cihazına ait sapma miktarı değerlerinin Emerald cihazına ait sapma miktarı değerlerinden daha düşük olduğu saptanmıştır ($p<0.001$). CS3600 cihazına ait sapma miktarı değerlerinin Emerald cihazına ait sapma miktarı değerlerinden daha düşük olduğu saptanmıştır ($p<0.001$). Emerald cihazına ait sapma miktarı değerlerinin geleneksel ölçüye ait sapma miktarı değerlerinden daha yüksek olduğu saptanmıştır ($p<0.001$). Diğer cihazlar arasında ise fark saptanmamıştır ($p>0.05$) (Tablo 4-7).

D modeli için; cihazlar arasında genel doğruluk değerleri bakımından istatistiksel olarak anlamlı fark saptanmamıştır ($p>0.05$) (Tablo 4-7).



Şekil 4-4: Cihazlara ve modellere göre genel doğruluk değerleri

4.3. Tekrarlanabilirlik İle İlgili Bulgular

Tekrarlanabilirlik değeri üzerine cihaz ve model değişkenlerinin etkilerini incelemek amacıyla 2 faktörlü varyans analizi gerçekleştirilmiştir. Analize tekrarlanabilirlik değeri bağımlı olarak dahil edilirken, cihaz ve model değişkenlerinin ana etkileri ve bu iki değişkenin etkileşimleri (cihaz*model) bağımsız faktörler olarak dahil edilmiştir. Gerçekleştirilen değerlendirme sonucunda elde edilen modelin istatistiksel olarak anlamlı

olduğu ve bağımsız değişkenlerin, bağımlı değişkene ait varyansın %77.6'sını açıklayabildiği saptanmıştır [F:37.313, p<0.001, R^2_{adj}:0.776].

Tablo 4-8: Modele ilişkin bilgiler

	F	**p**
Model	3.589	<0.001**
Sabit	226.221	<0.001**
Cihaz	4.371	0.002**
Model	9.207	<0.001**
Cihaz*Model	1.489	0.133

**p<0.01

Modelde cihaz*model etkileşiminin anlamlı olmaması tüm cihazlarda modeller arasında gözlenen farkın benzer olduğunu göstermektedir. Benzer şekilde tüm modellerde cihazlar arasında gözlenen farkın benzer olduğu şeklinde de yorumlanabilir. Etkileşim anlamlı olmasa da tüm post-hoc değerlendirmeler gerçekleştirilmiştir.

Tablo 4-9: Tekrarlanabilirlik değerine ilişkin post-hoc analizler

Tekrarlanabilirlik	A	B	C	D	[a]p	[b]p (A-B)	[b]p (A-C)	[b]p (A-D)	[b]p (B-C)	[b]p (B-D)	[b]p (C-D)
[1]TRIOS	0.05±0.02	0.08±0.03	0.05±0.03	0.09±0.04	**0.081**	0.796	0.999	0.482	0.602	0.996	0.077
[2]AADVA	0.18±0.08	0.08±0.04	0.08±0.07	0.13±0.07	**0.056**	0.305	0.101	0.652	0.998	0.647	0.144
[3]CS3600	0.13±0.05	0.07±0.02	0.09±0.06	0.14±0.06	**0.077**	0.577	0.766	0.988	0.924	0.198	0.147
[4]Emerald	0.03±0	0.09±0.07	0.07±0.06	0.09±0.06	**0.383**	0.576	0.676	0.346	0.964	0.999	0.862
[5] Geleneksel ölçü	0.03±0	0.06±0.02	0.04±0.02	0.12±0.07	**0.001****	0.891	0.988	0.046*	0.942	0.290	0.003**
[a]p	**0.005****	**0.833**	**0.149**	**0.012***							
[b]p (1-2)	0.032*	0.999	0.766	0.080							
[b]p (1-3)	0.325	0.989	0.427	0.048*							
[b]p (1-4)	0.964	0.998	0.859	0.999							
[b]p (1-5)	0.936	0.949	0.973	0.455							
[b]p (2-3)	0.548	0.974	0.981	0.999							
[b]p (2-4)	0.012*	0.999	0.999	0.132							
[b]p (2-5)	0.010*	0.911	0.396	0.890							
[b]p (3-4)	0.132	0.937	0.946	0.083							
[b]p (3-5)	0.110	0.999	0.152	0.796							
[b]p (4-5)	0.999	0.844	0.506	0.595							

[a]Tek yönlü varyans analizi [b]Tukey test *p<0.05 **p<0.01

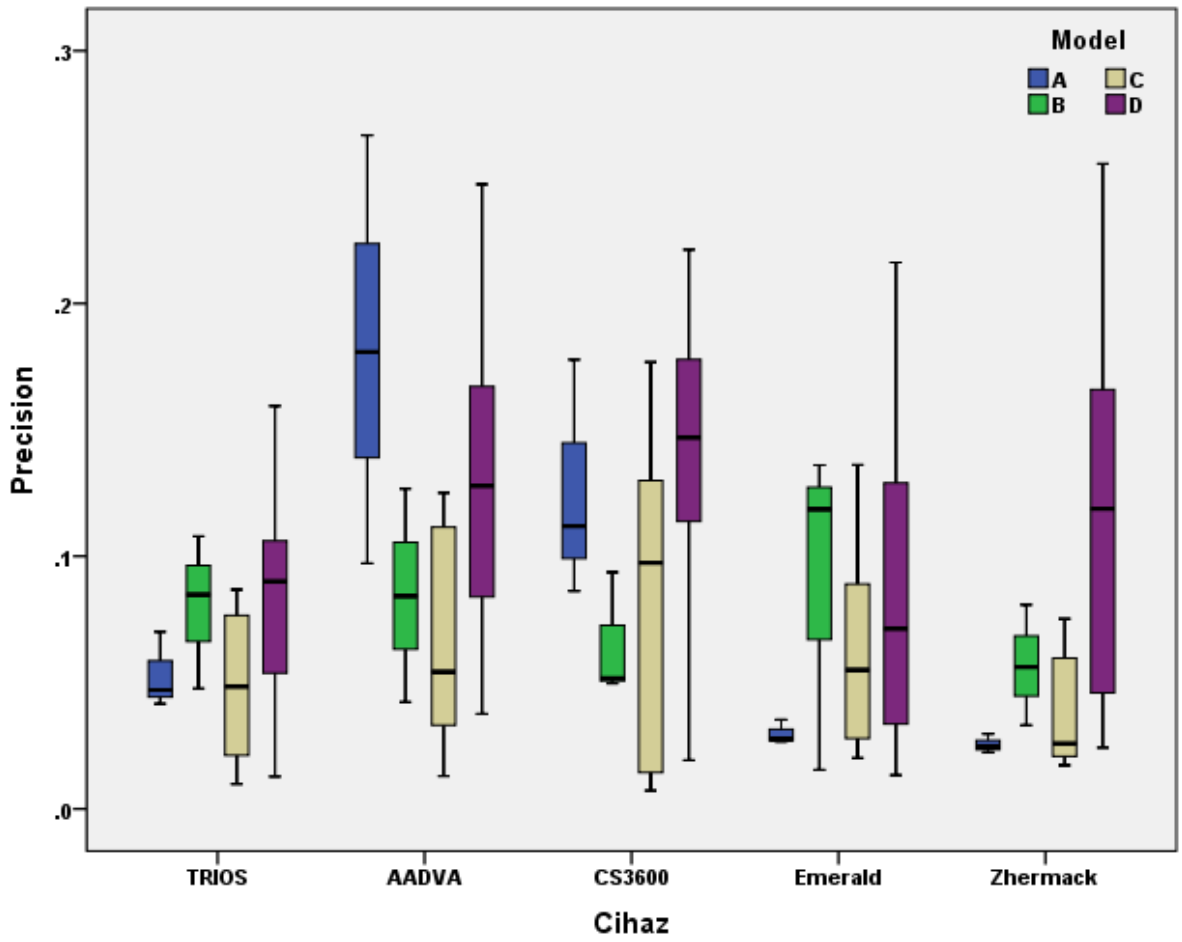
AADVA cihazında; modeller arasında tekrarlanabilirlik değerleri bakımından istatistiksel olarak anlamlı fark saptanmamıştır ($p>0.05$) (Tablo 4-9).

CS3600 cihazında; modeller arasında tekrarlanabilirlik değerleri bakımından istatistiksel olarak anlamlı fark saptanmamıştır ($p>0.05$) (Tablo 4-9).

Emerald cihazında; modeller arasında tekrarlanabilirlik değerleri bakımından istatistiksel olarak anlamlı fark saptanmamıştır ($p>0.05$) (Tablo 4-9).

TRIOS cihazında; modeller arasında tekrarlanabilirlik değerleri bakımından istatistiksel olarak anlamlı fark saptanmamıştır ($p>0.05$) (Tablo 4-9).

Geleneksel ölçü grubunda ; modeller arasında tekrarlanabilirlik değerleri bakımından istatistiksel olarak anlamlı fark olduğu saptanmıştır ($p<0.001$). Tukey testleri sonucunda; A modeli değerlerinin D modeli değerlerinden daha düşük olduğu saptanmıştır (p:0.046). C modeli değerlerinin D modeli değerlerinden daha düşük olduğu saptanmıştır (p:0.003). Diğer modeller arasında fark saptanmamıştır ($p>0.05$) (Tablo 4-9).



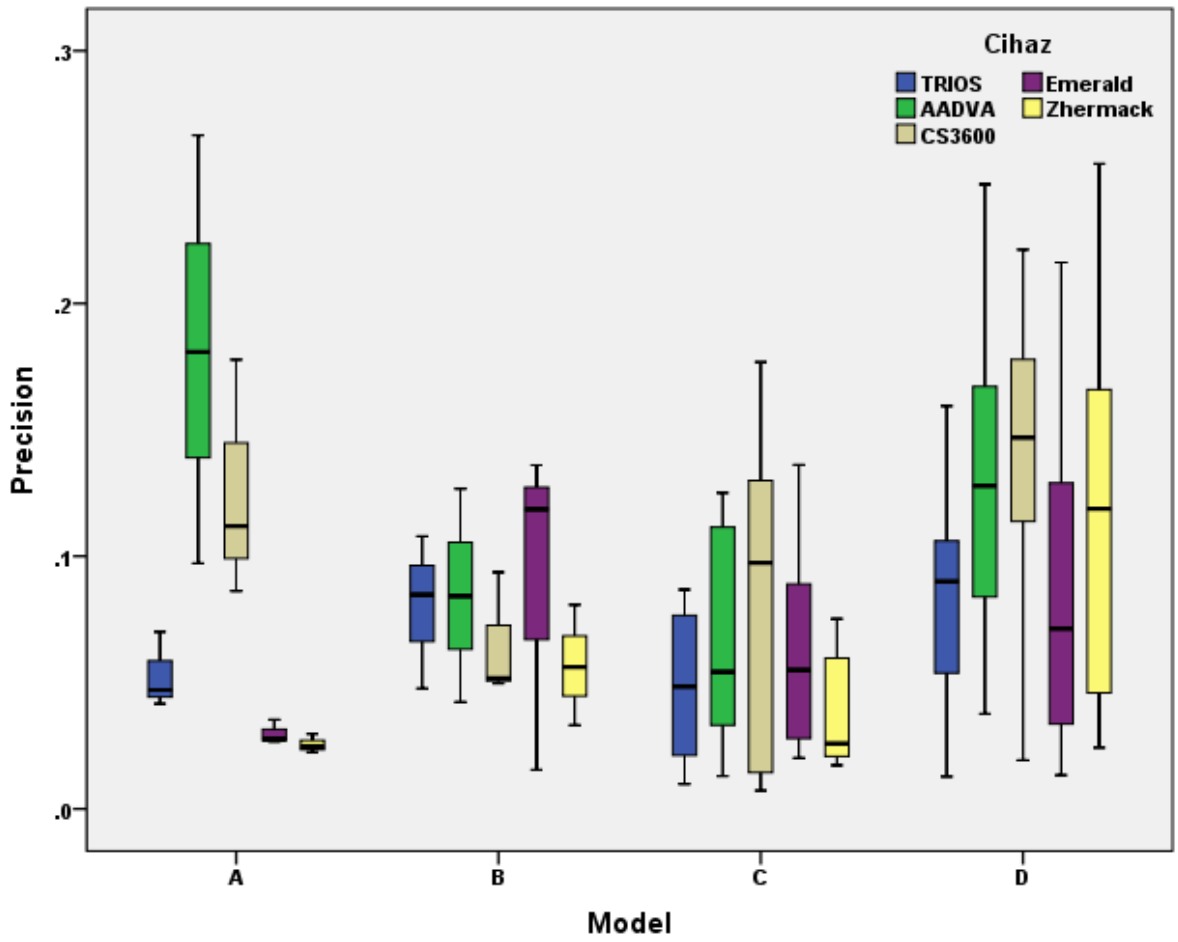
Şekil 4-5: Cihazlara ve modellere göre tekrarlanabilirlik değerleri

A modeli için; cihazlar arasında tekrarlanabilirlik değerleri bakımından istatistiksel olarak anlamlı fark olduğu saptanmıştır (p:0.005). Tukey testleri sonucunda; AADVA cihazına ait değerlerin TRIOS, Emerald ve geleneksel ölçüye ait değerlerden daha yüksek olduğu saptanmıştır (sırasıyla, p:0.032, p:0.012, p:0.010). Diğer cihazlar arasında ise fark saptanmamıştır (p>0.05) (Tablo 4-9).

B modeli için; cihazlar arasında tekrarlanabilirlik değerleri bakımından istatistiksel olarak anlamlı fark saptanmamıştır (p>0.05) (Tablo 4-9).

C modeli için; cihazlar arasında tekrarlanabilirlik değerleri bakımından istatistiksel olarak anlamlı fark saptanmamıştır (p>0.05) (Tablo 4-9).

D modeli için; cihazlar arasında tekrarlanabilirlik değerleri bakımından istatistiksel olarak anlamlı fark olduğu saptanmıştır (p<0.001). Tukey testleri sonucunda; TRIOS cihazına ait değerlerin CS3600 cihazına ait değerlerden daha düşük olduğu saptanmıştır (p:0.048). Diğer cihazlar arasında ise fark saptanmamıştır (p>0.05) (Tablo 4-9).



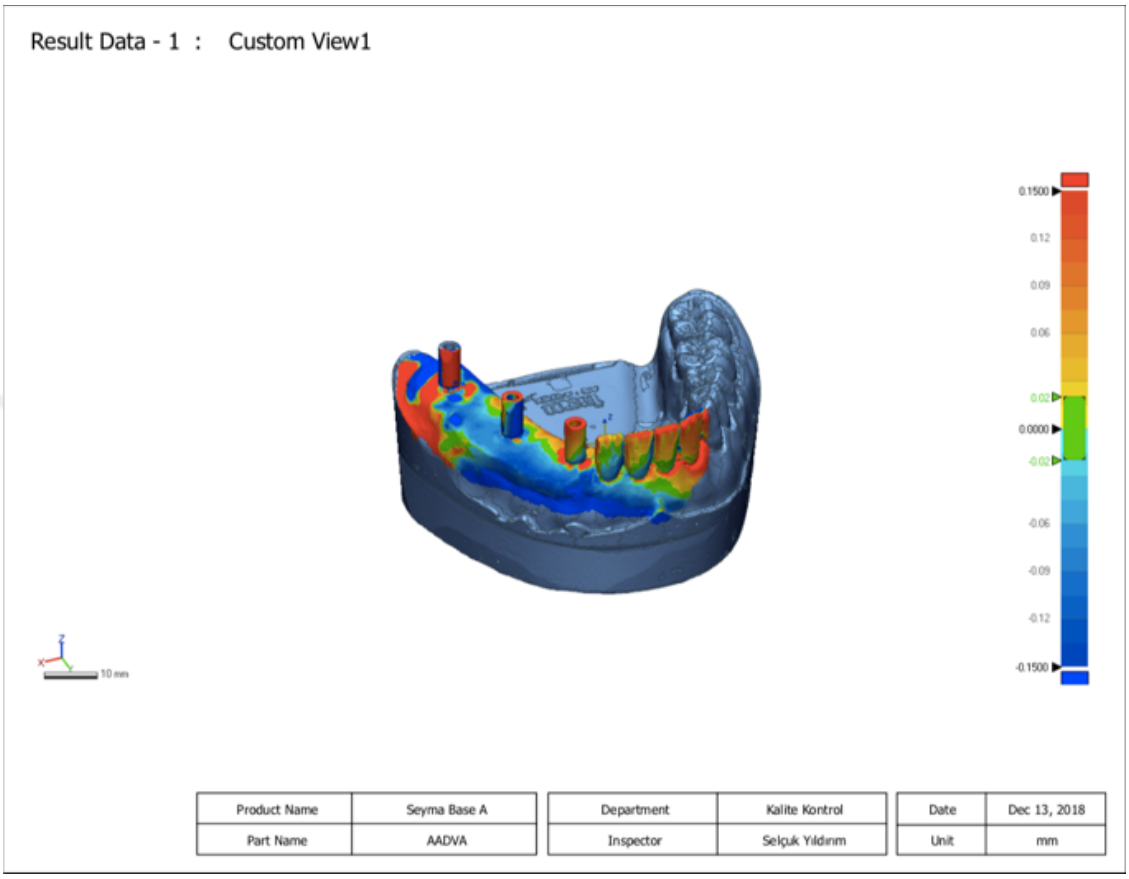
Şekil 4-6: Cihazlara ve modellere göre tekrarlanabilirlik değerleri

4.4. Renk Haritalarına Dair Bulgular

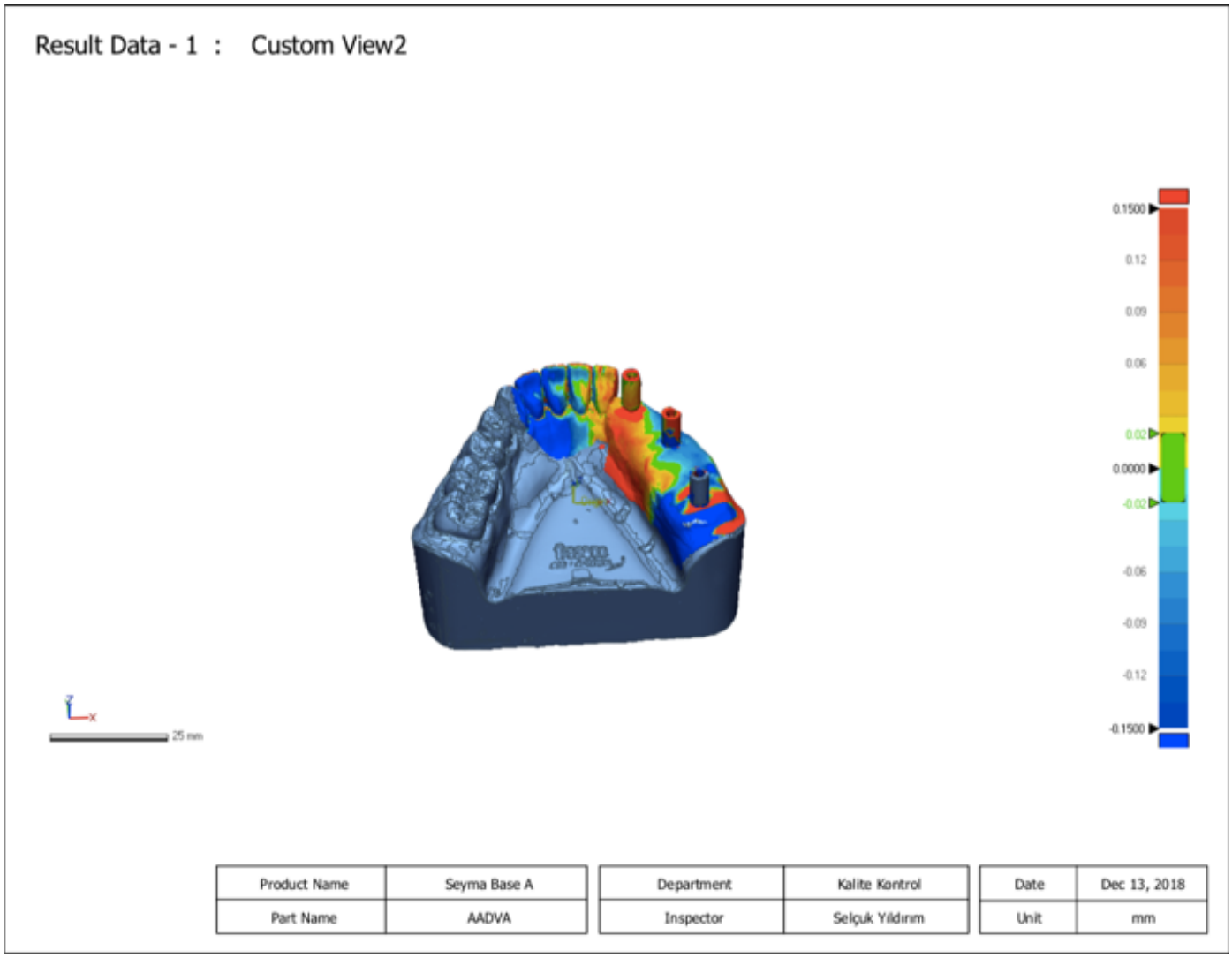
Renk haritalarının oluşturulmasında çakıştırmanın yapıldığı Geomagic Control (Geomagic, Amerika) yazılımının "3D Compare" aracından yararlanılmıştır. Haritalarda alt ve üst sınırlar koyu mavi ve koyu kırmızı ile kodlanmıştır ve en koyu renkler ±150 mikrona denk gelmektedir. İdeal olarak kabul edilen ve 20 mikrona kadar olan sapmalar ise yeşil ile kodlanmıştır. Her kamera ile elde edilen sonuçlar içerisinden, lokal doğruluk ortalaması ile en benzer sonuçlara sahip rapor görüntüleri aşağıdadır.

4.4.1. Aadva Cihazına Ait Renk Haritaları

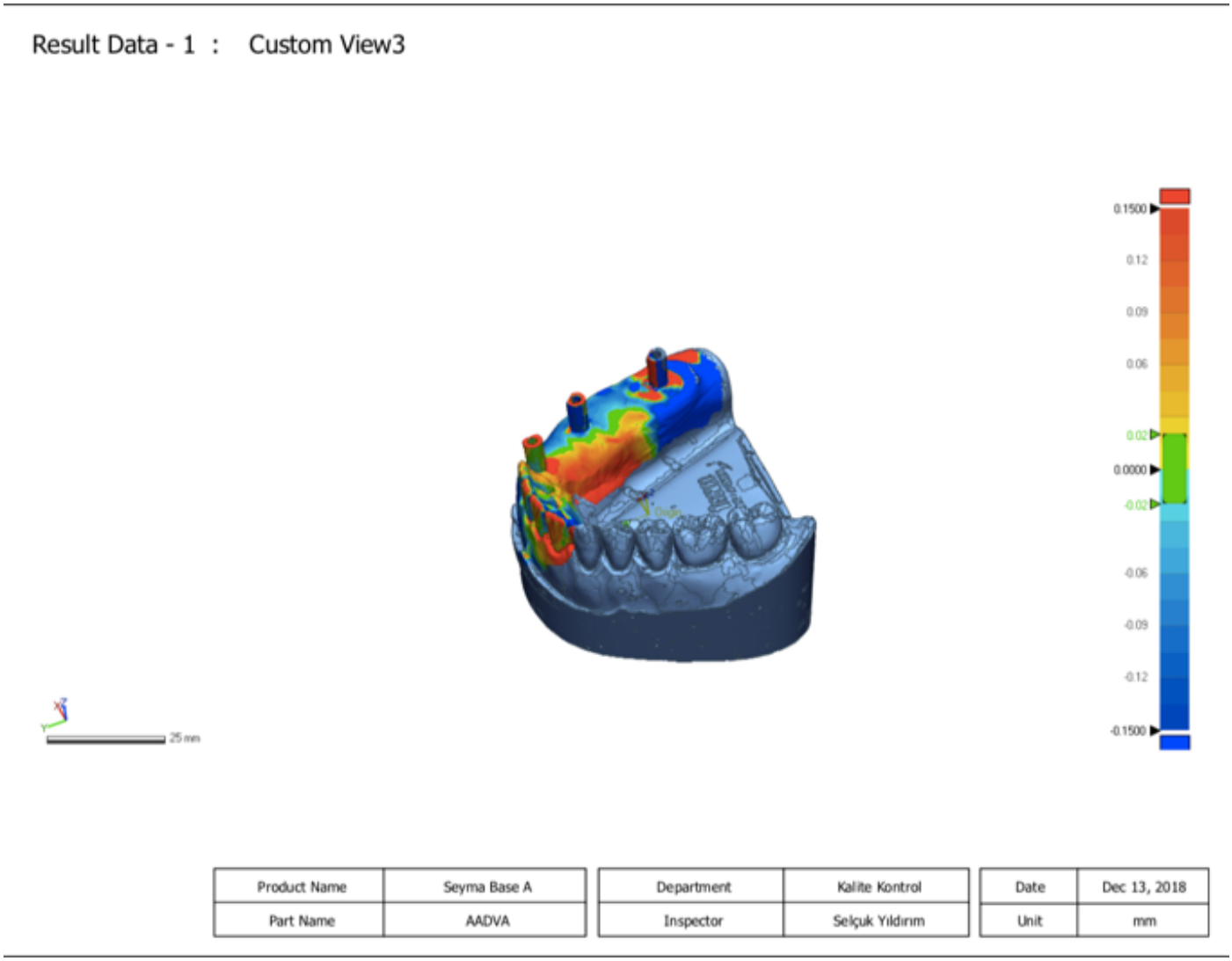
4.4.1.1. A modelinden elde edilen renk haritaları



Şekil 4-7: Aadva cihazı ile A modelinden alınan ölçünün renk haritası (a)

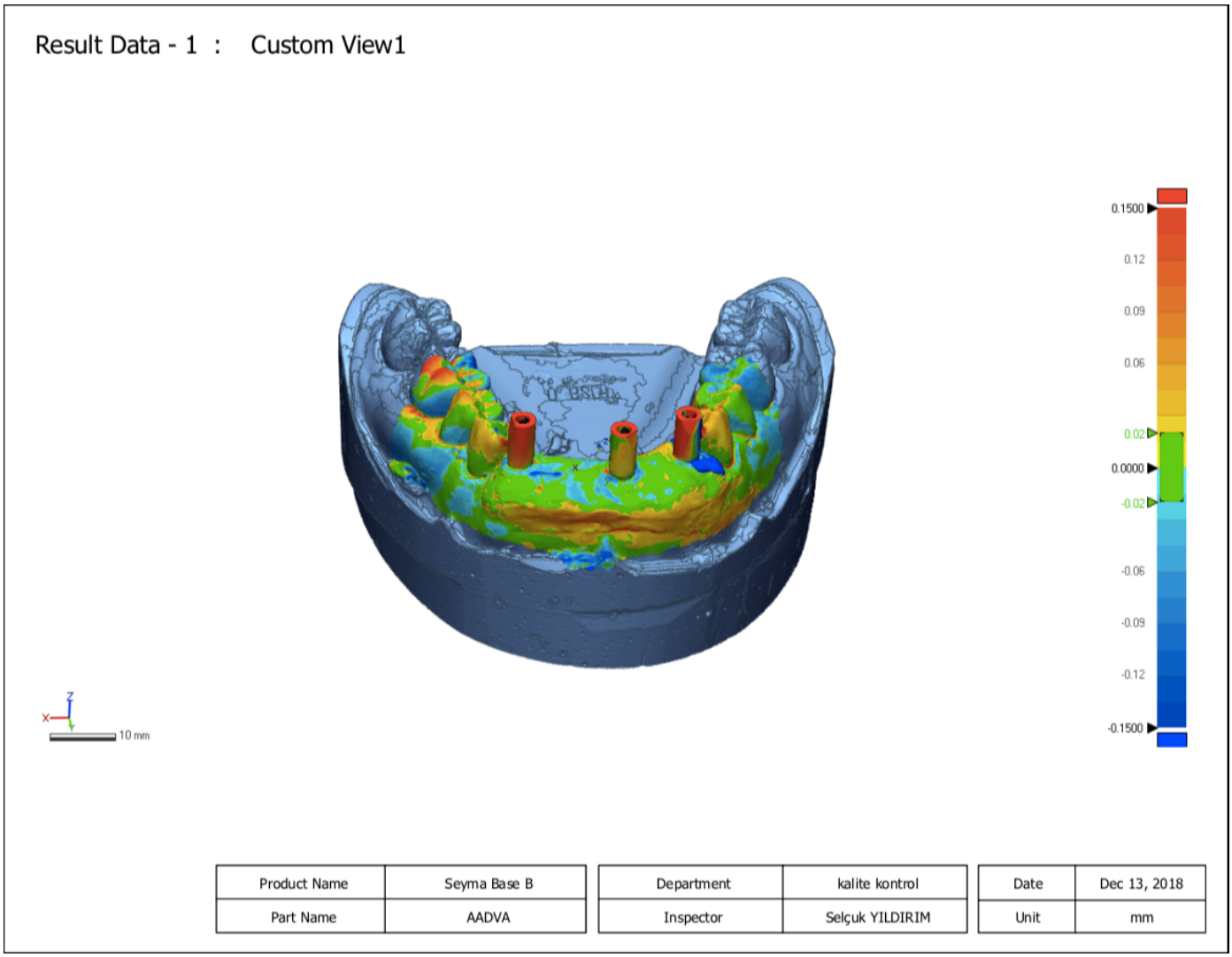


Şekil 4-8: Aadva cihazı ile A modelinden alınan ölçünün renk haritası (b)

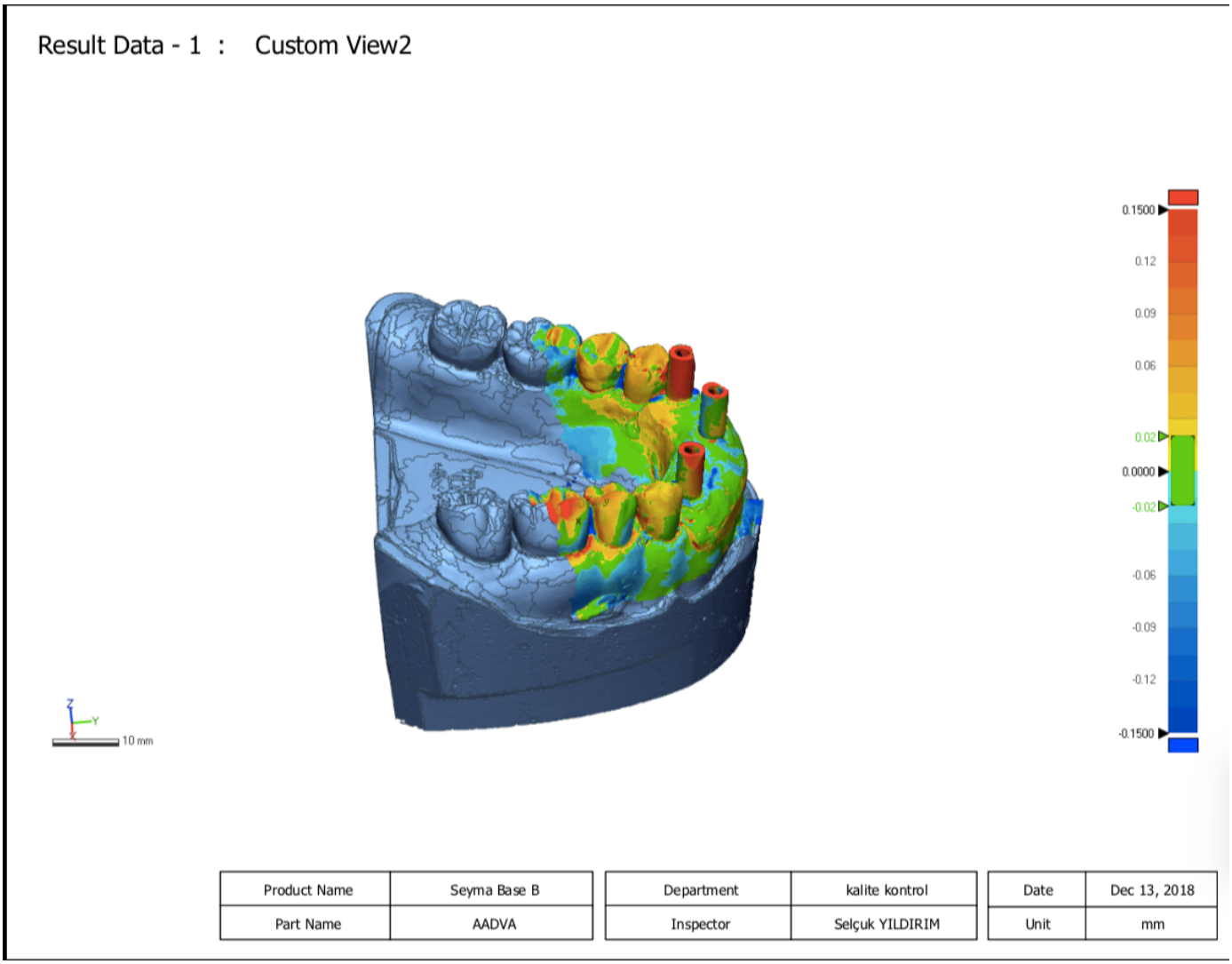


Şekil 4-9: Aadva cihazı ile A modelinden alınan ölçünün renk haritası (c)

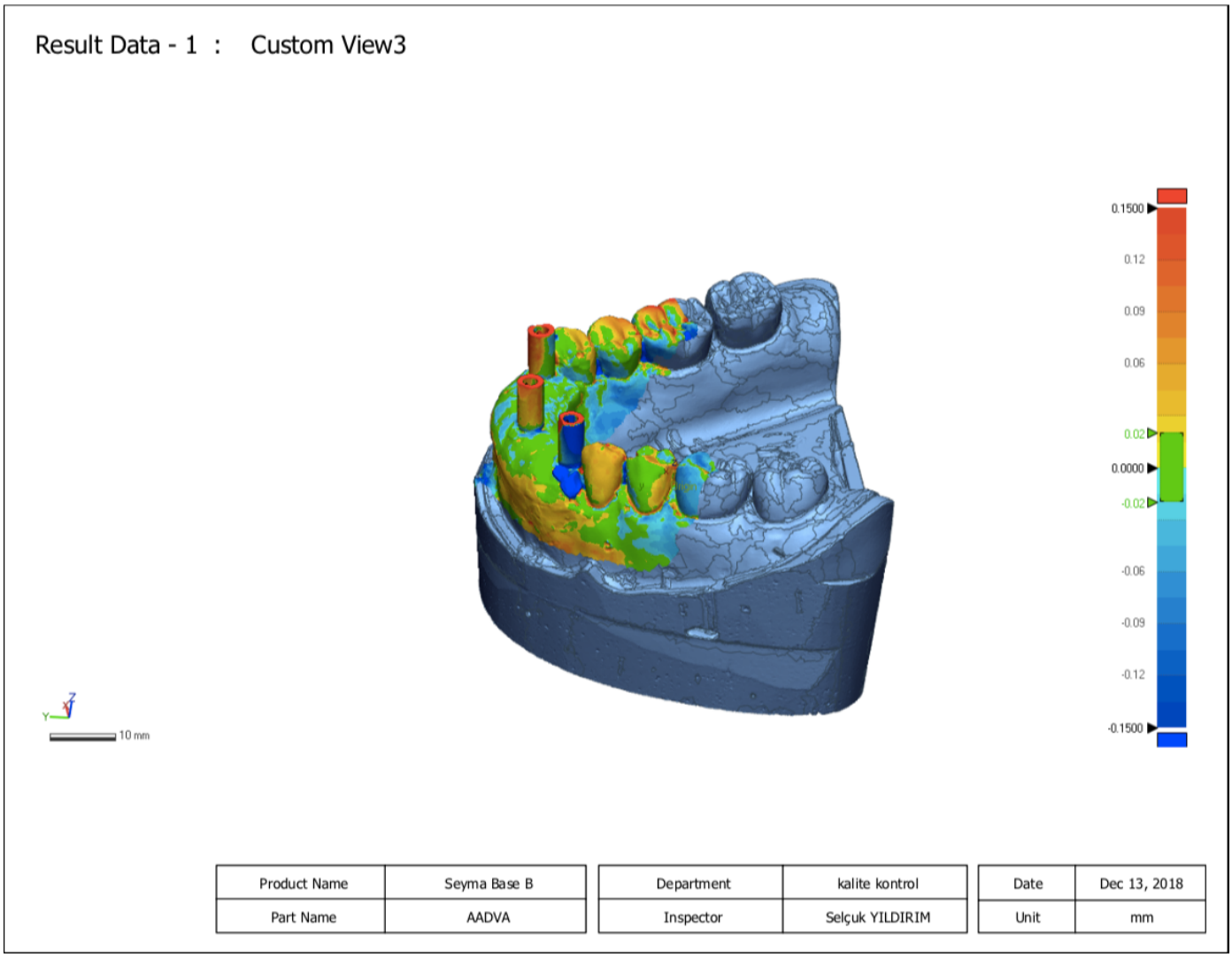
4.4.1.2. B modelinden elde edilen renk haritaları



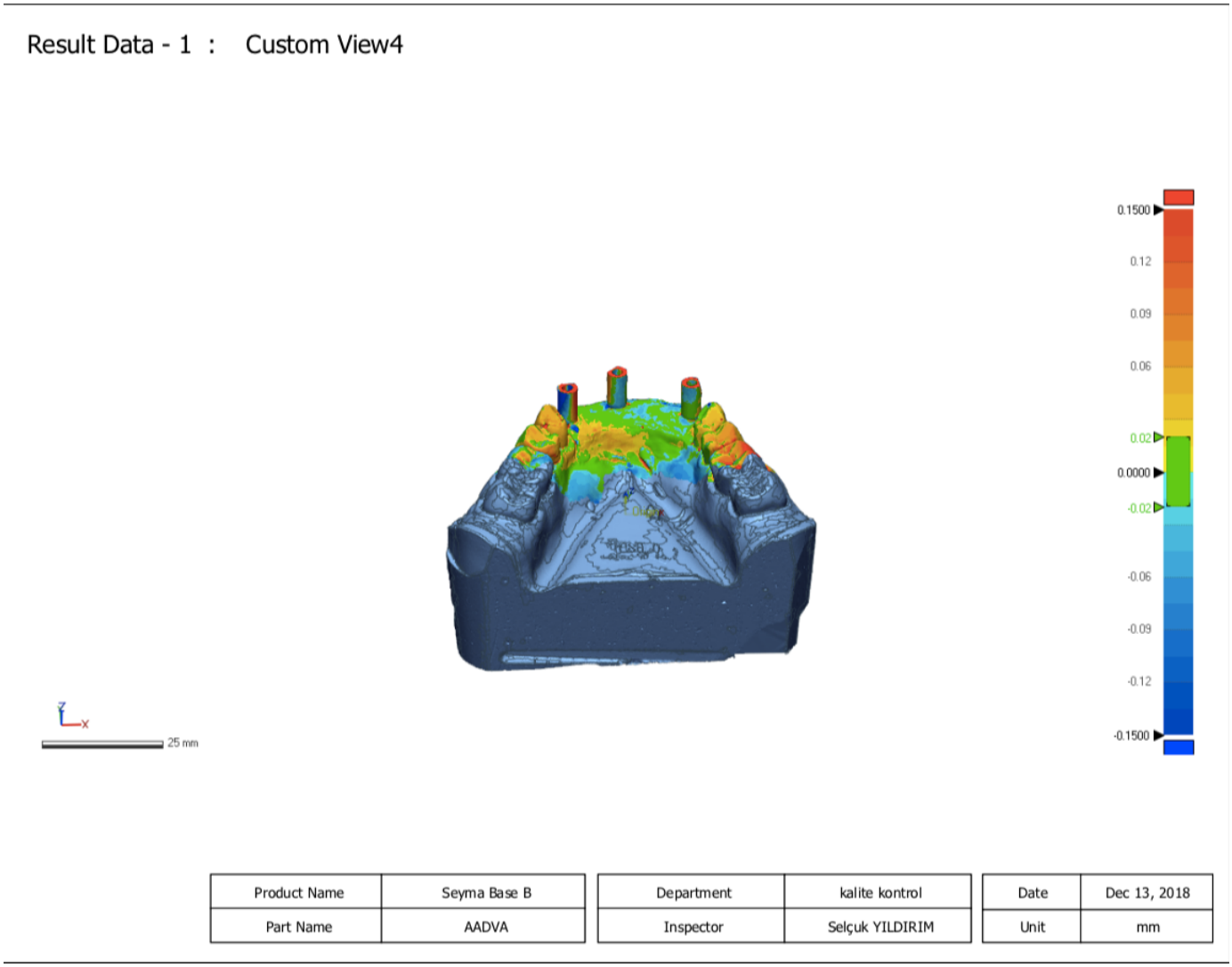
Şekil 4-10: Aadva cihazı ile B modelinden alınan ölçünün renk haritası (a)



Şekil 4-11: Aadva cihazı ile B modelinden alınan ölçünün renk haritası (b)

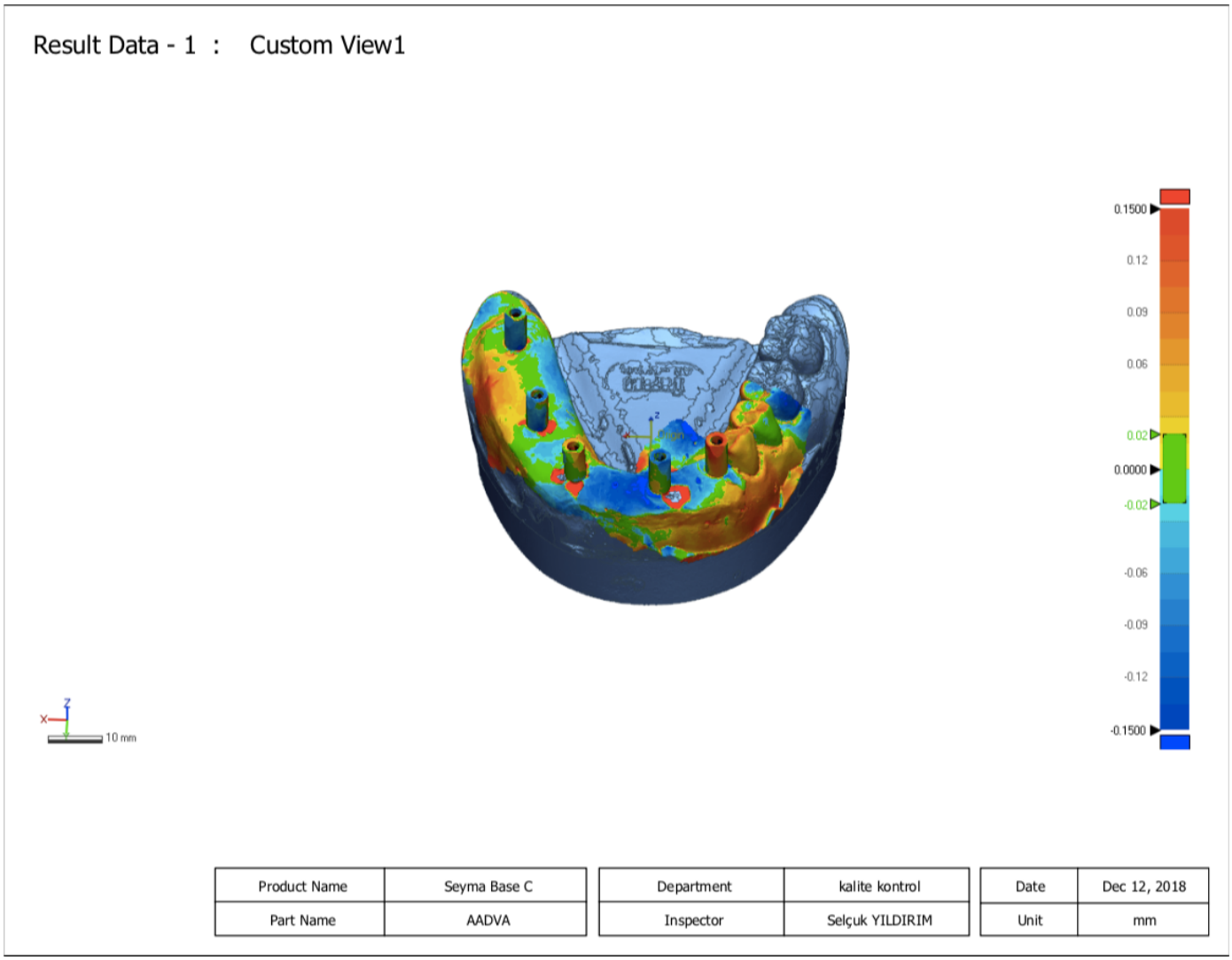


Şekil 4-12: Aadva cihazı ile B modelinden alınan ölçünün renk haritası (c)

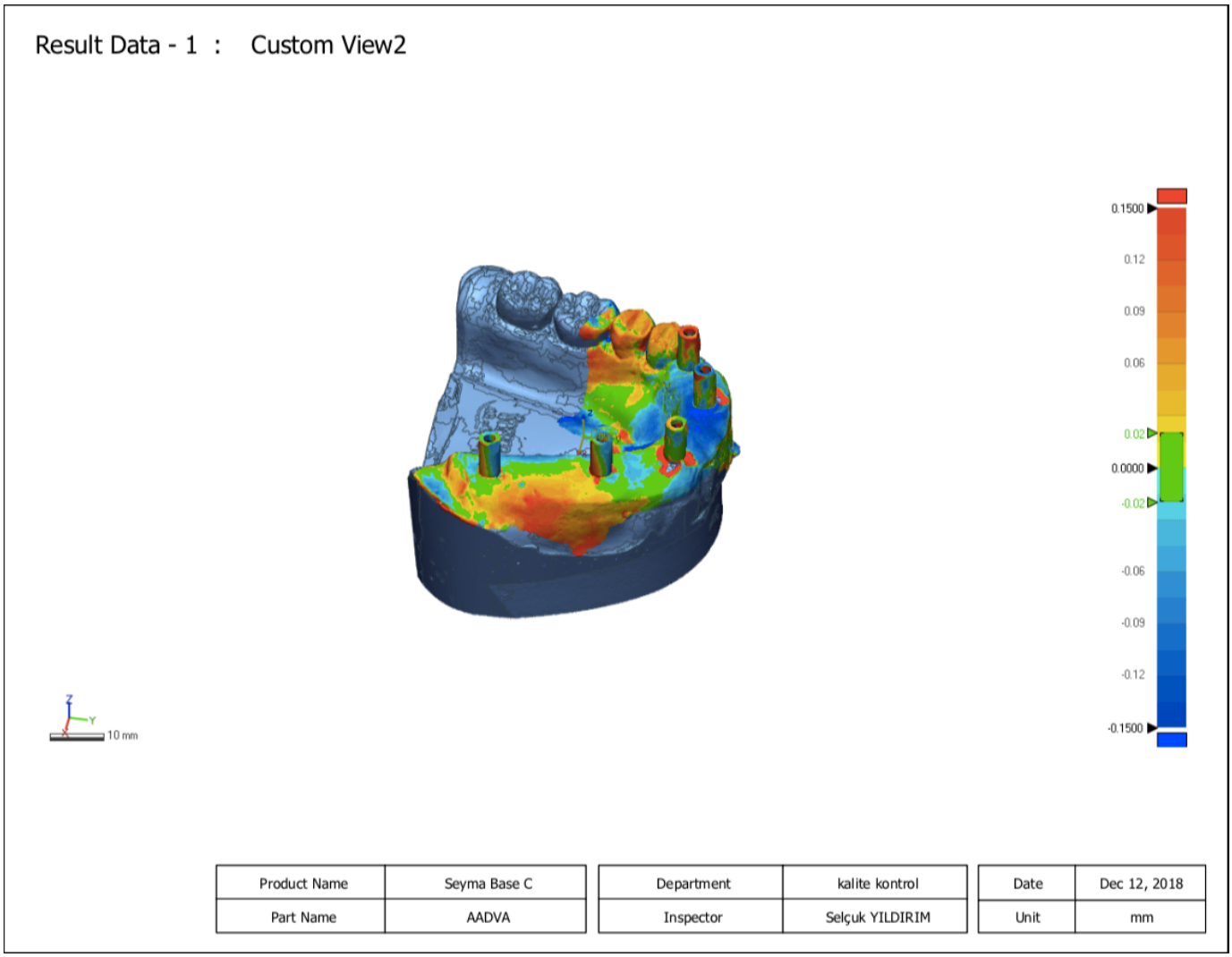


Şekil 4-13: Aadva cihazı ile B modelinden alınan ölçünün renk haritası (d)

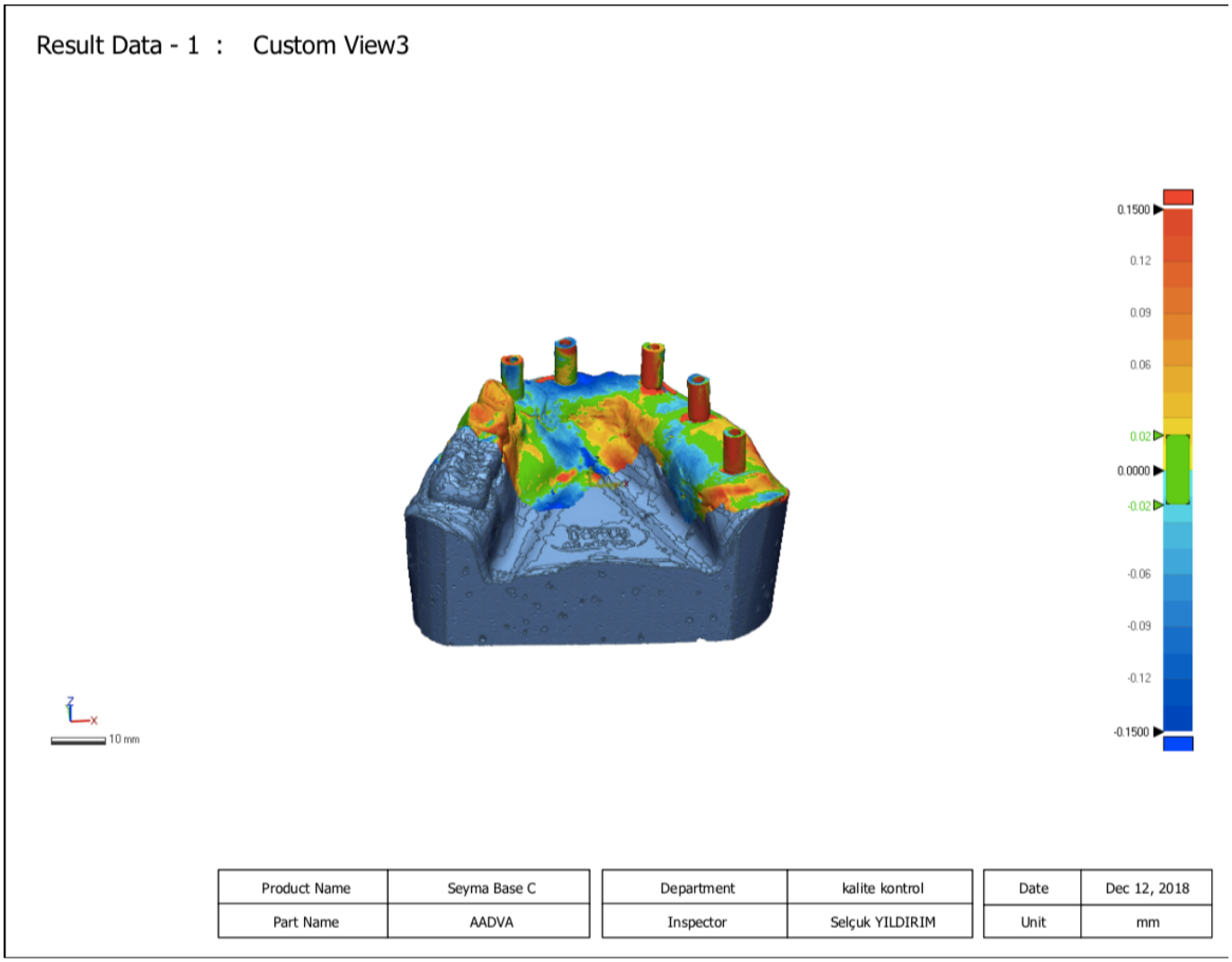
4.4.1.3. C modelinden elde edilen renk haritaları



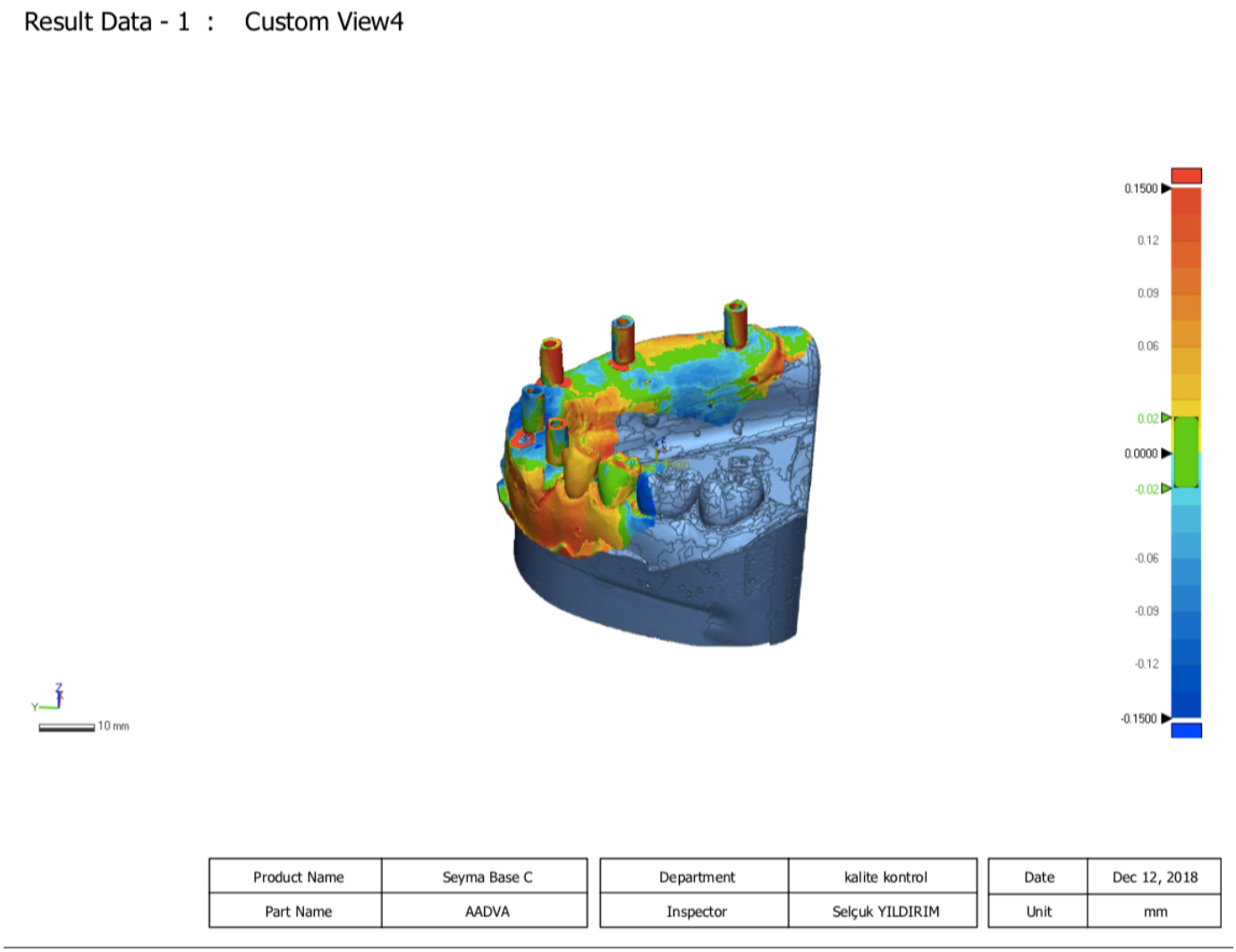
Şekil 4-14: Aadva cihazı ile C modelinden alınan ölçünün renk haritası (a)



Şekil 4-15: Aadva cihazı ile C modelinden alınan ölçünün renk haritası (b)



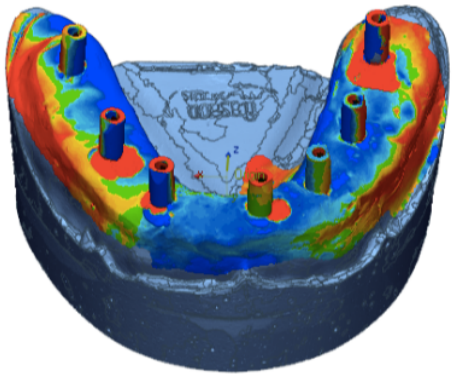
Şekil 4-16: Aadva cihazı ile C modelinden alınan ölçünün renk haritası (c)

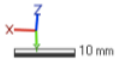


Şekil 4-17: Aadva cihazı ile C modelinden alınan ölçünün renk haritası (d)

4.4.1.4. D modelinden elde edilen renk haritaları

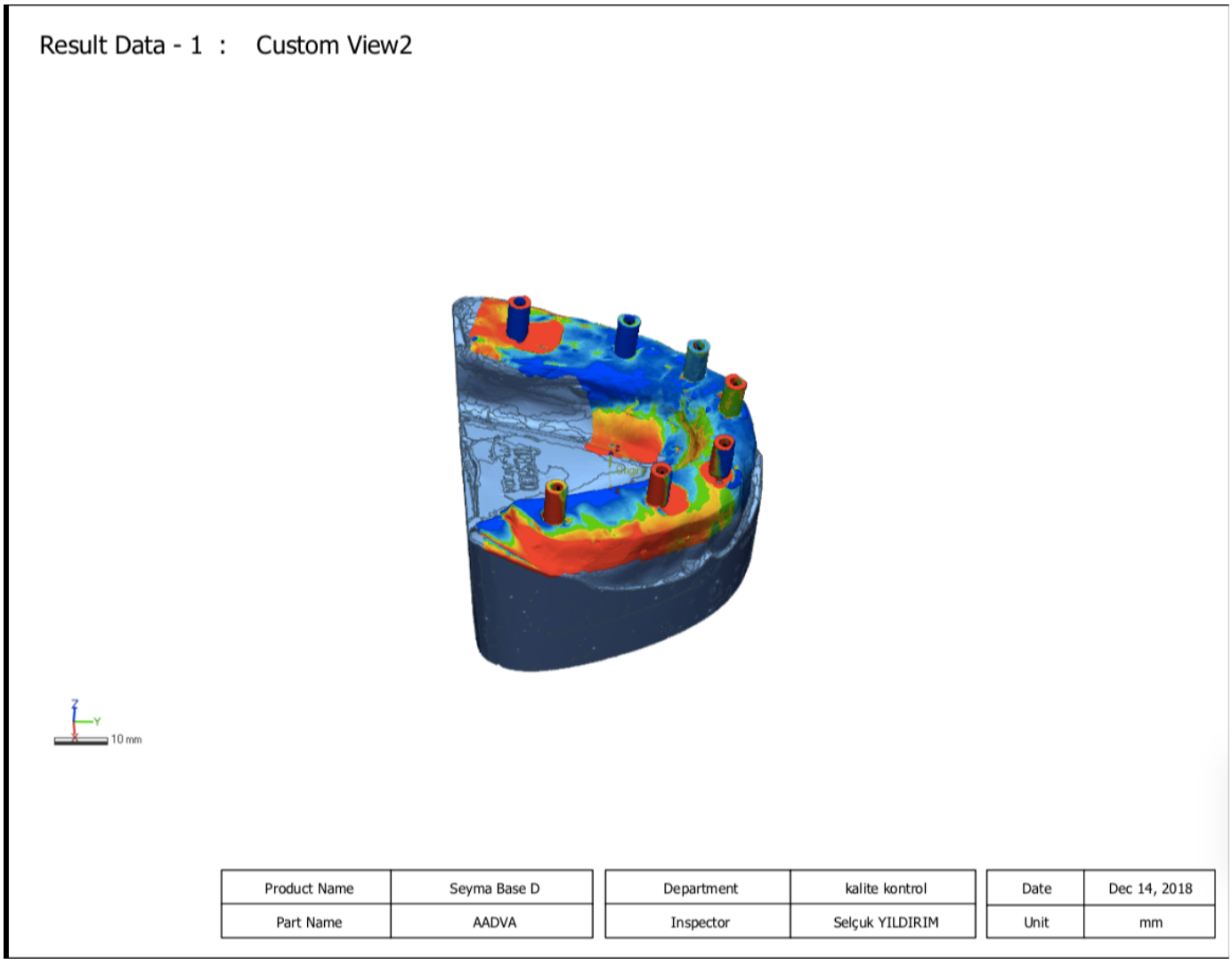
Result Data - 1 : Custom View1



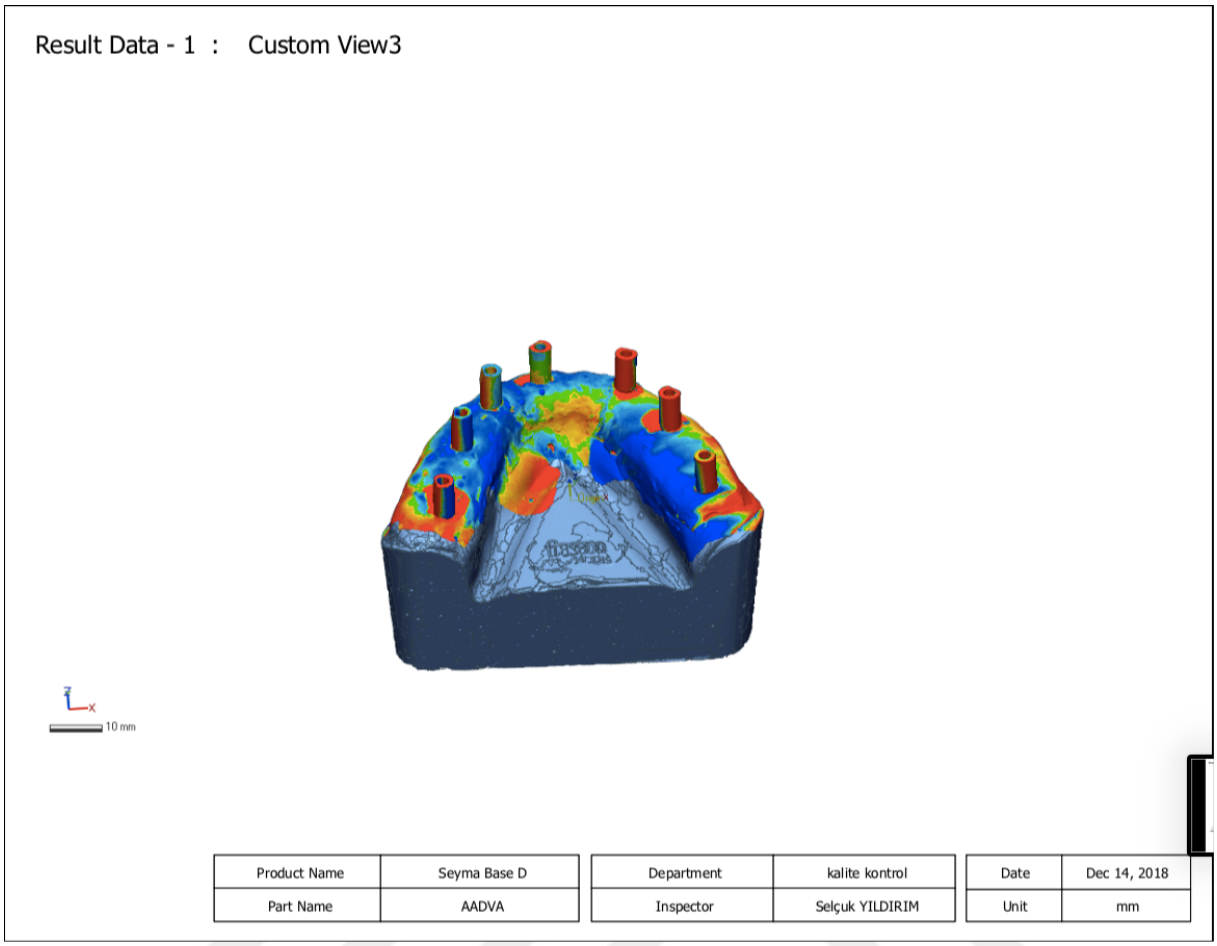


Product Name	Seyma Base D	Department	kalite kontrol	Date	Dec 14, 2018
Part Name	AADVA	Inspector	Selçuk YILDIRIM	Unit	mm

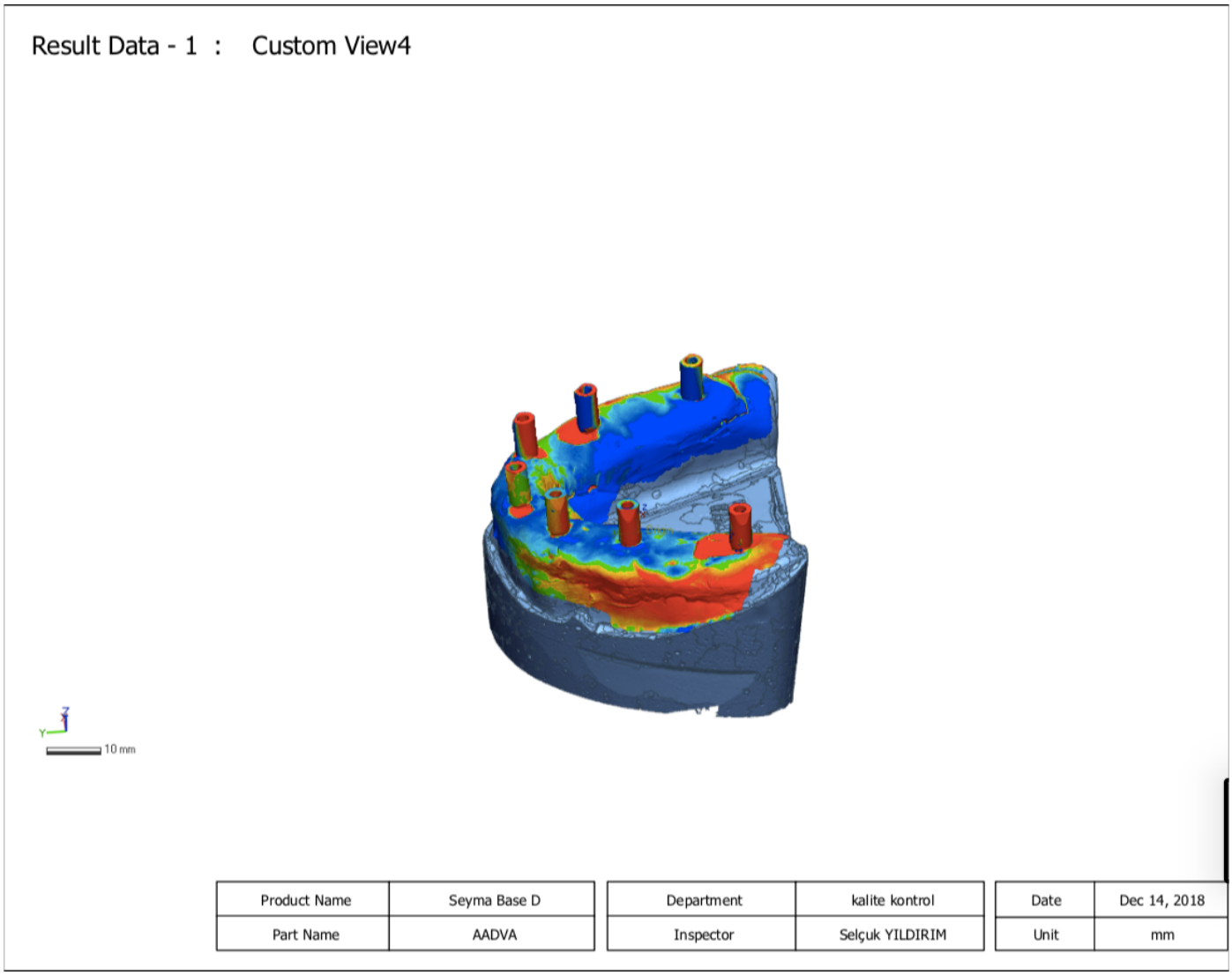
Şekil 4-18: Aadva cihazı ile D modelinden alınan ölçünün renk haritası (a)



Şekil 4-19: Aadva cihazı ile D modelinden alınan ölçünün renk haritası (b)



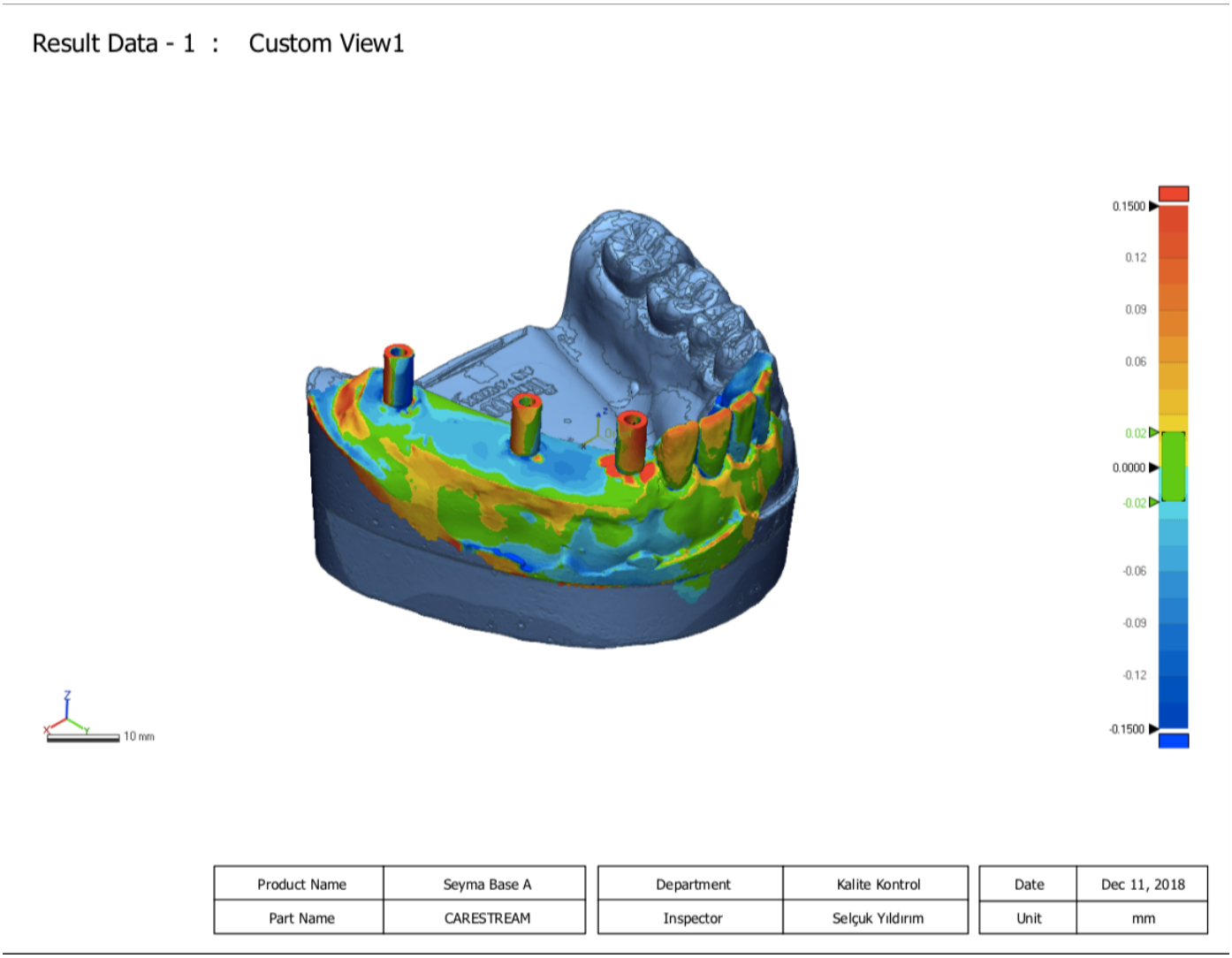
Şekil 4-20: Aadva cihazı ile D modelinden alınan ölçünün renk haritası (c)



Şekil 4-21: Aadva cihazı ile D modelinden alınan ölçünün renk haritası (d)

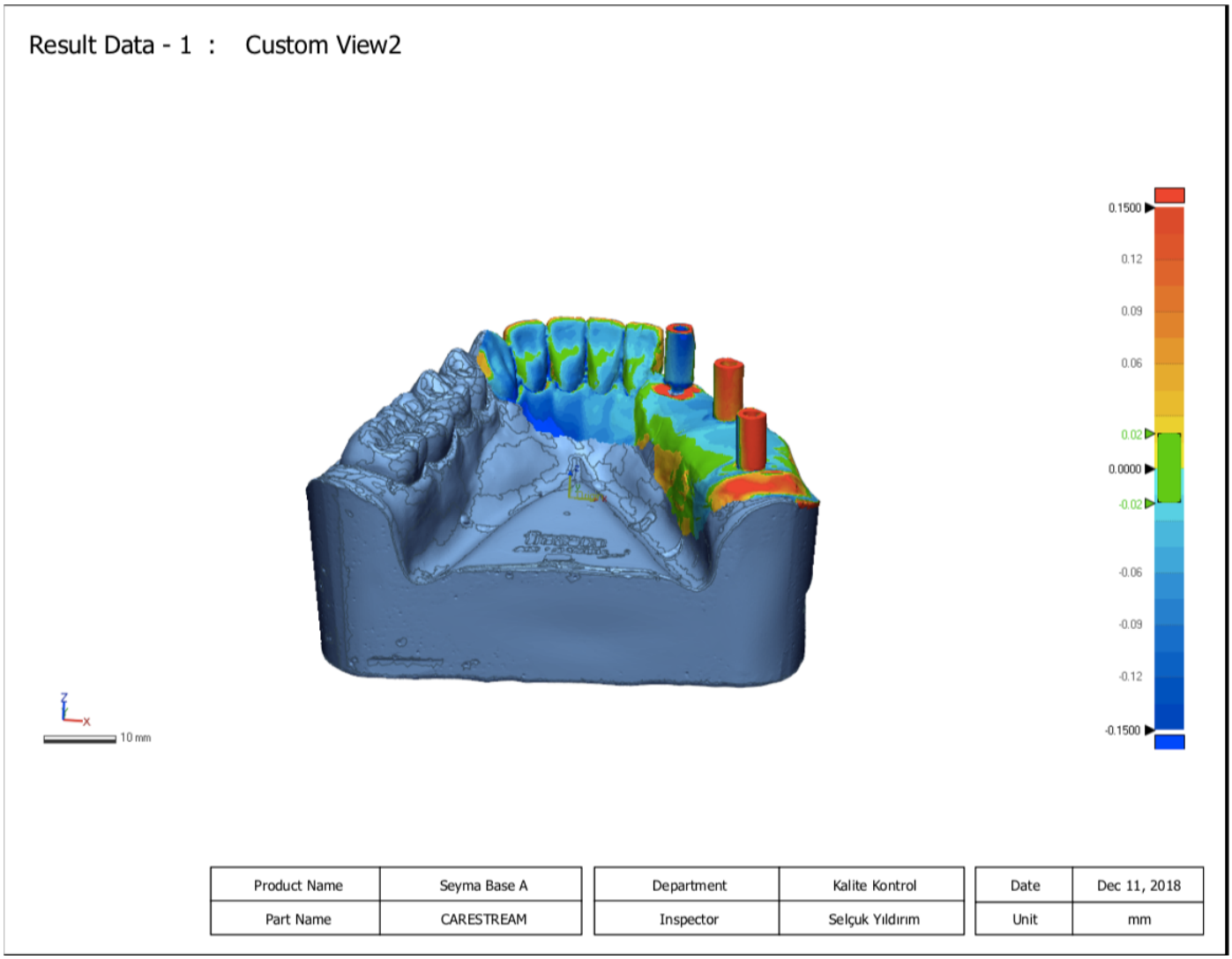
4.4.2. CS3600 Cihazına Ait Renk Haritaları

4.4.2.1. A modelinden elde edilen renk haritaları

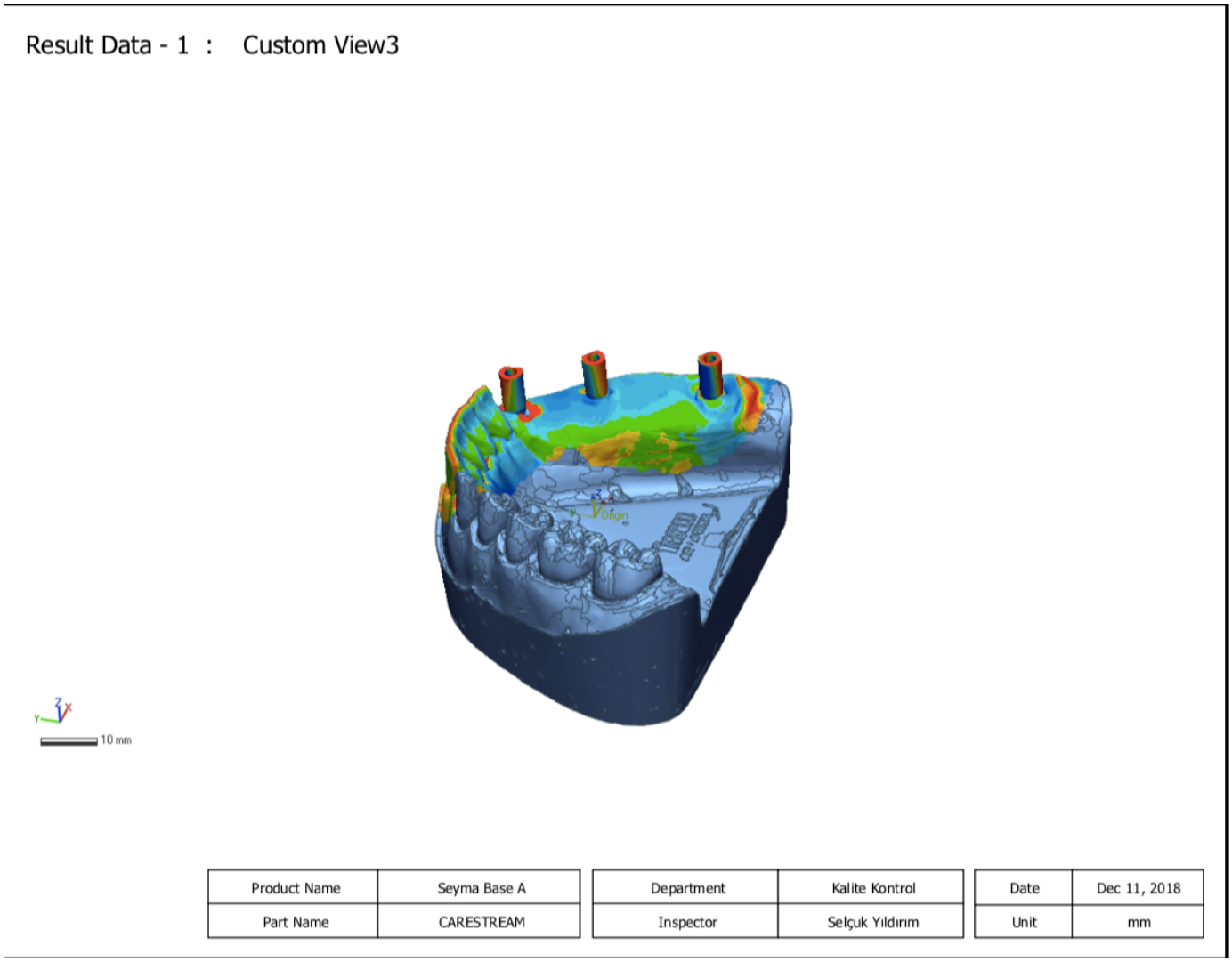


Product Name	Seyma Base A	Department	Kalite Kontrol	Date	Dec 11, 2018
Part Name	CARESTREAM	Inspector	Selçuk Yıldırım	Unit	mm

Şekil 4-22: CS3600cihazı ile A modelinden alınan ölçünün renk haritası (a)



Şekil 4-23: CS3600cihazı ile A modelinden alınan ölçünün renk haritası (b)

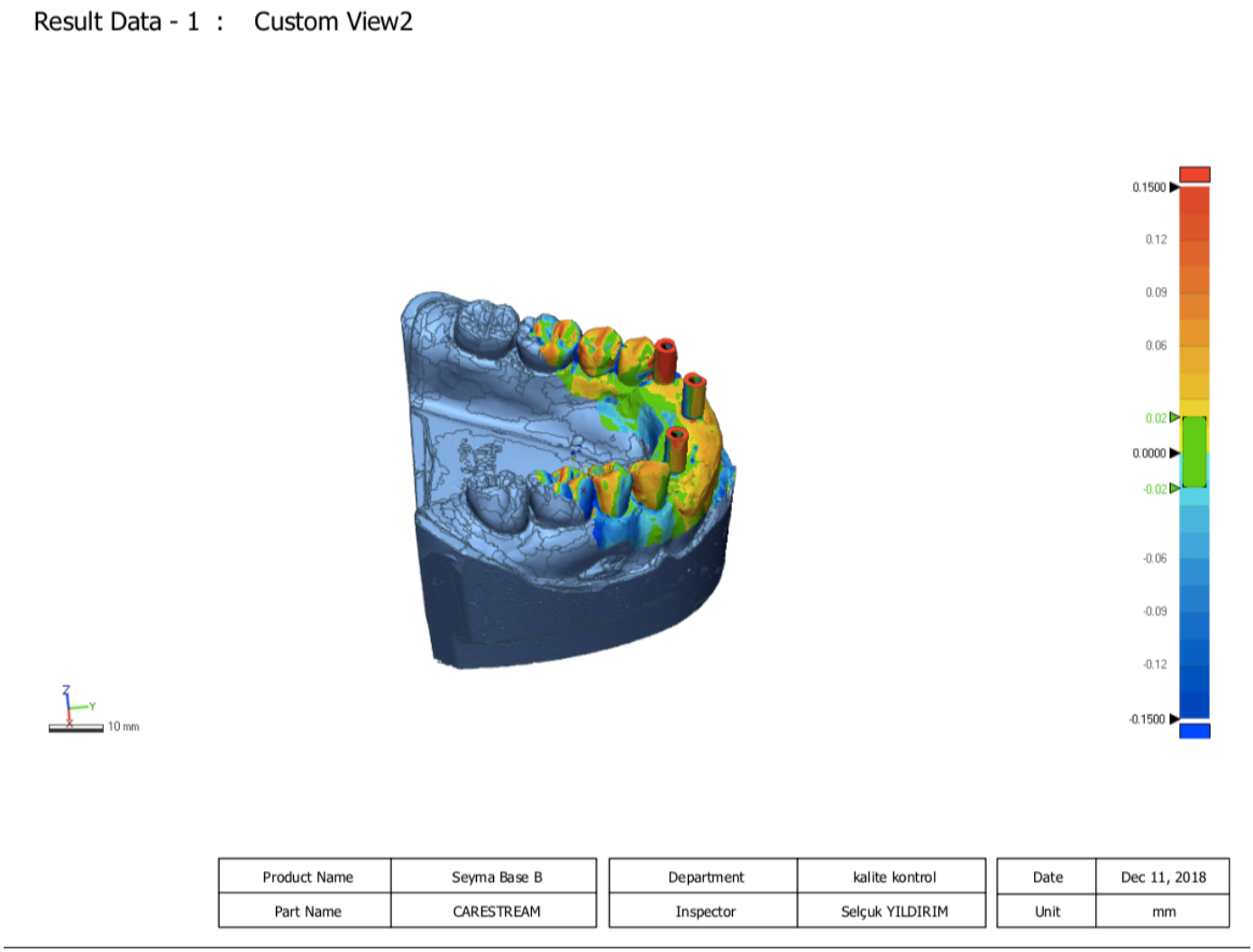


Şekil 4-24 : CS3600cihazı ile A modelinden alınan ölçünün renk haritası (c)

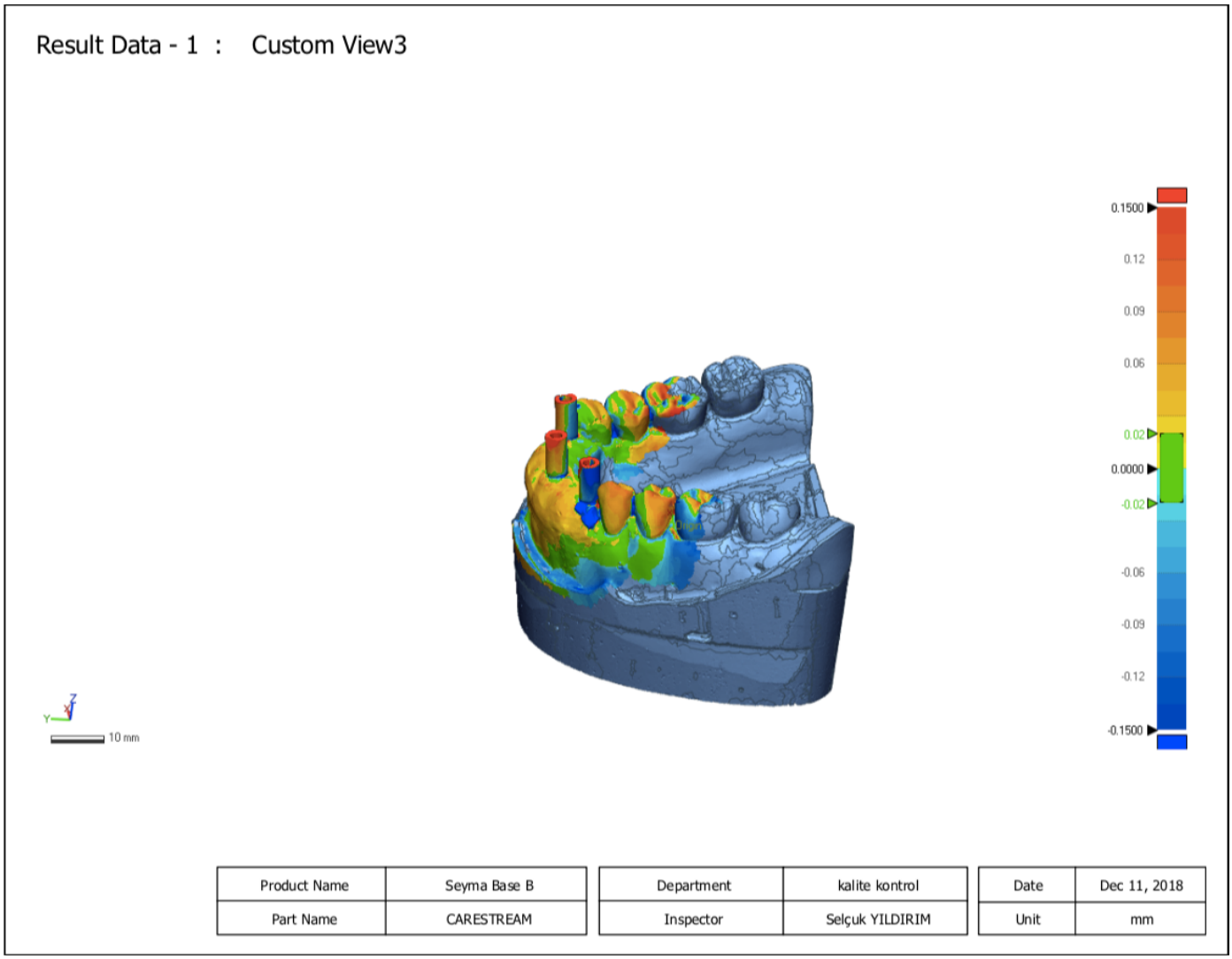
4.4.2.2. B modelinden elde edilen renk haritaları



Şekil 4-25: CS3600 cihazı ile B modelinden alınan ölçünün renk haritası (a)

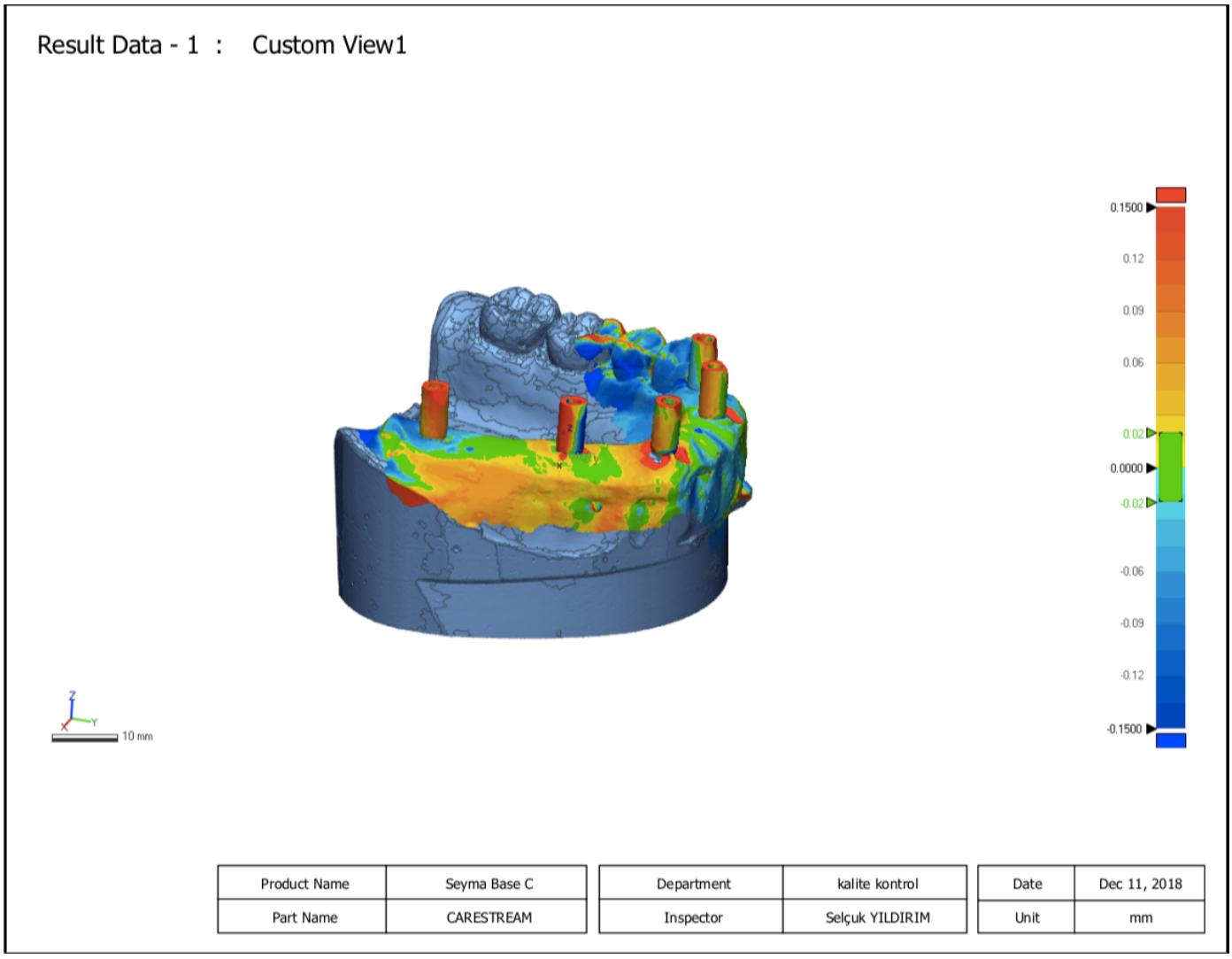


Şekil 4-26: CS3600 cihazı ile B modelinden alınan ölçünün renk haritası (b)

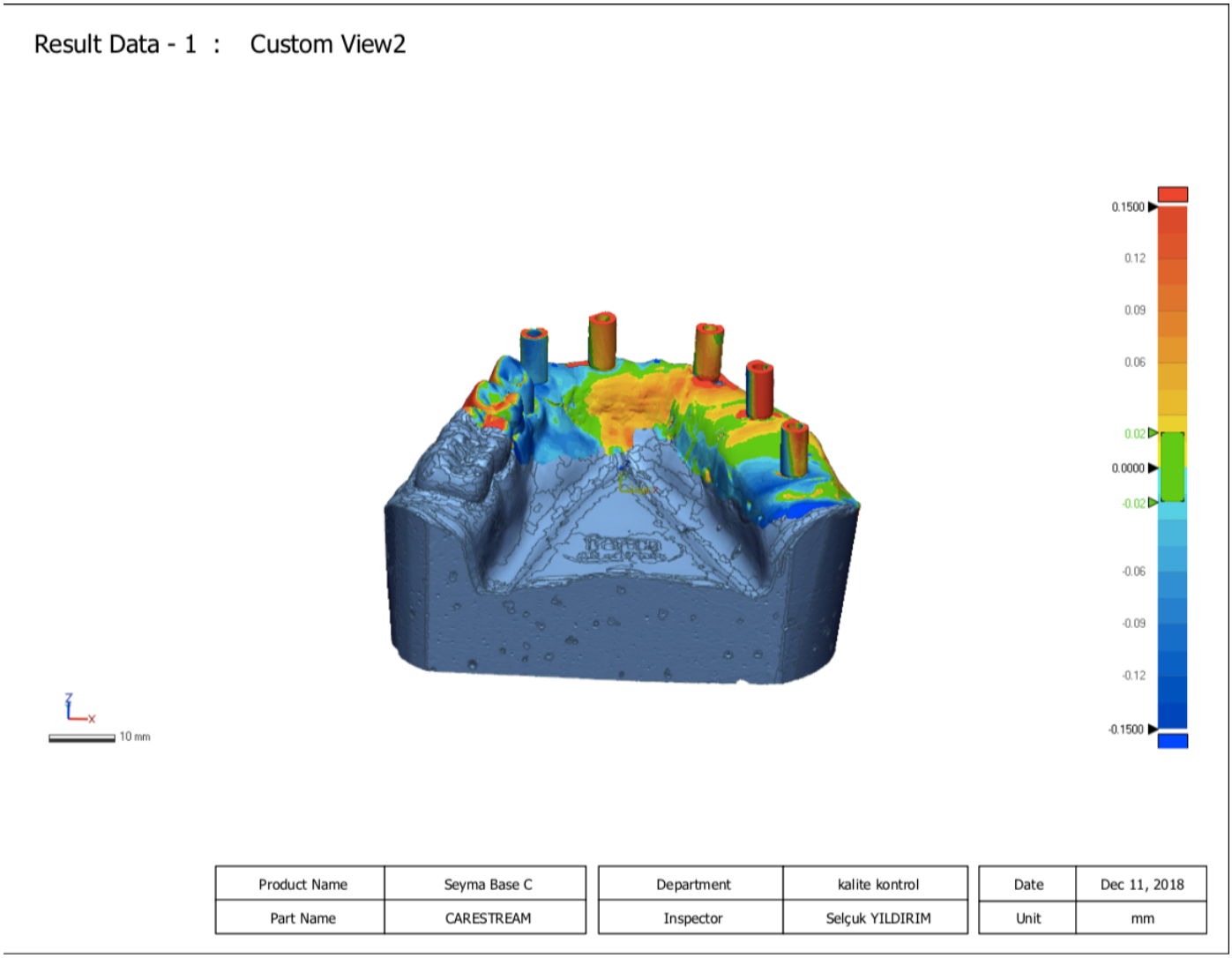


Şekil 4-27: CS3600 cihazı ile B modelinden alınan ölçünün renk haritası (c)

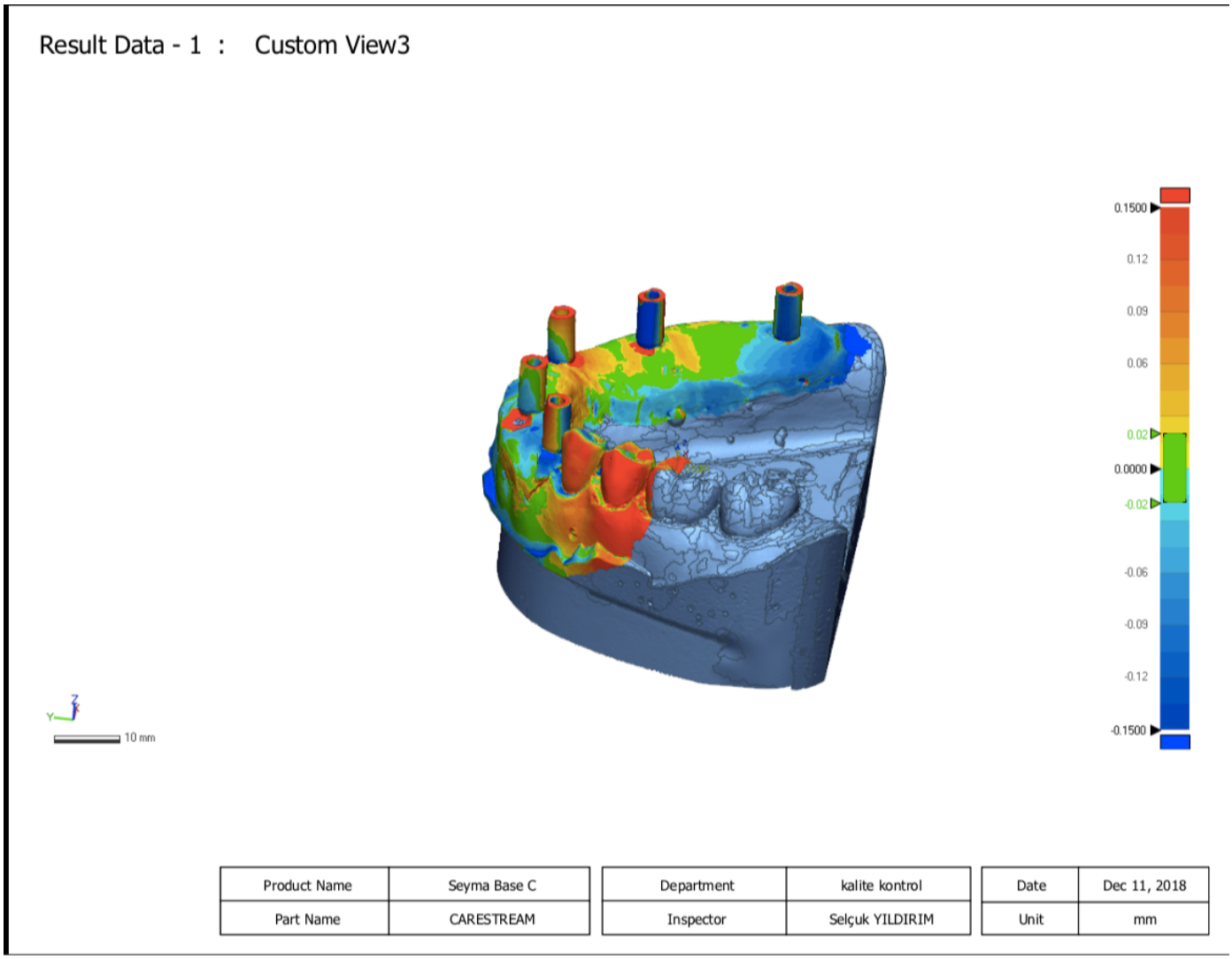
4.4.2.3. C modelinden elde edilen renk haritaları



Şekil 4-28: CS3600 cihazı ile C modelinden alınan ölçünün renk haritası (a)

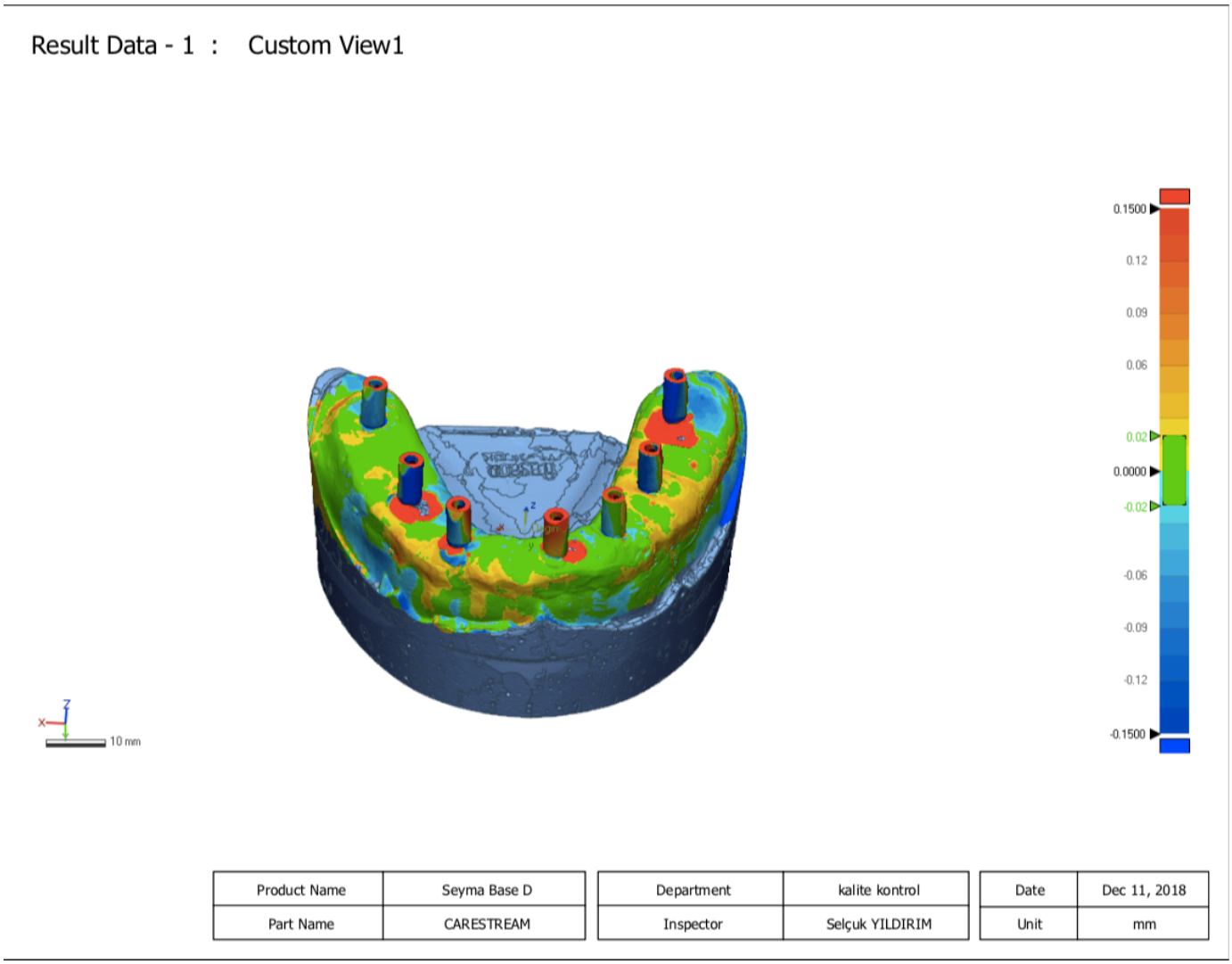


Şekil 4-29 : CS3600 cihazı ile C modelinden alınan ölçünün renk haritası (b)

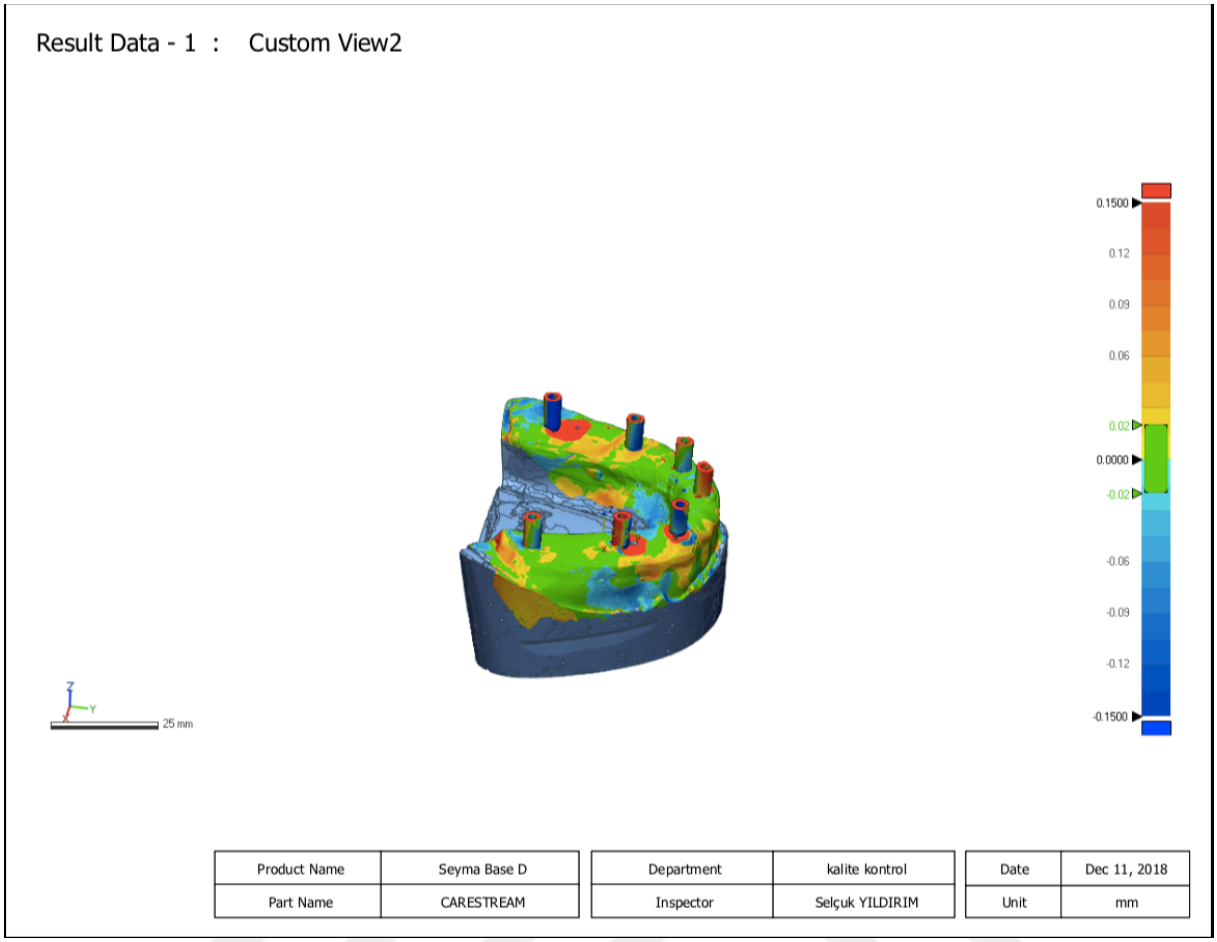


Şekil 4-30: CS3600 cihazı ile C modelinden alınan ölçünün renk haritası (c)

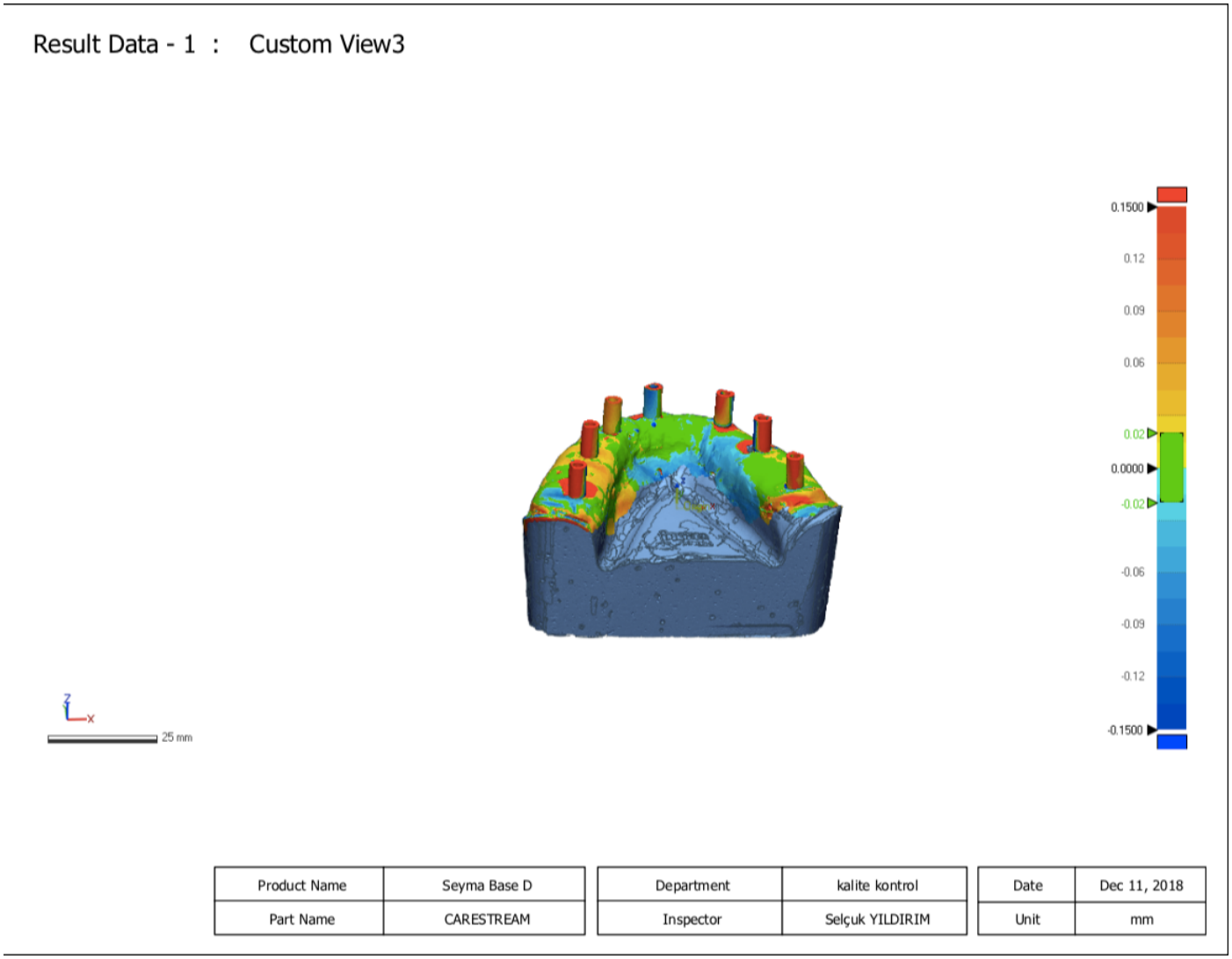
4.4.2.4. D modelinden elde edilen renk haritaları



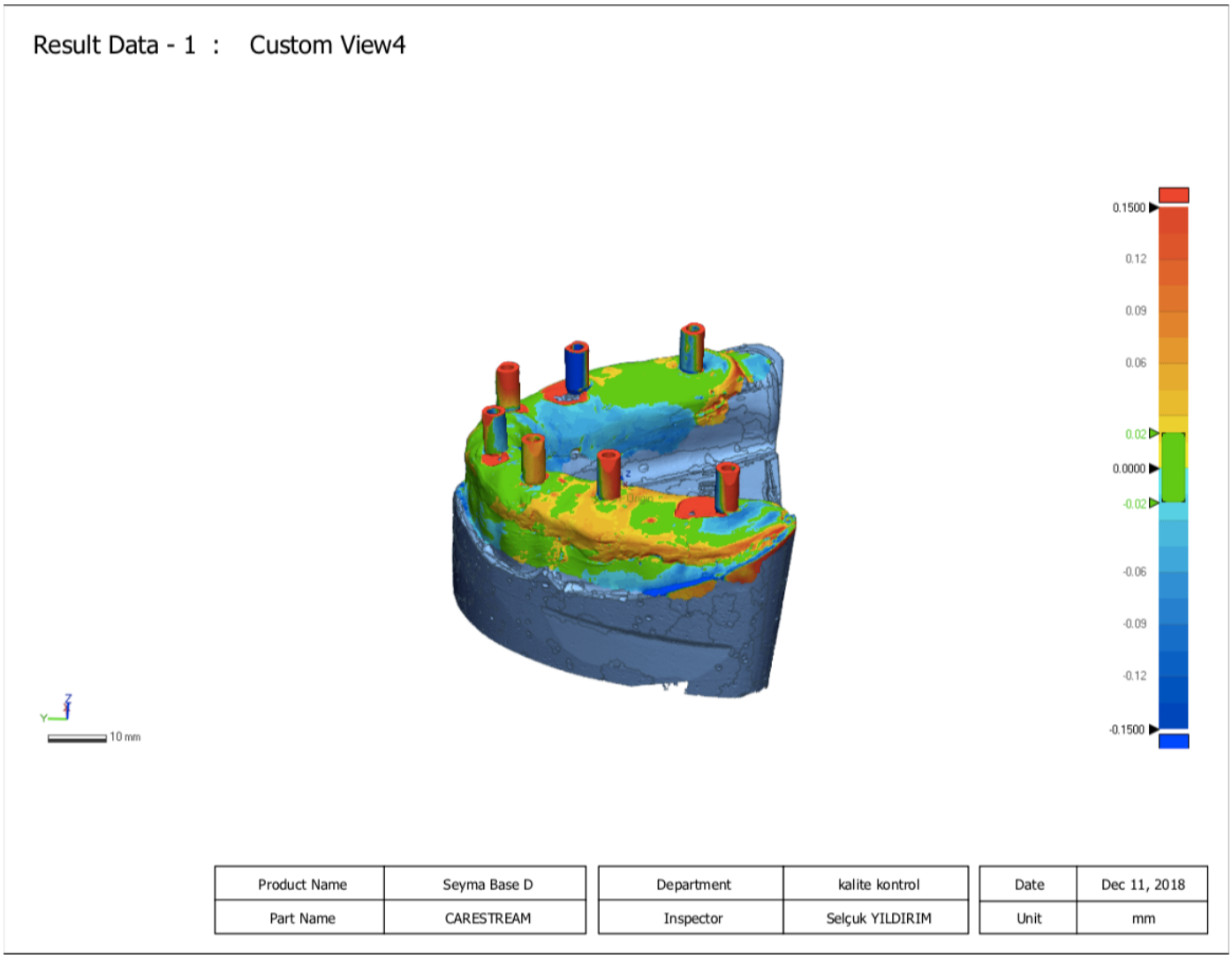
Şekil 4-31: CS3600 cihazı ile D modelinden alınan ölçünün renk haritası (a)



Şekil 4-32: CS3600 cihazı ile D modelinden alınan ölçünün renk haritası (b)



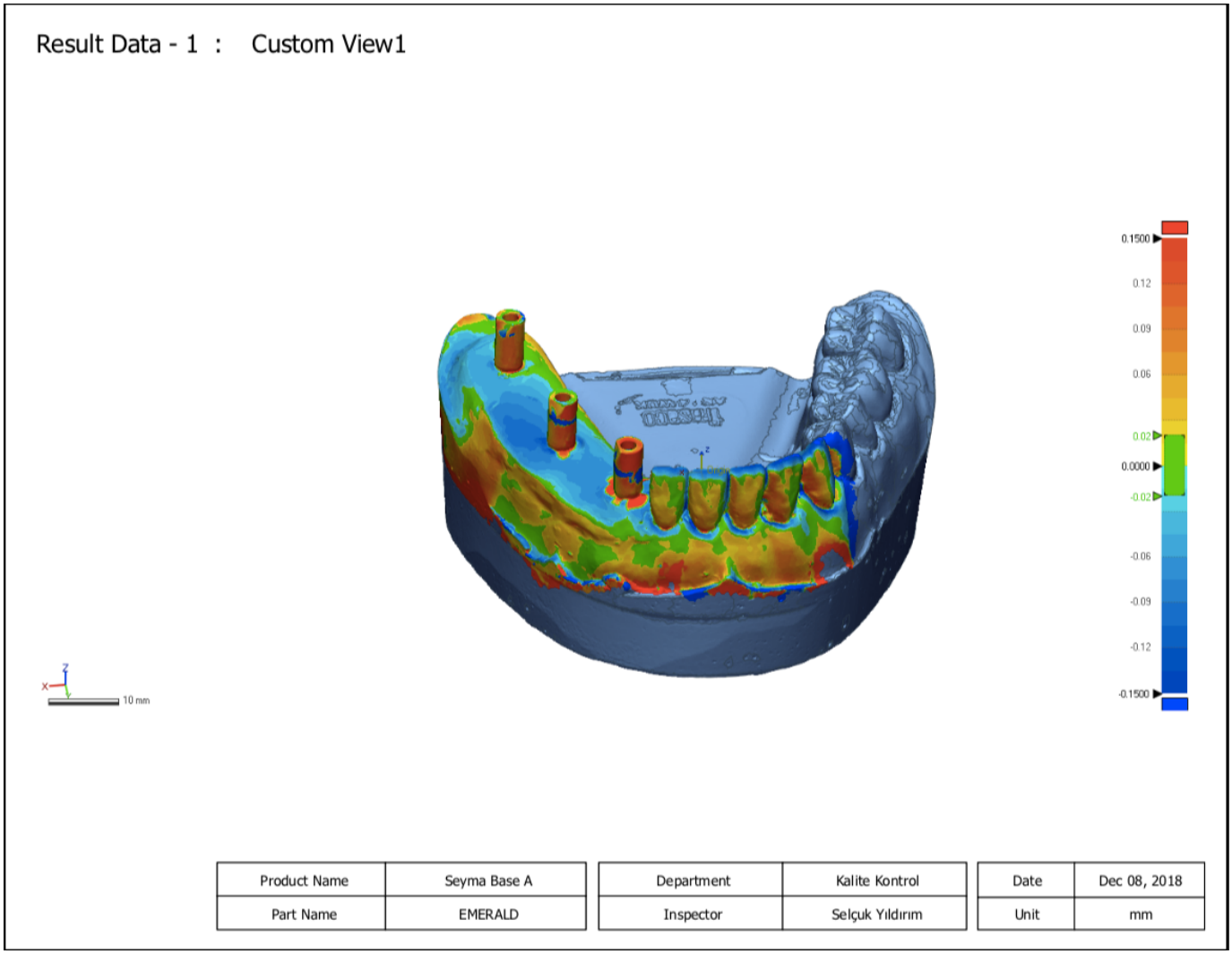
Şekil 4-33: CS3600 cihazı ile D modelinden alınan ölçünün renk haritası (c)



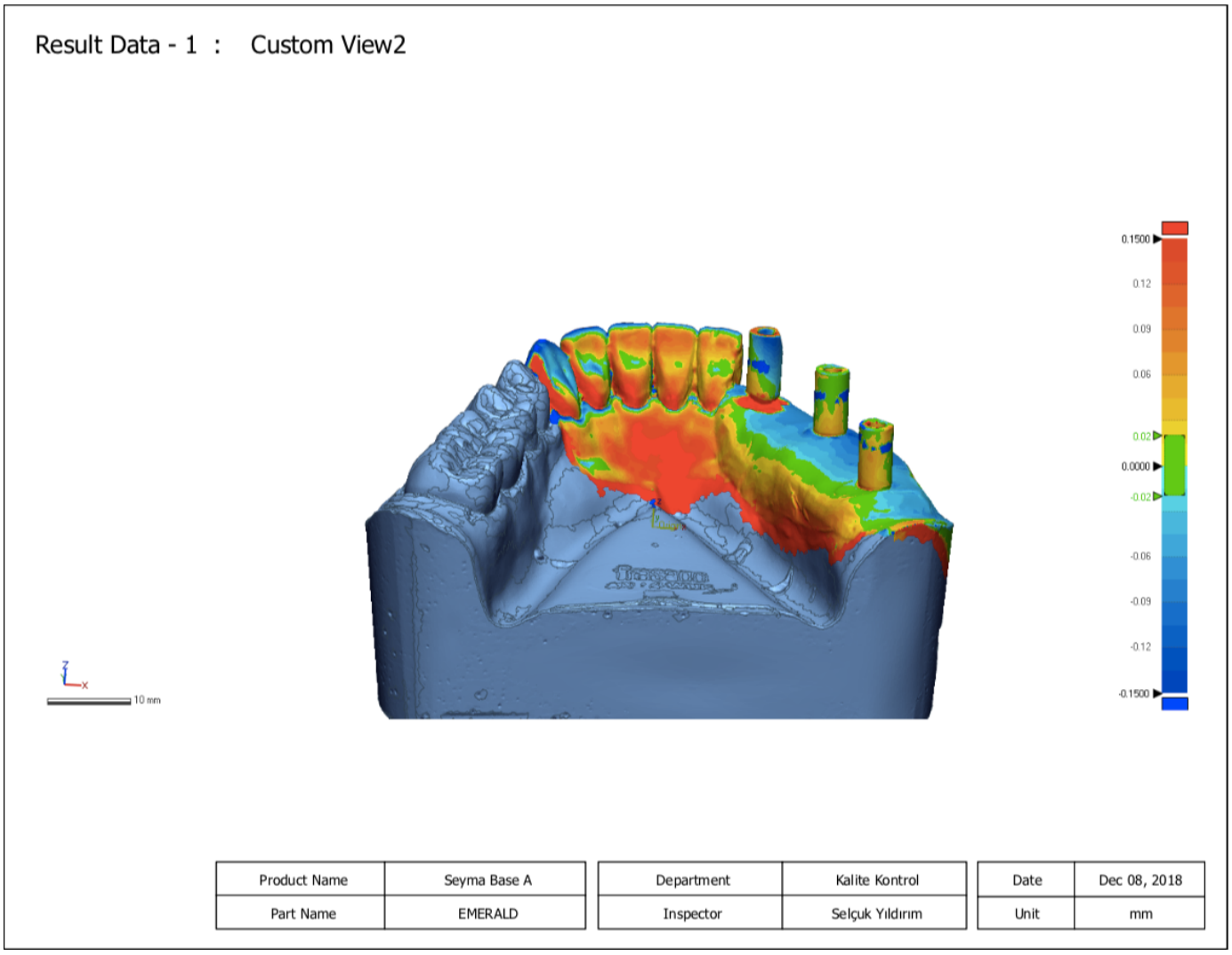
Şekil 4-34: CS3600 cihazı ile D modelinden alınan ölçünün renk haritası (d)

4.4.3. Emerald Cihazına Ait Renk Haritaları

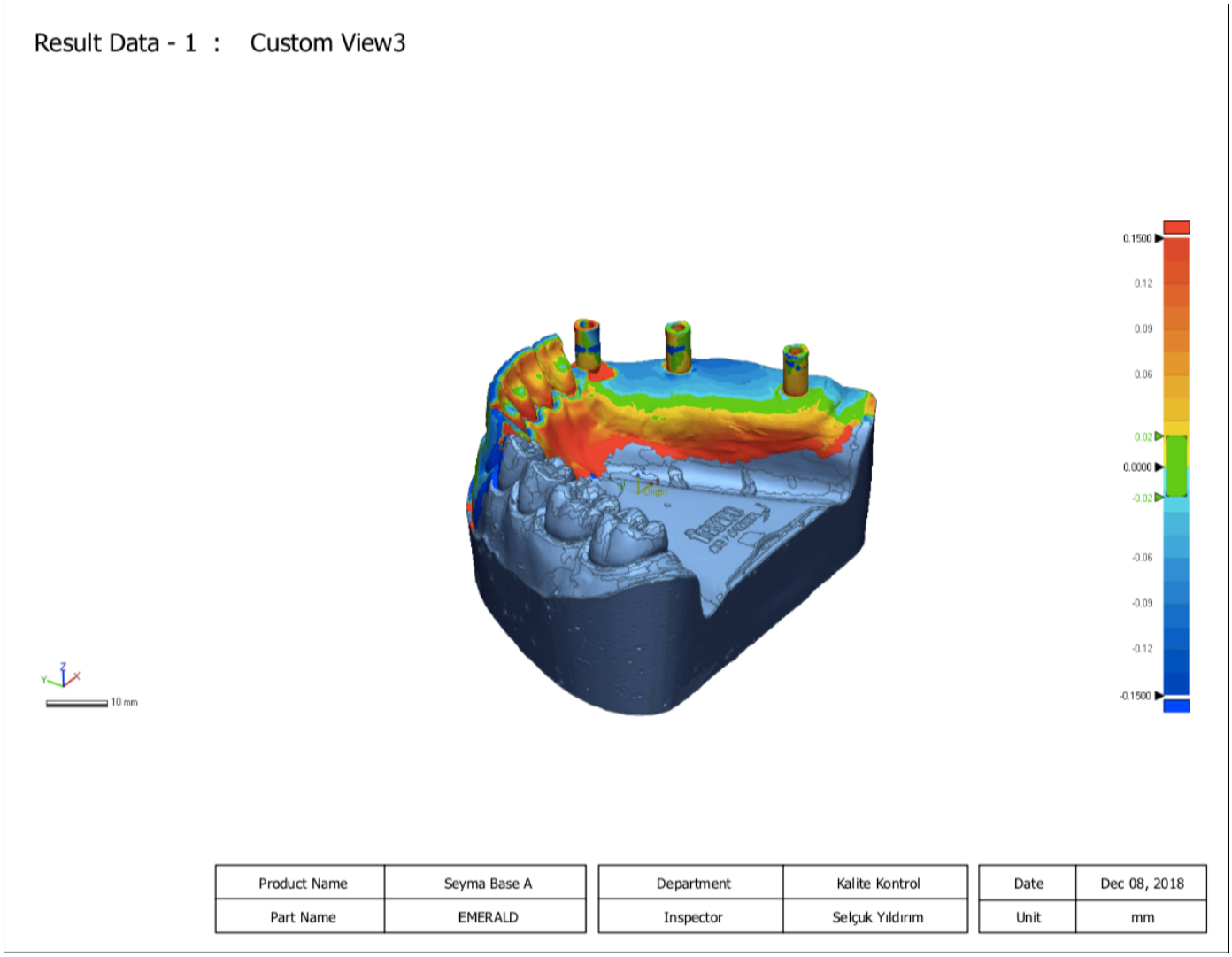
4.4.3.1. A modelinden elde edilen renk haritaları



Şekil 4-35: Emerald cihazı ile A modelinden alınan ölçünün renk haritası (a)

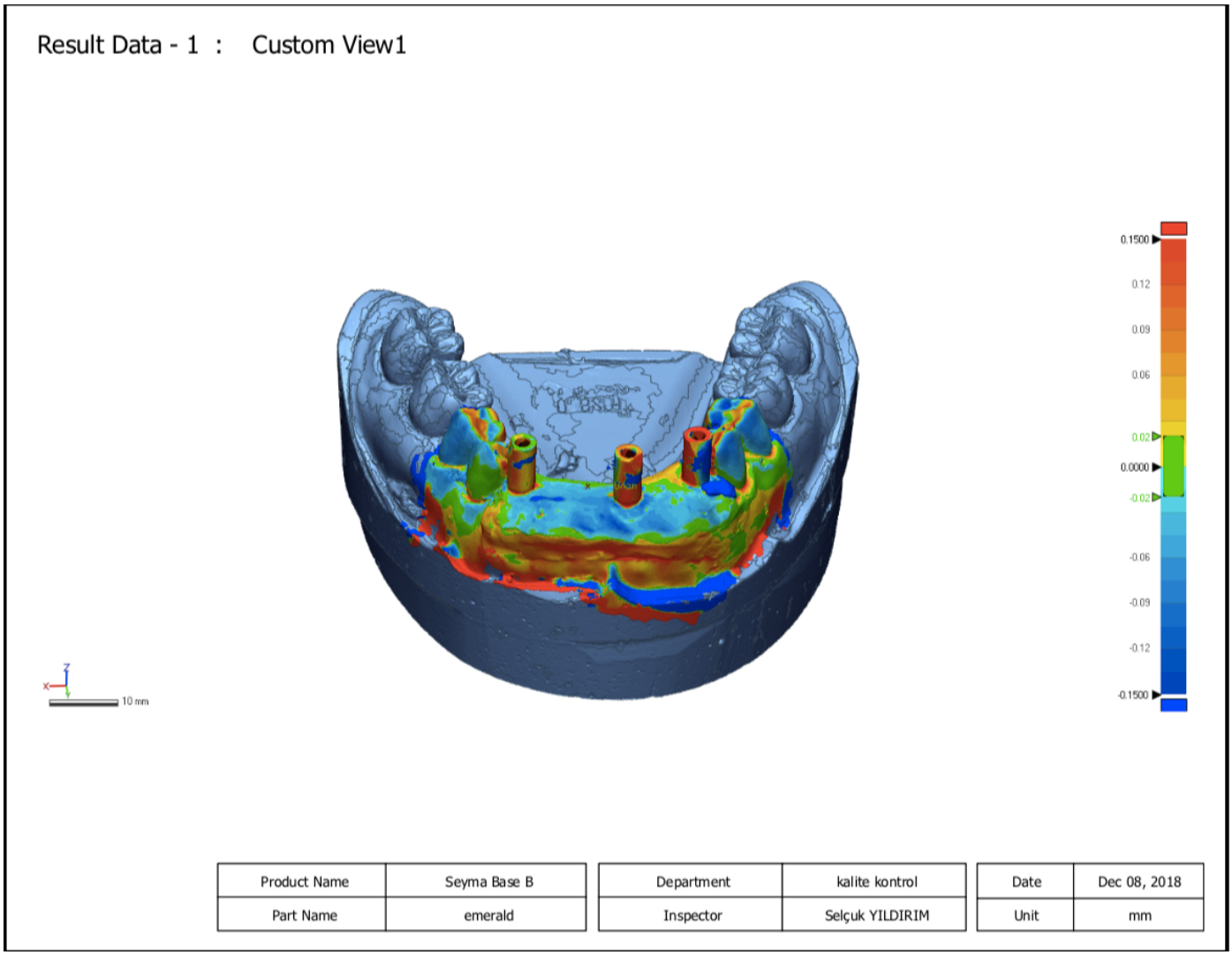


Şekil 4-36: Emerald cihazı ile A modelinden alınan ölçünün renk haritası (b)

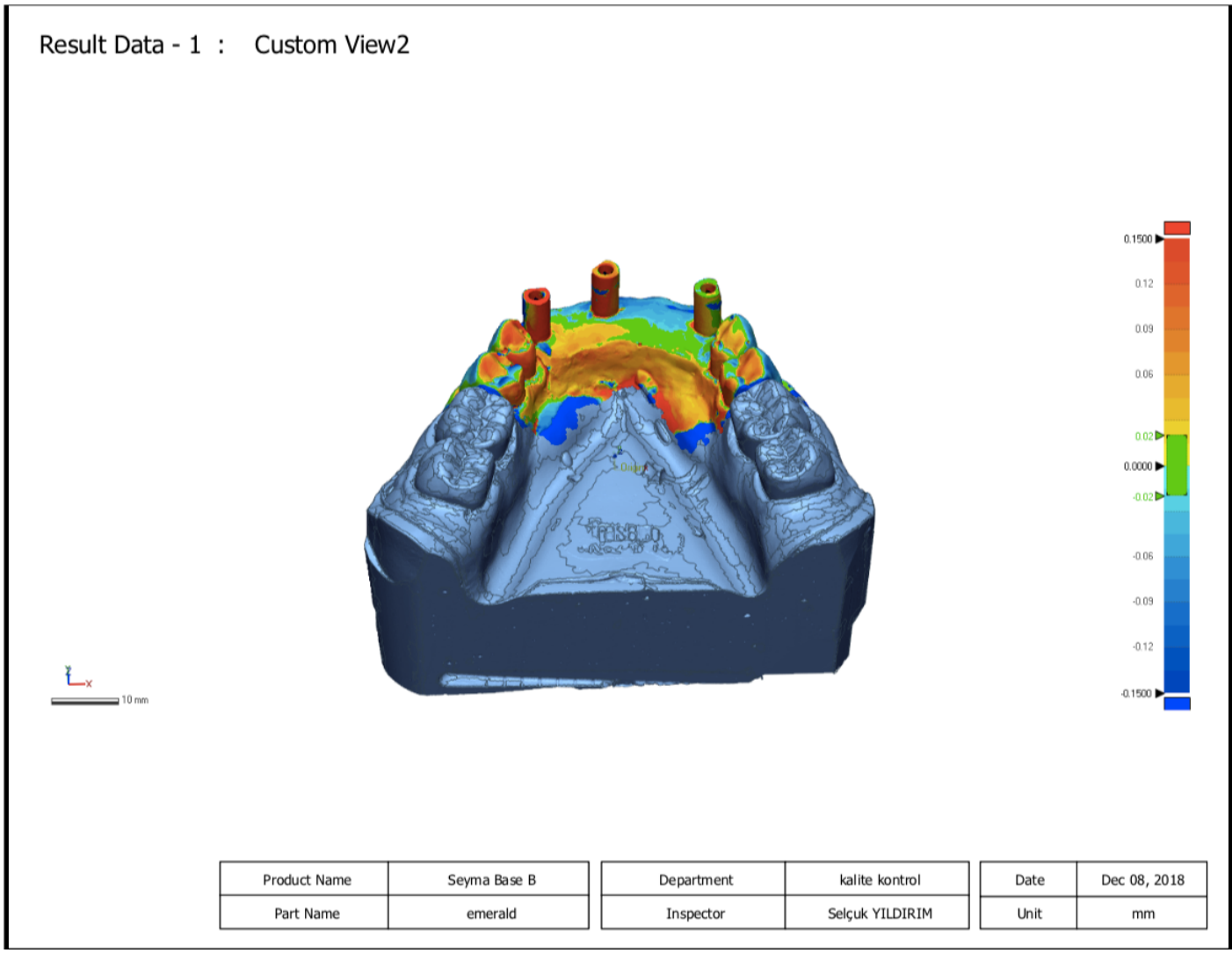


Şekil 4-37: Emerald cihazı ile A modelinden alınan ölçünün renk haritası (c)

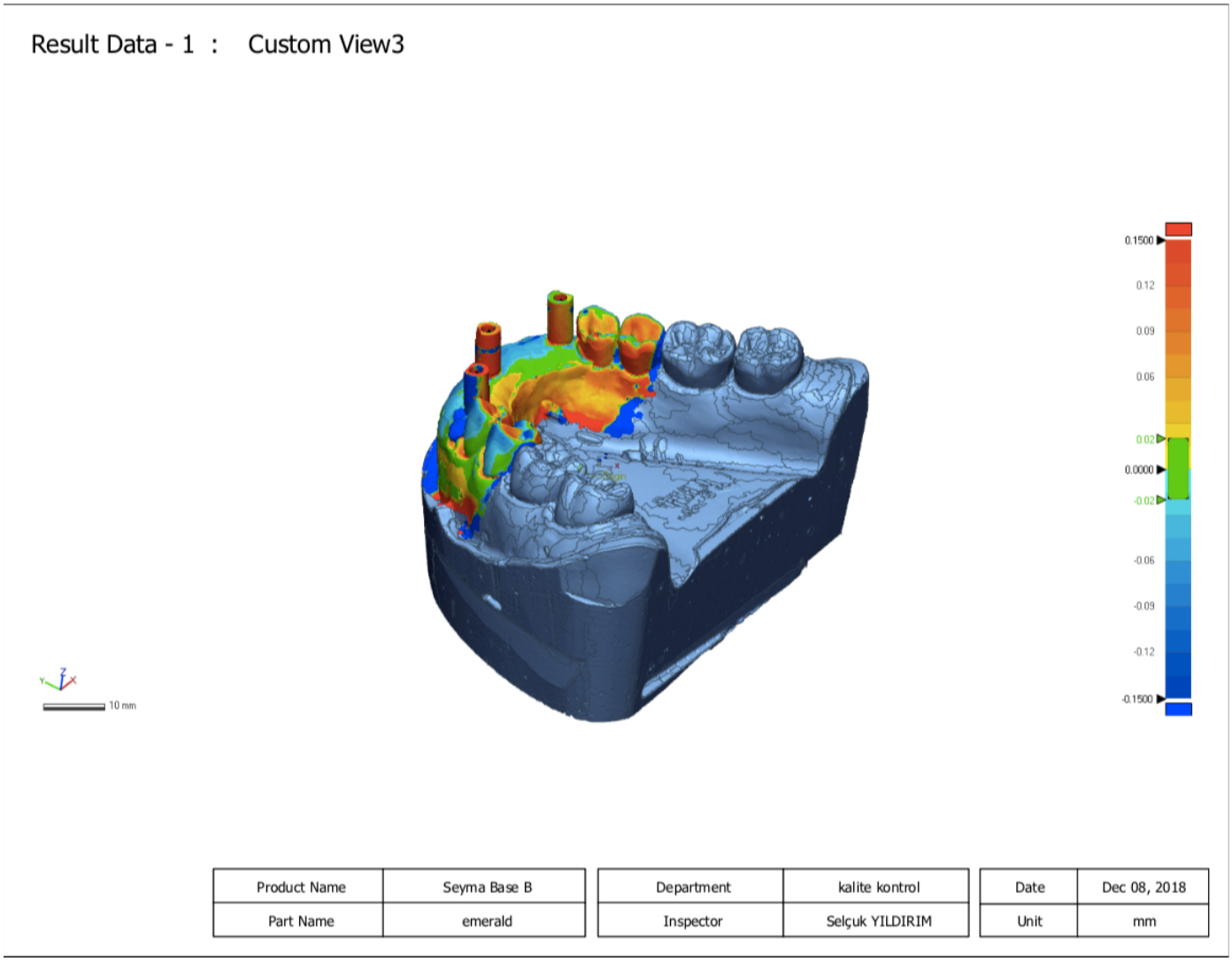
4.4.3.2. B modelinden elde edilen renk haritaları



Şekil 4-38: Emerald cihazı ile B modelinden alınan ölçünün renk haritası (a)

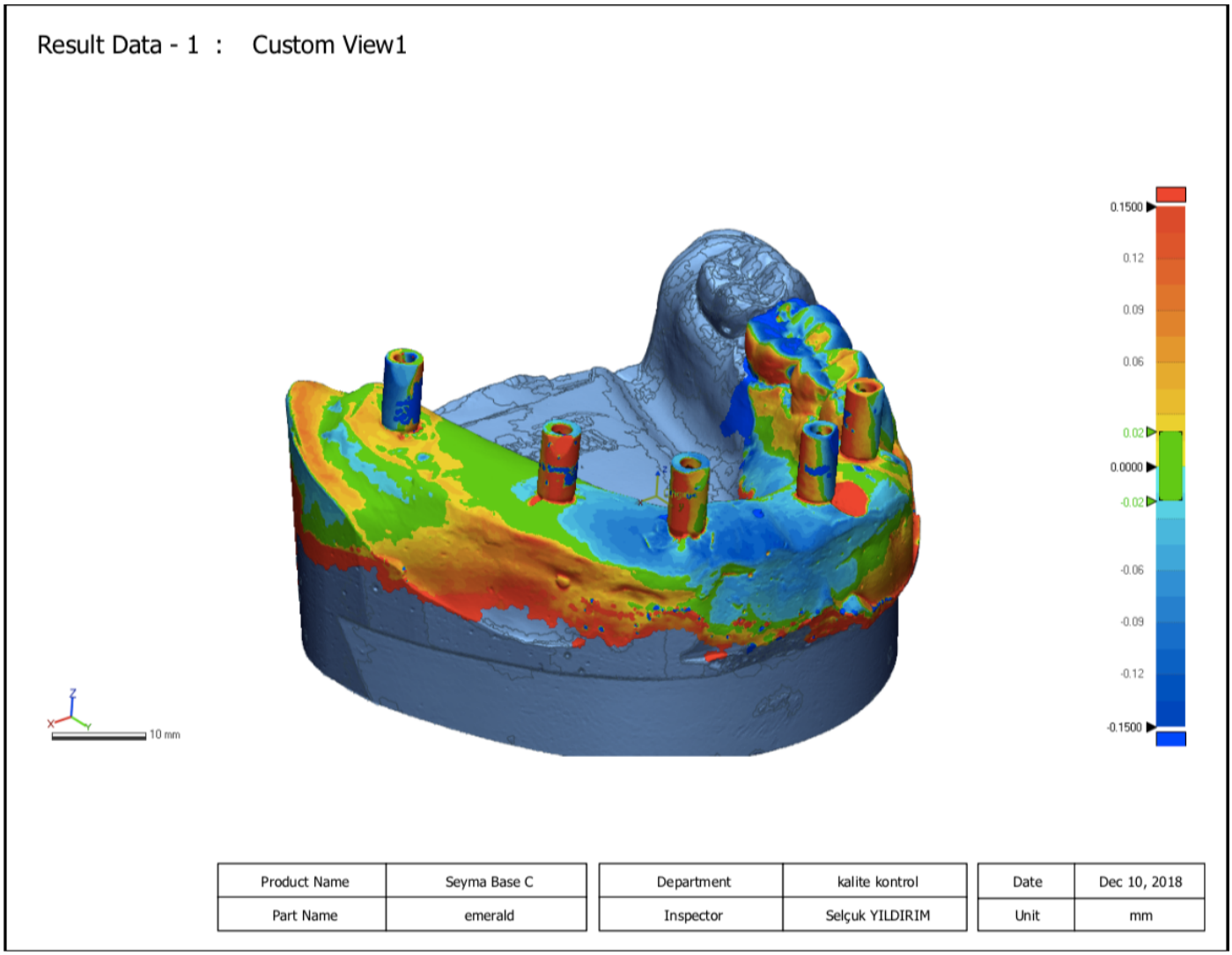


Şekil 4-39: Emerald cihazı ile B modelinden alınan ölçünün renk haritası (b)

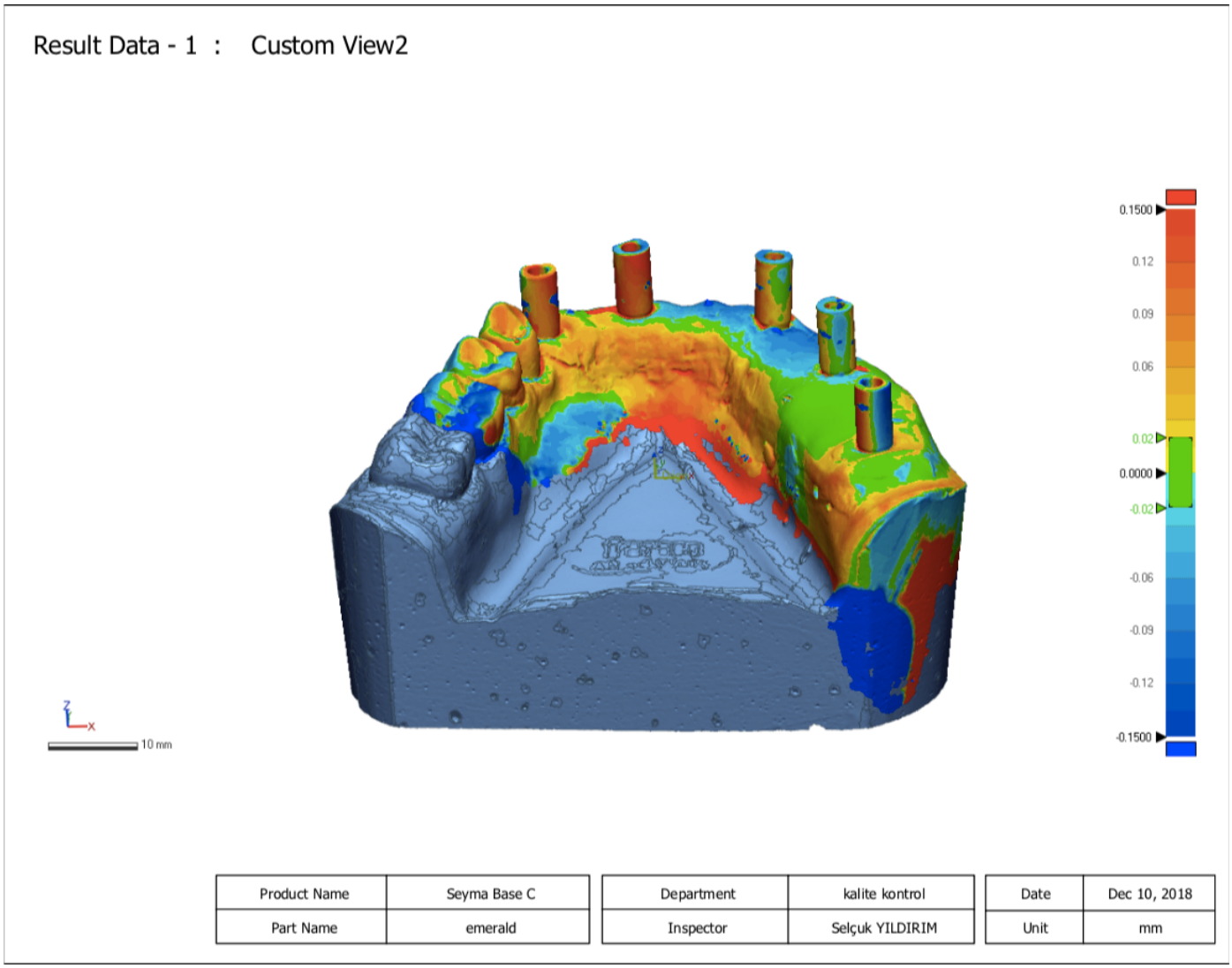


Şekil 4-40: Emerald cihazı ile B modelinden alınan ölçünün renk haritası (c)

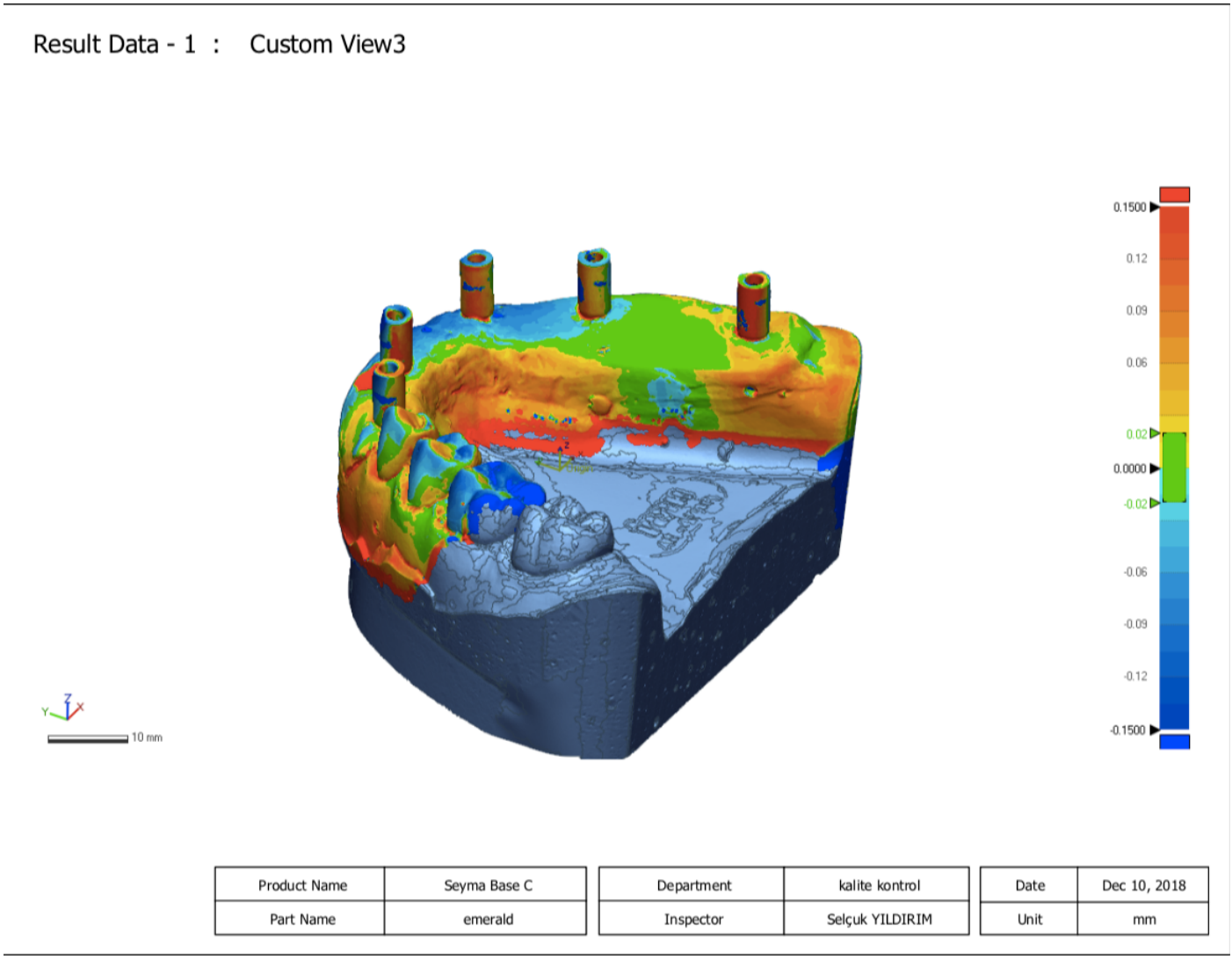
4.4.3.3. C modelinden elde edilen renk haritaları



Şekil 4-41: Emerald cihazı ile C modelinden alınan ölçünün renk haritası (a)

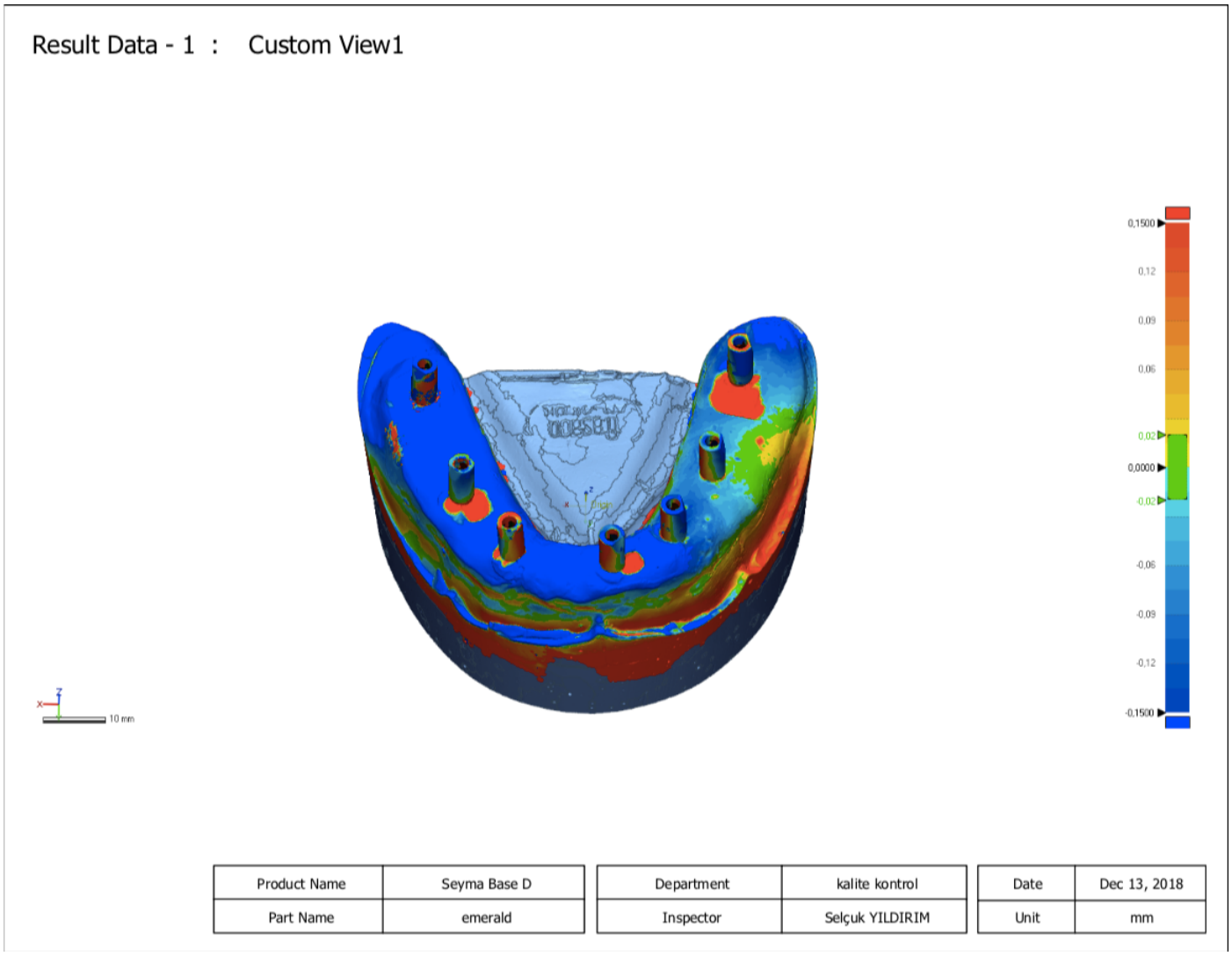


Şekil 4-42: Emerald cihazı ile C modelinden alınan ölçünün renk haritası (b)

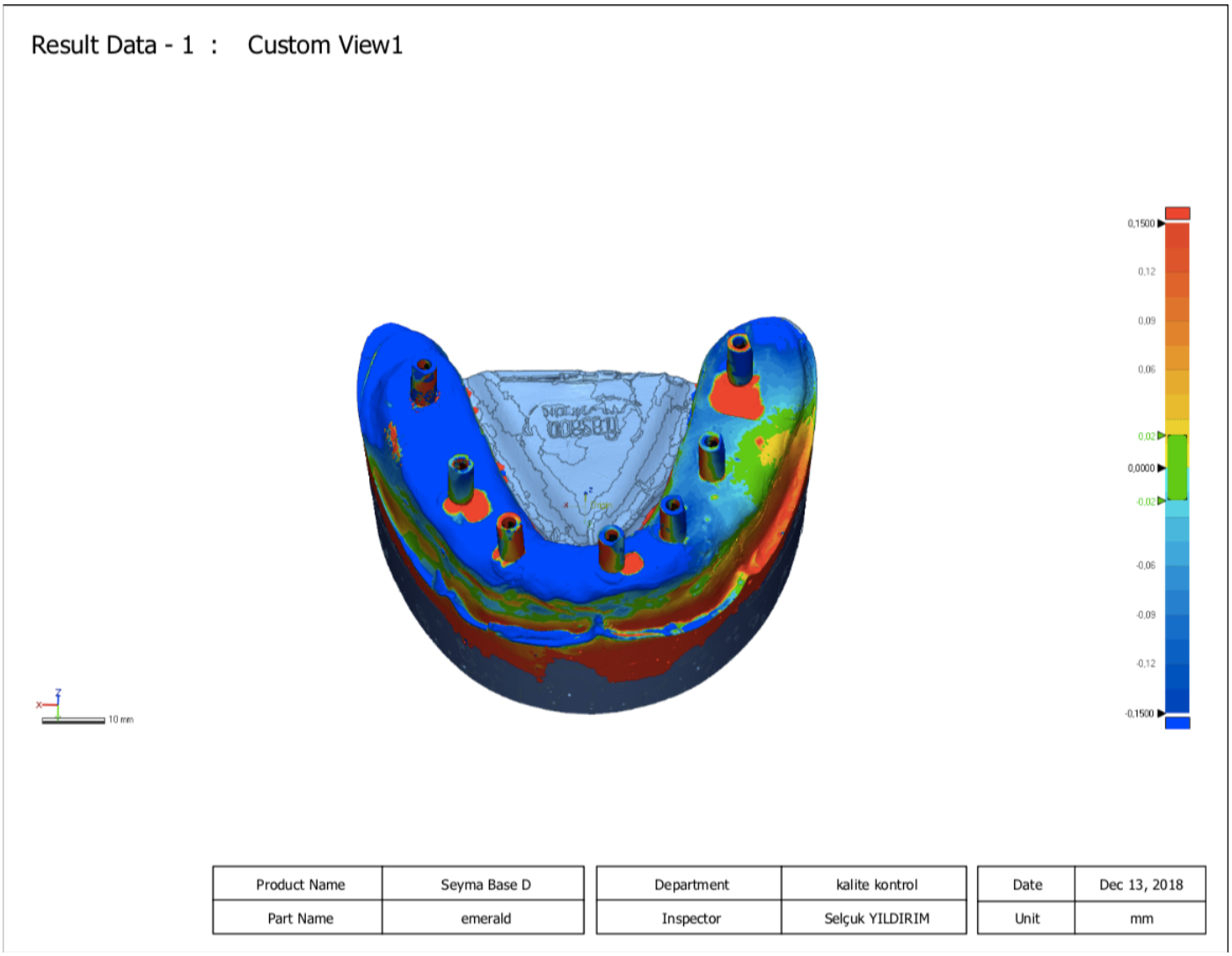


Şekil 4-43: Emerald cihazı ile C modelinden alınan ölçünün renk haritası (c)

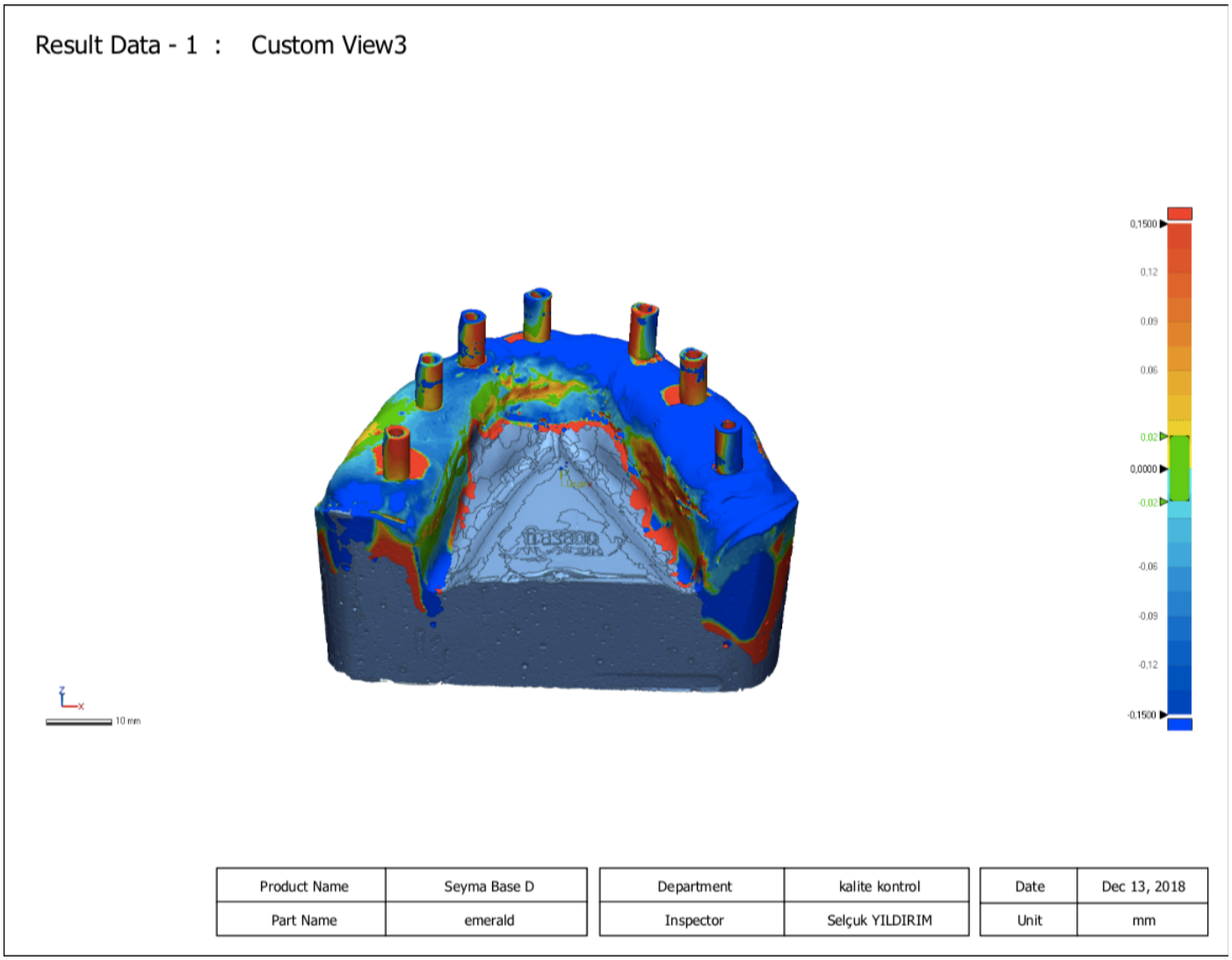
4.4.3.4. D modelinden elde edilen renk haritaları



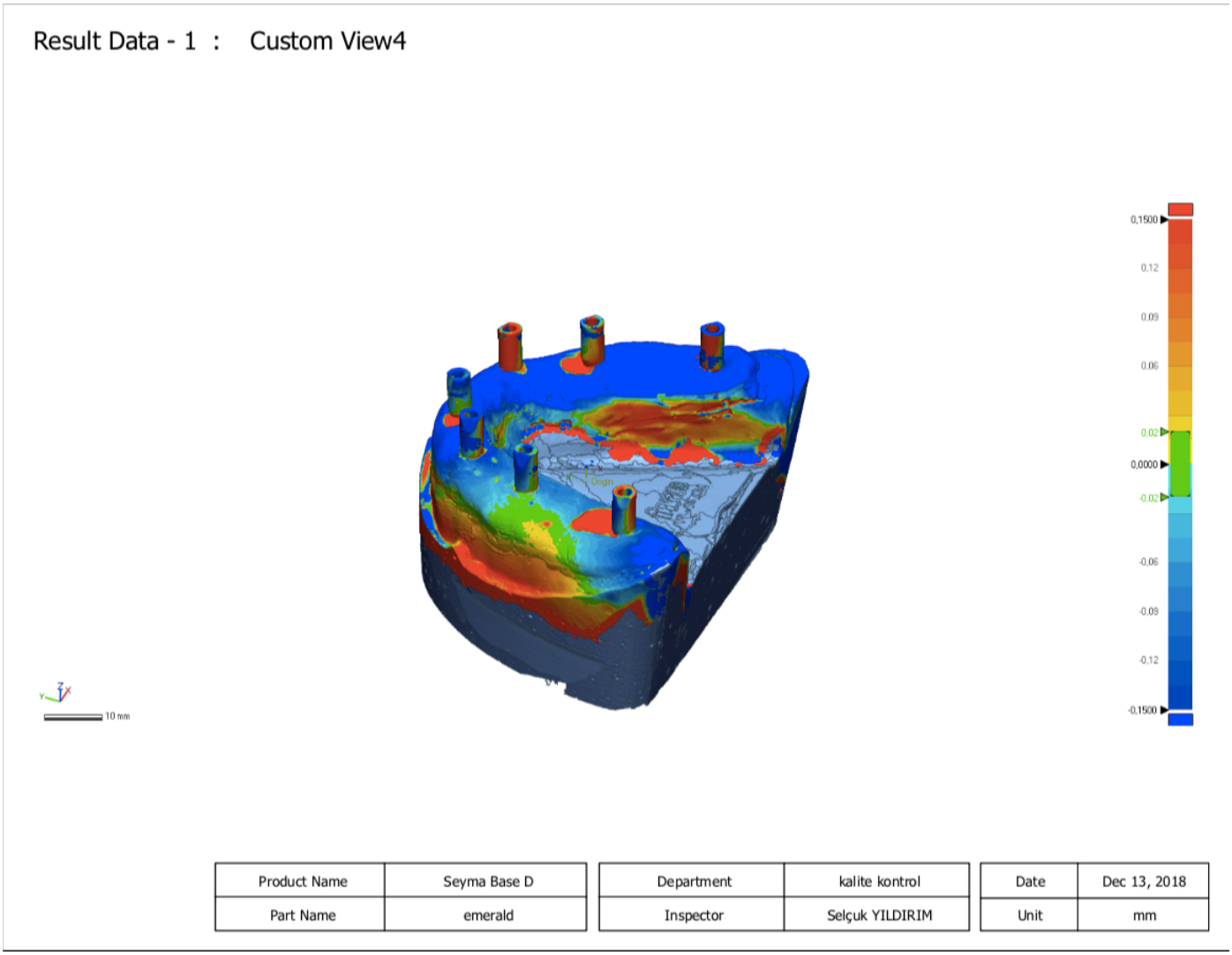
Şekil 4-44: Emerald cihazı ile D modelinden alınan ölçünün renk haritası (a)



Şekil 4-45: Emerald cihazı ile D modelinden alınan ölçünün renk haritası (b)



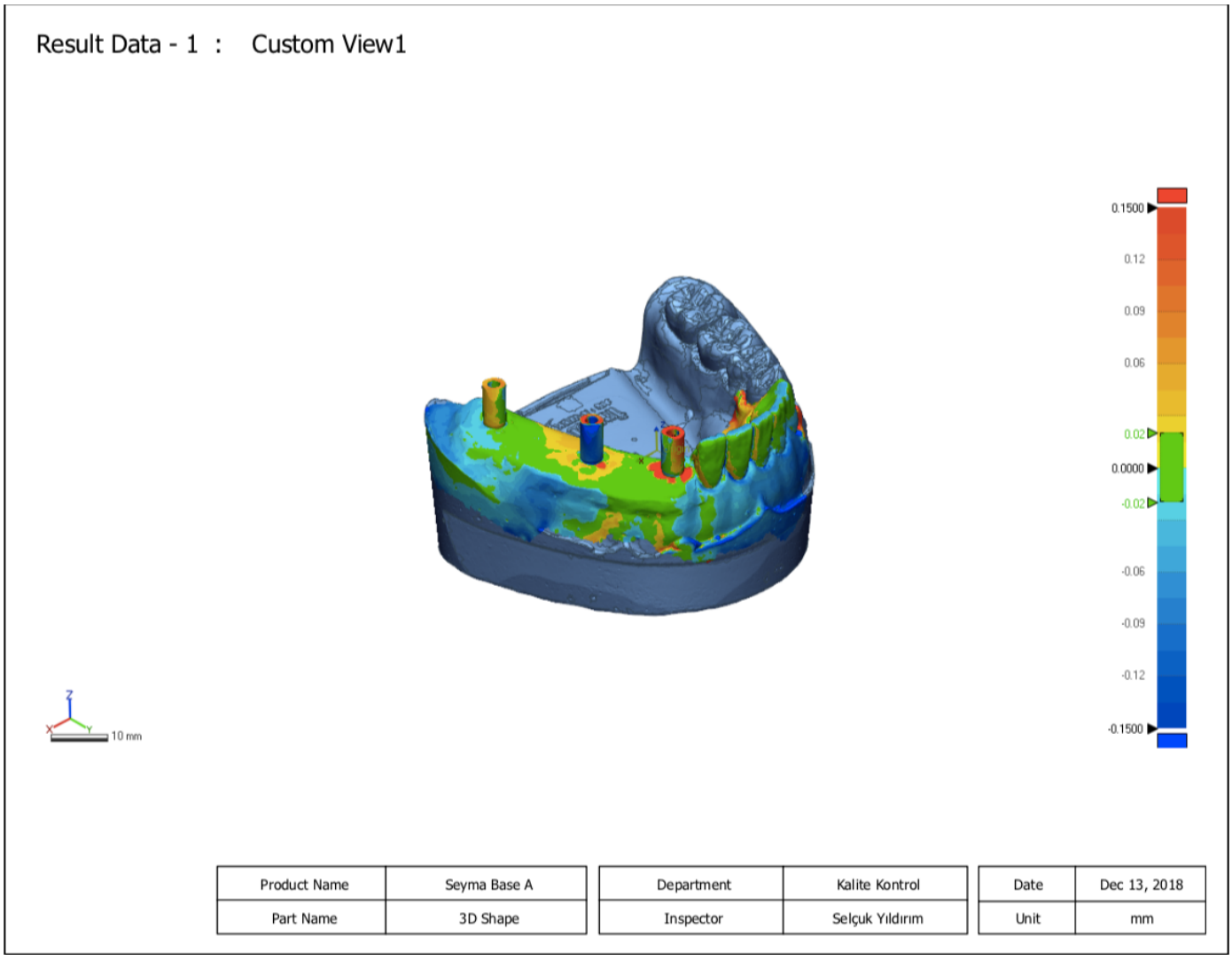
Şekil 4-46: Emerald cihazı ile D modelinden alınan ölçünün renk haritası (c)



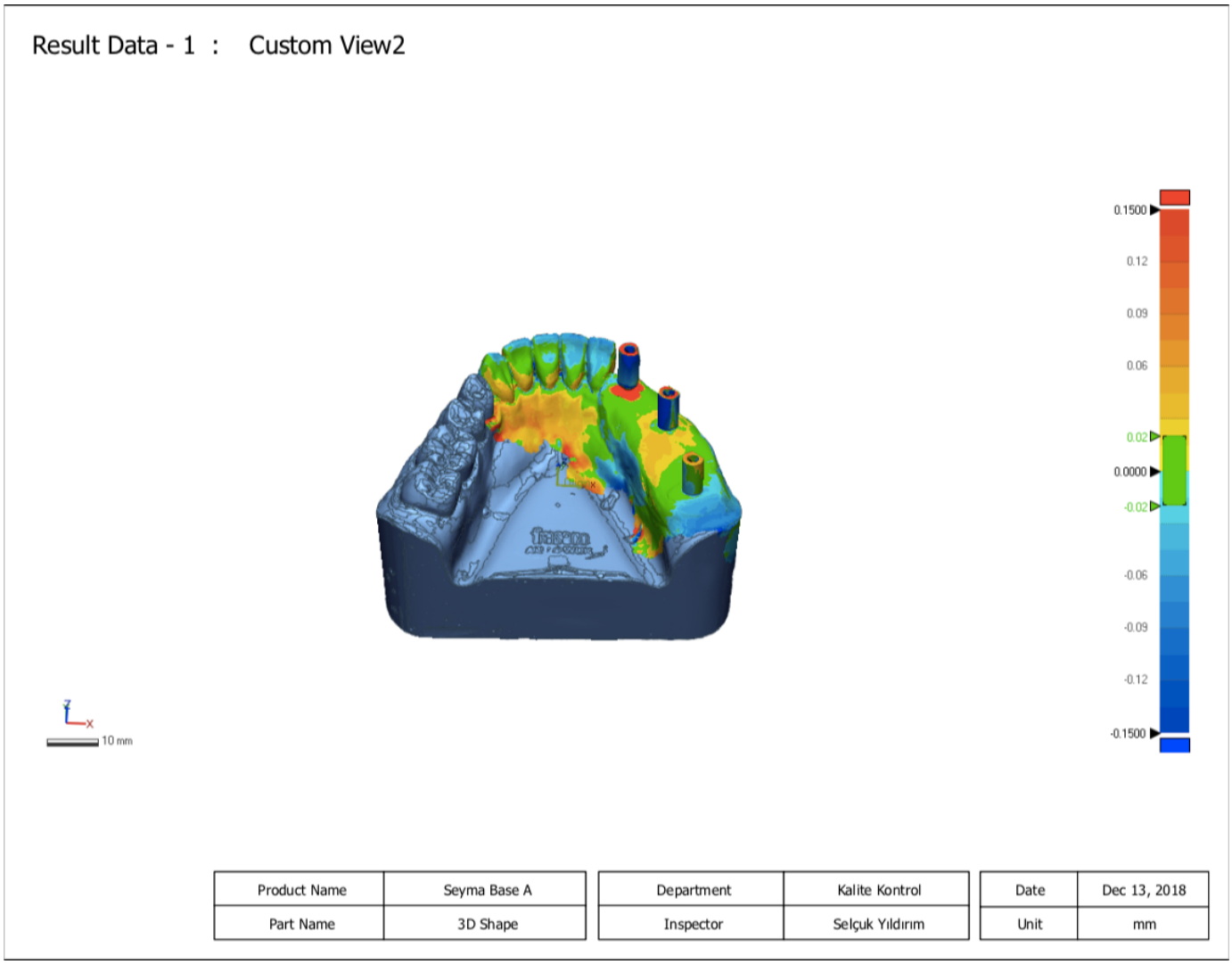
Şekil 4-47: Emerald cihazı ile D modelinden alınan ölçünün renk haritası (d)

4.4.4. Trios Cihazına Ait Renk Haritaları

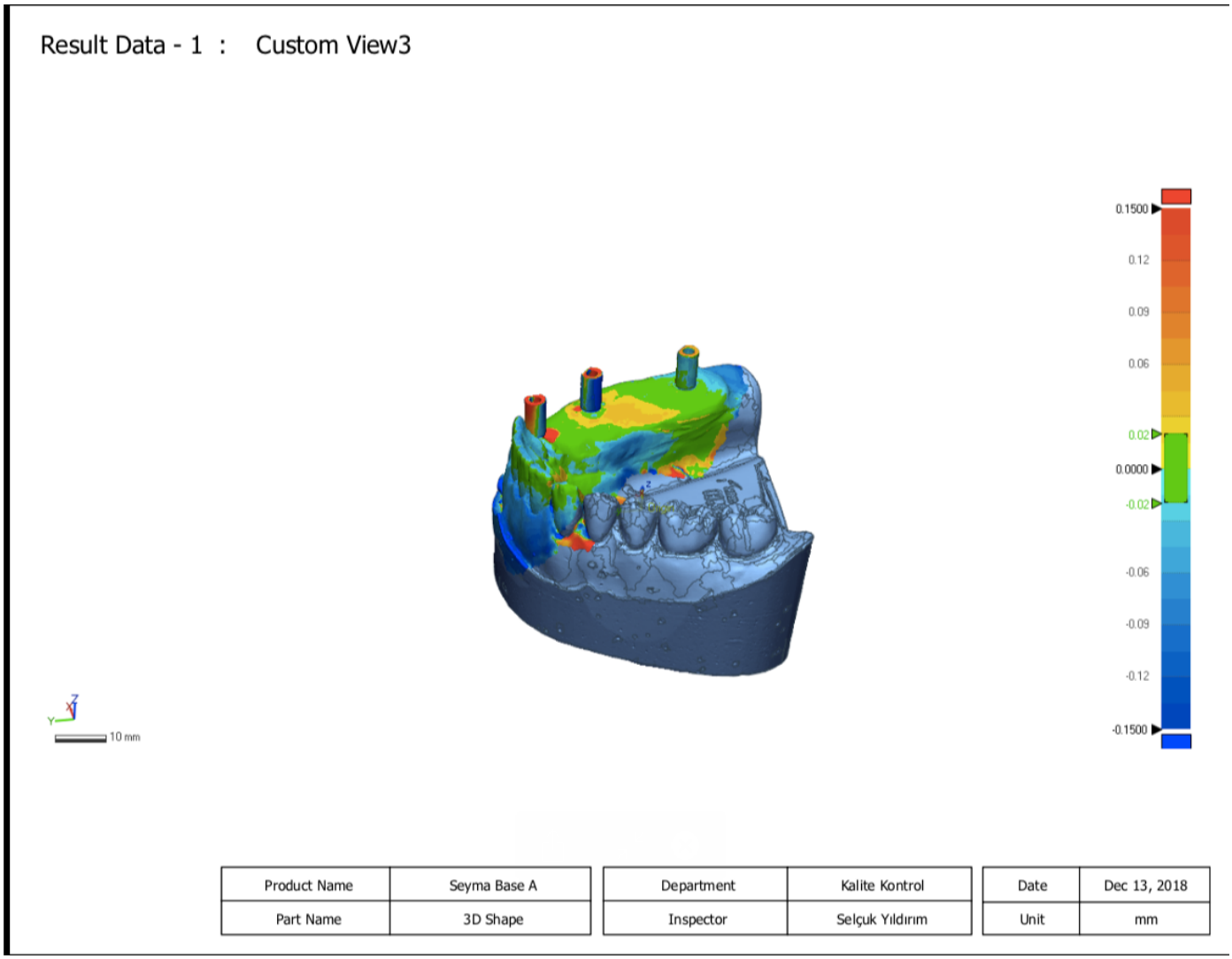
4.4.4.1. A modelinden elde edilen renk haritaları



Şekil 4-48: Trios cihazı ile A modelinden alınan ölçünün renk haritası (a)



Şekil 4-49: Trios cihazı ile A modelinden alınan ölçünün renk haritası (b)

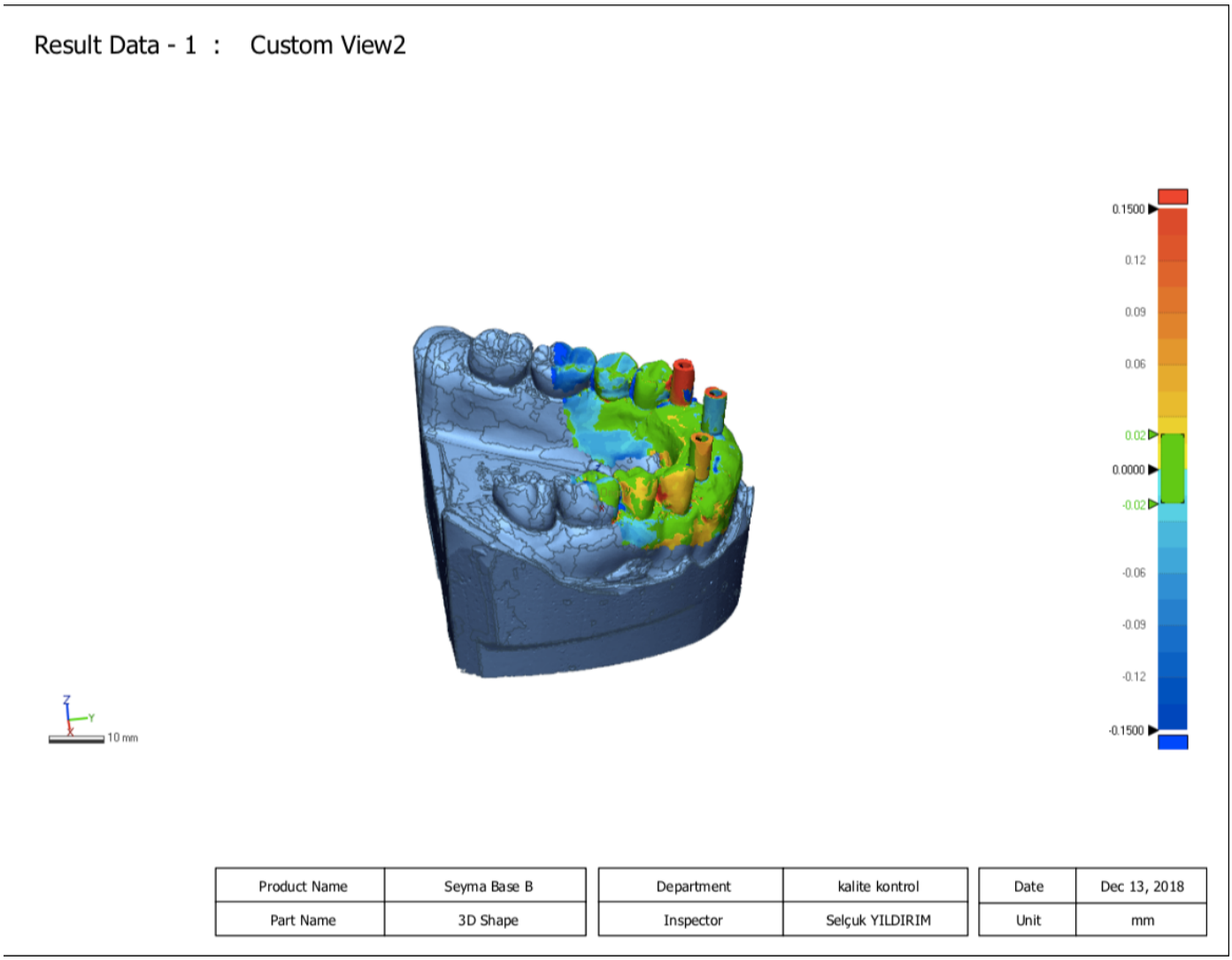


Şekil 4-50: Trios cihazı ile A modelinden alınan ölçünün renk haritası (c)

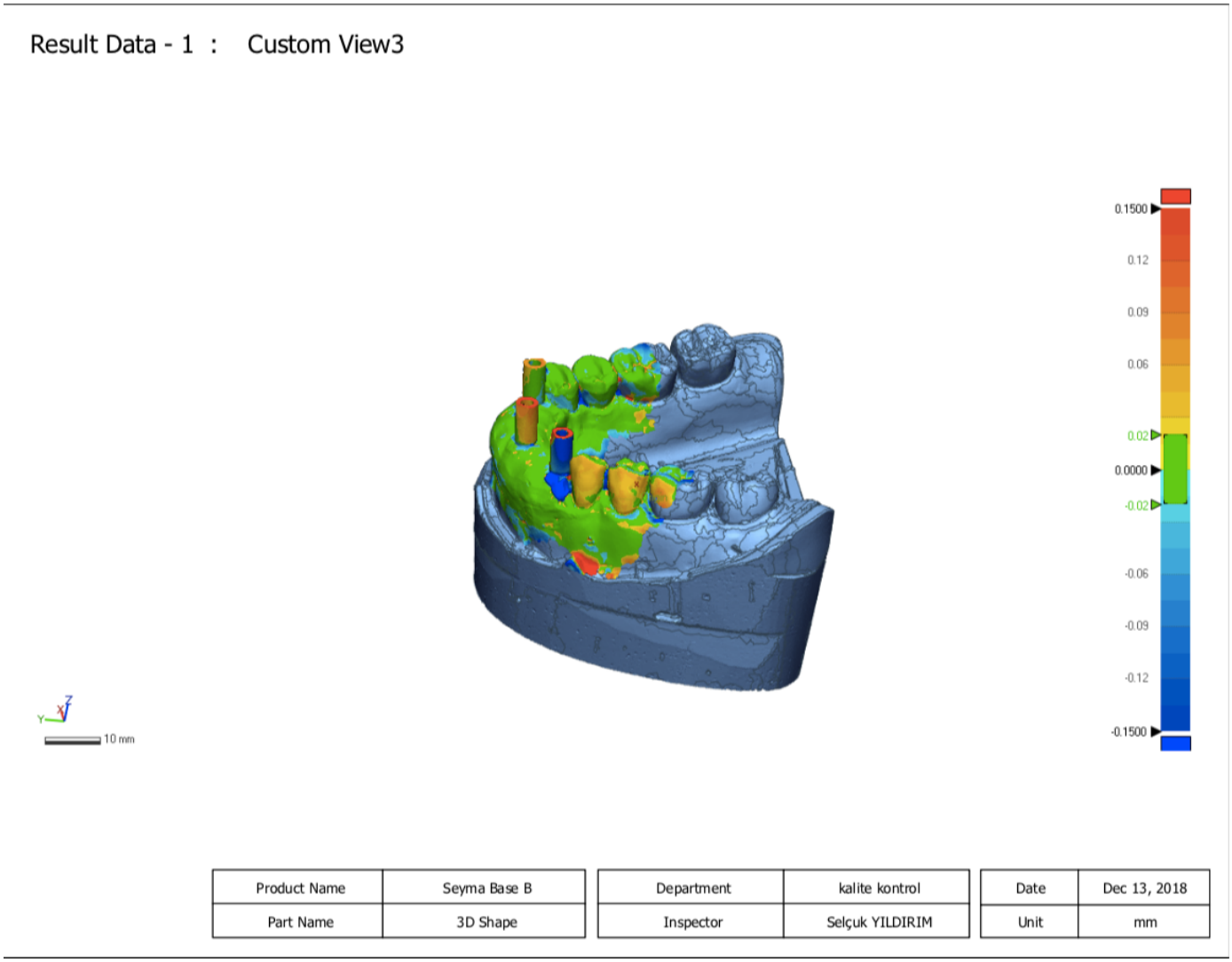
4.4.4.2. B modelinden elde edilen renk haritaları



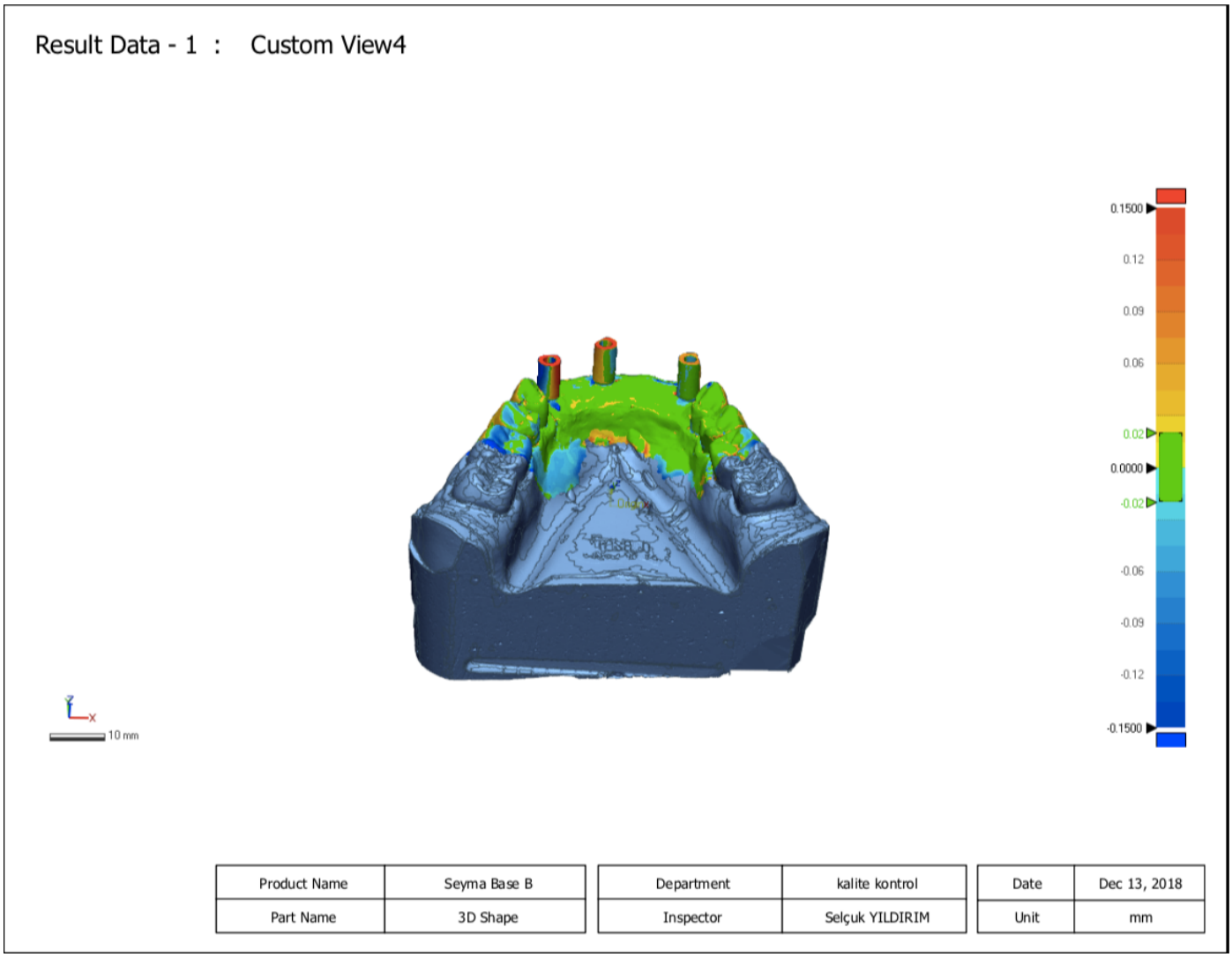
Şekil 4-51: Trios cihazı ile B modelinden alınan ölçünün renk haritası (a)



Şekil 4-52: Trios cihazı ile B modelinden alınan ölçünün renk haritası (b)

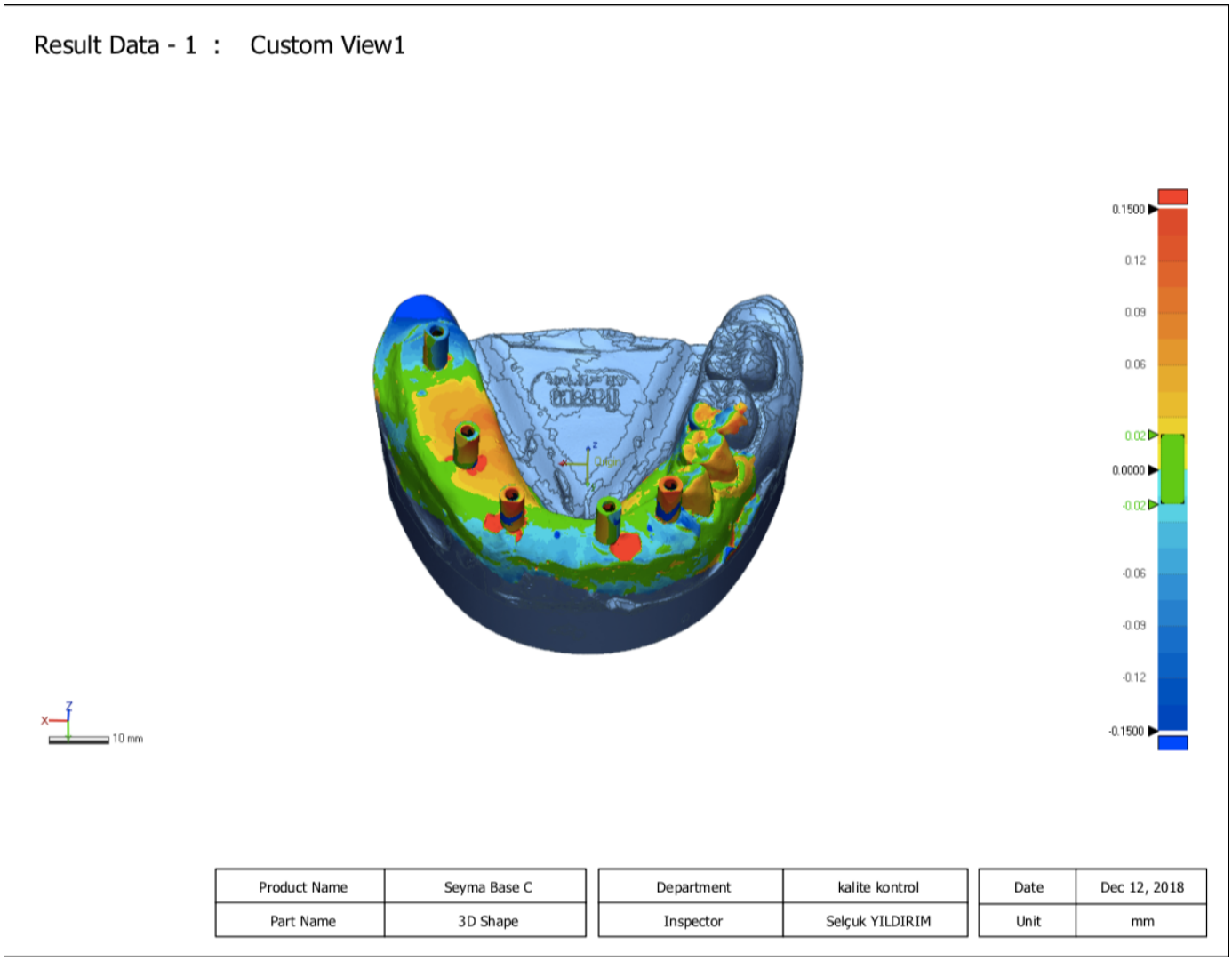


Şekil 4-53 : Trios cihazı ile B modelinden alınan ölçünün renk haritası (c)

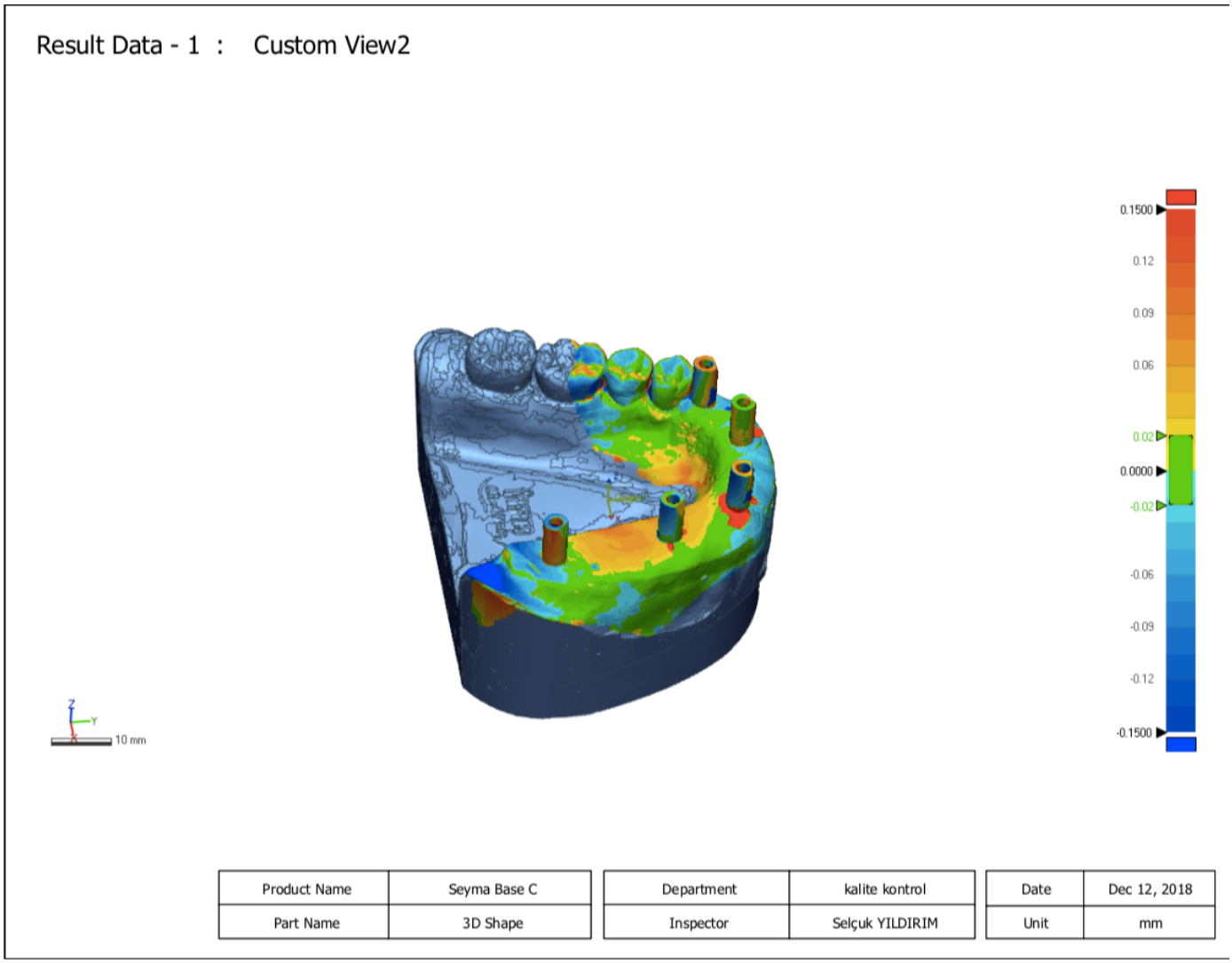


Şekil 4-54 : Trios cihazı ile B modelinden alınan ölçünün renk haritası (d)

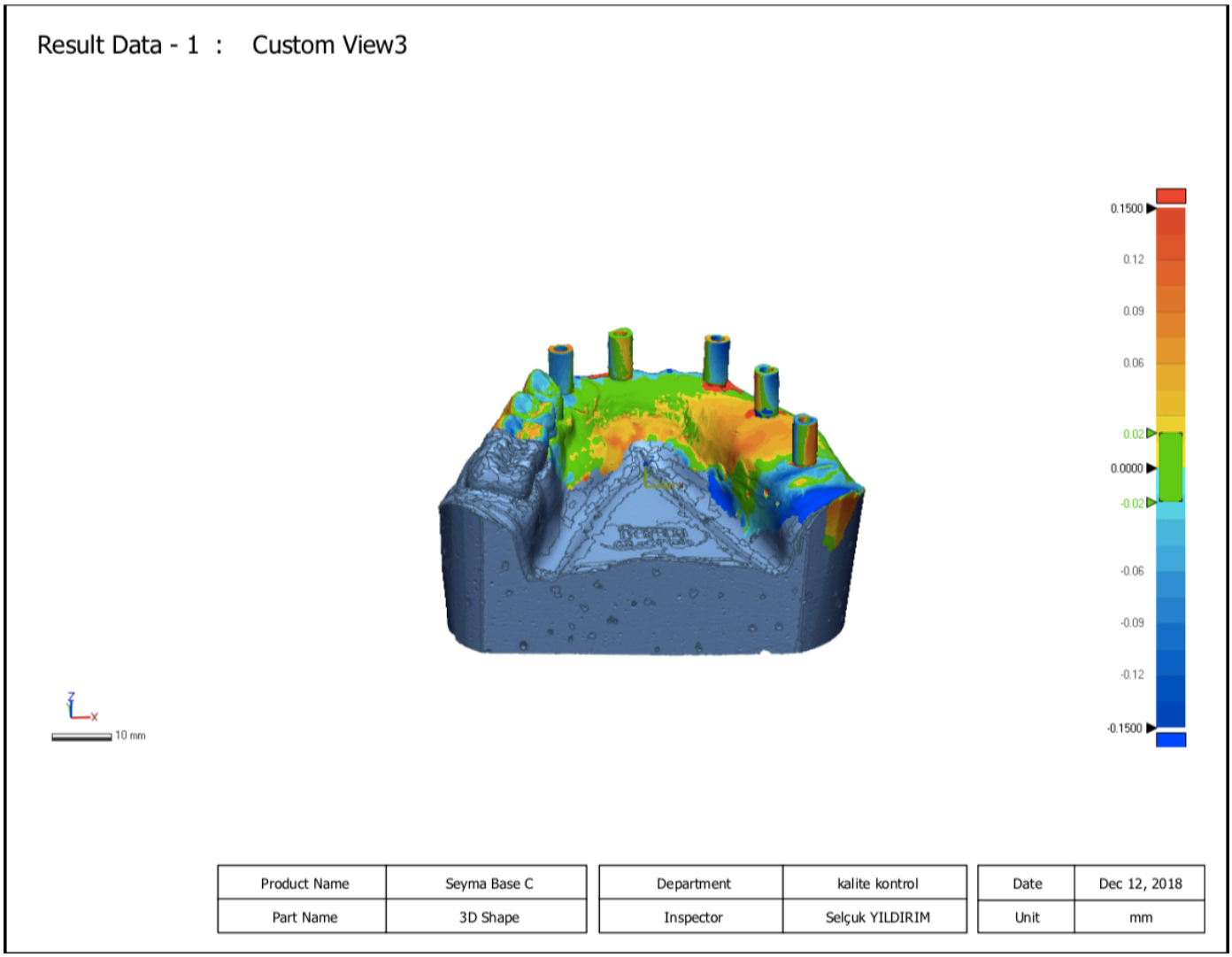
4.4.4.3. C modelinden elde edilen renk haritaları



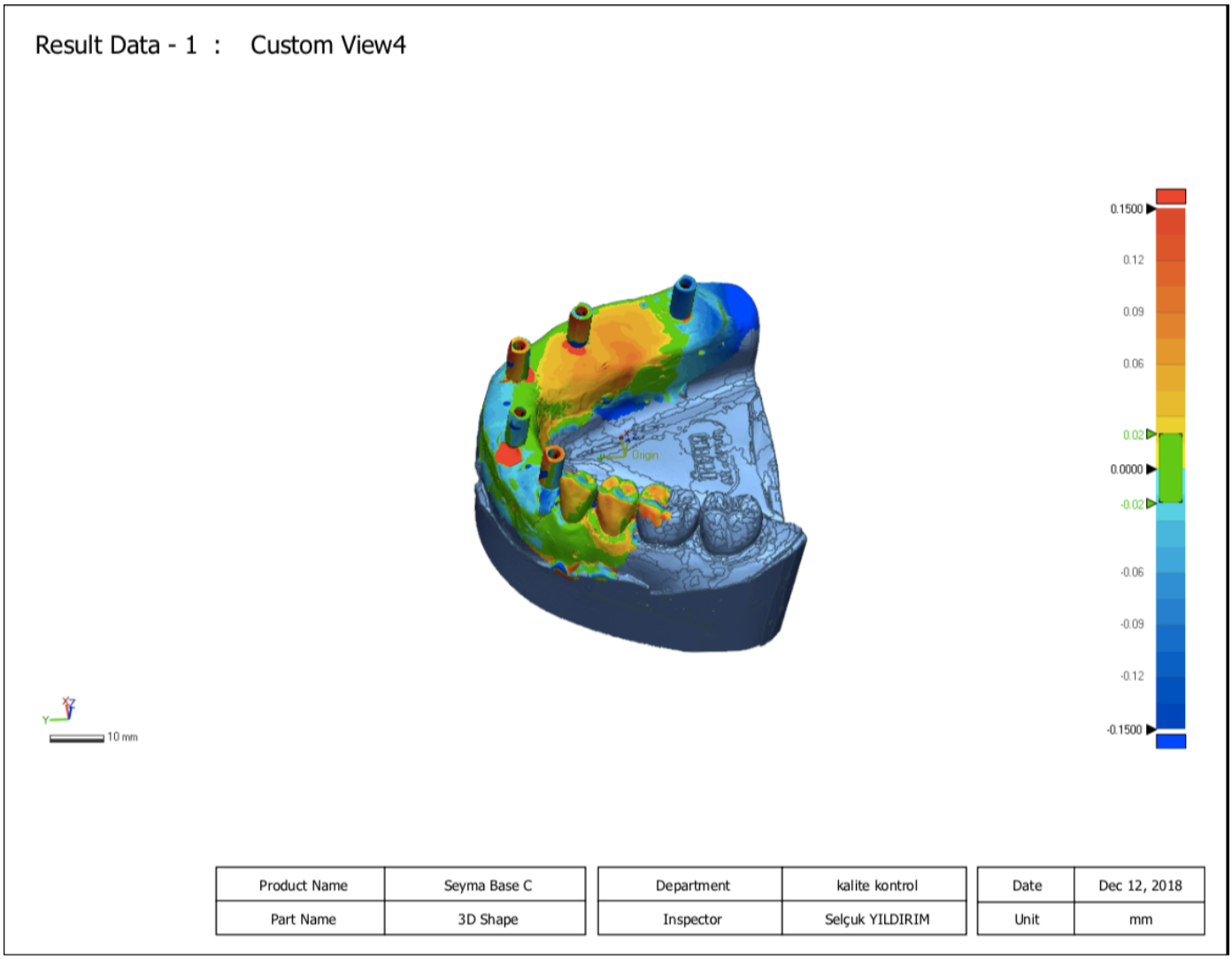
Şekil 4-55 : Trios cihazı ile C modelinden alınan ölçünün renk haritası (a)



Şekil 4-56 : Trios cihazı ile C modelinden alınan ölçünün renk haritası (b)



Şekil 4-57: Trios cihazı ile C modelinden alınan ölçünün renk haritası (c)

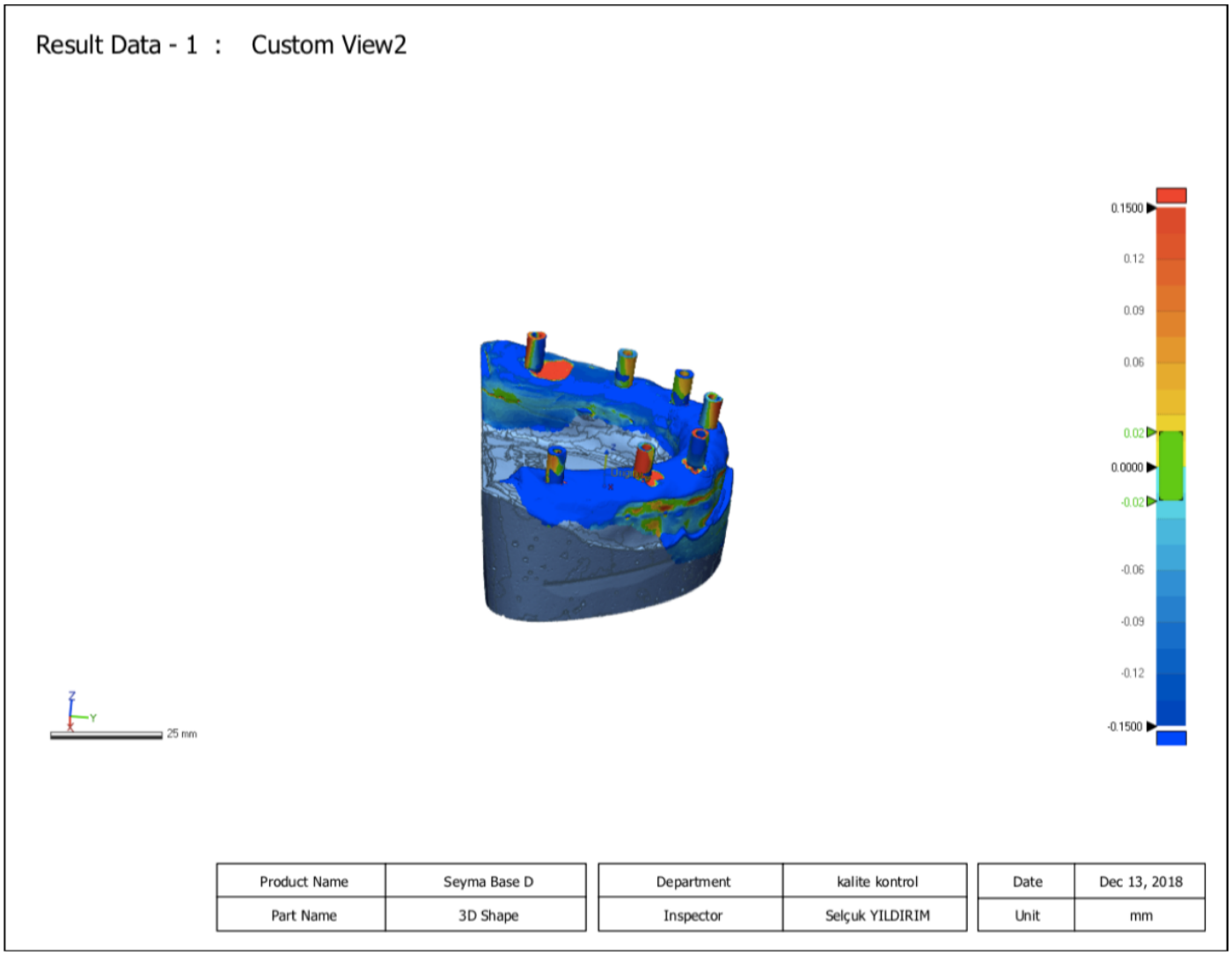


Şekil 4-58: Trios cihazı ile C modelinden alınan ölçünün renk haritası (d)

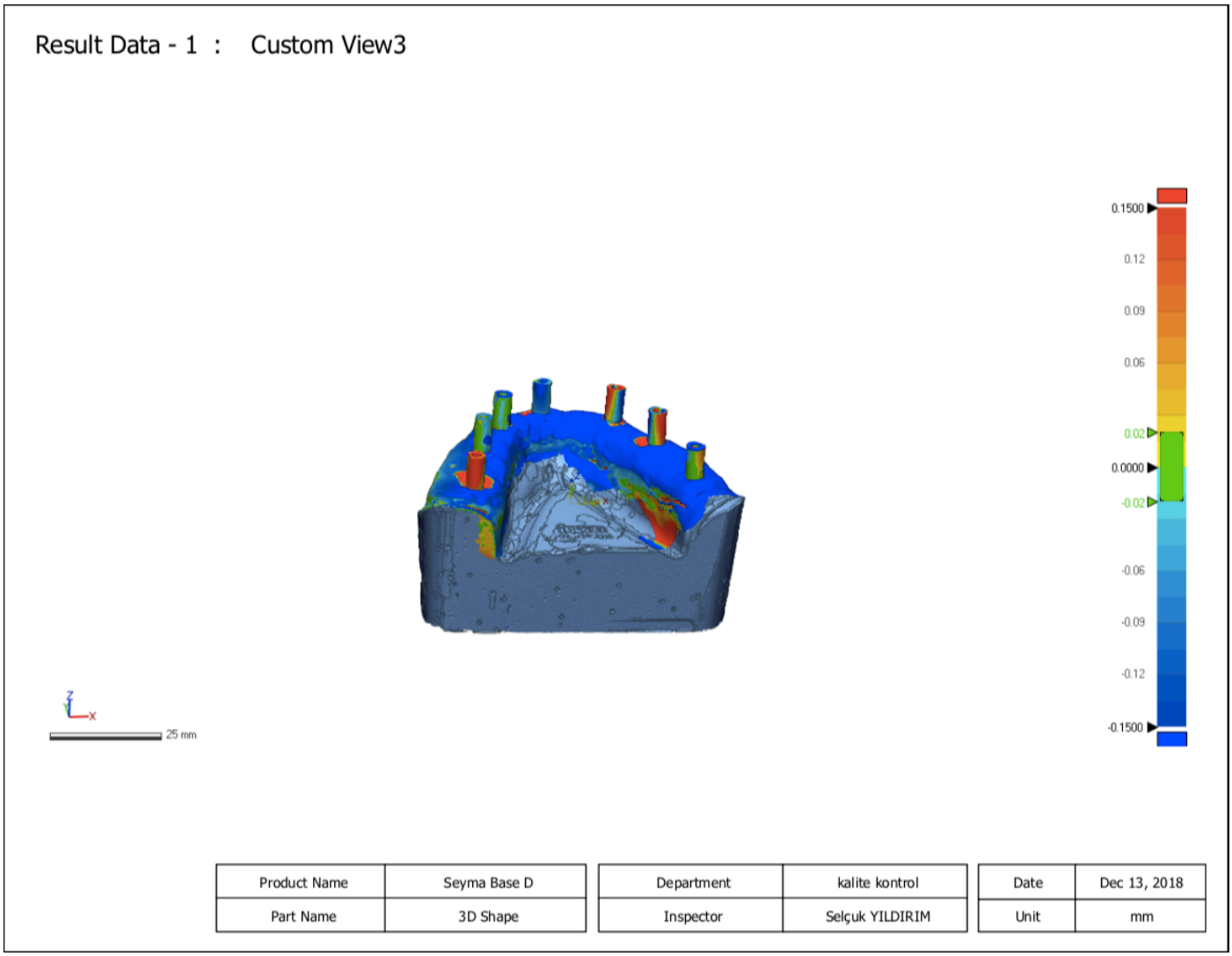
4.4.4.4. D modelinden elde edilen renk haritaları



Şekil 4-59: Trios cihazı ile D modelinden alınan ölçünün renk haritası (a)



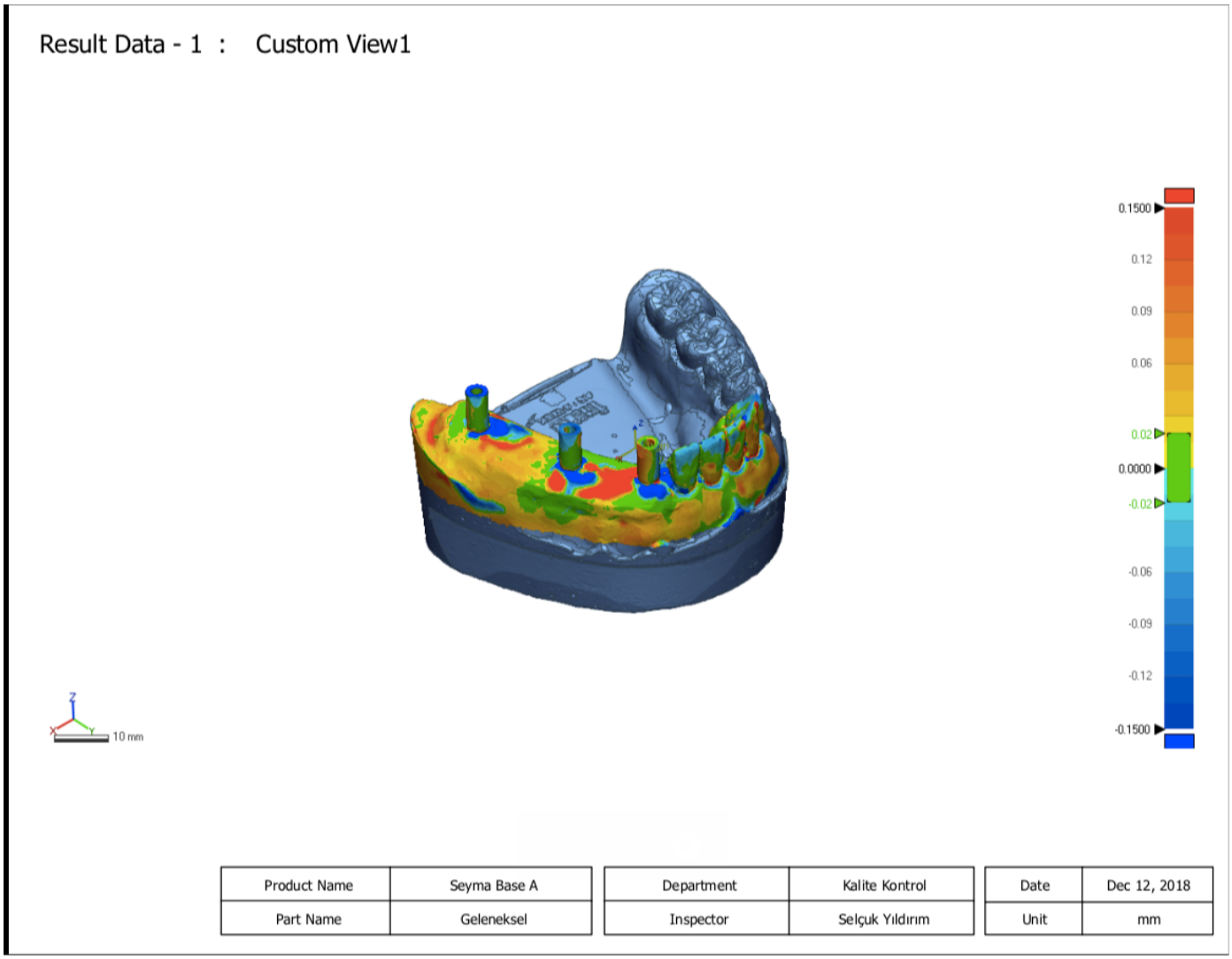
Şekil 4-60: Trios cihazı ile D modelinden alınan ölçünün renk haritası (b)



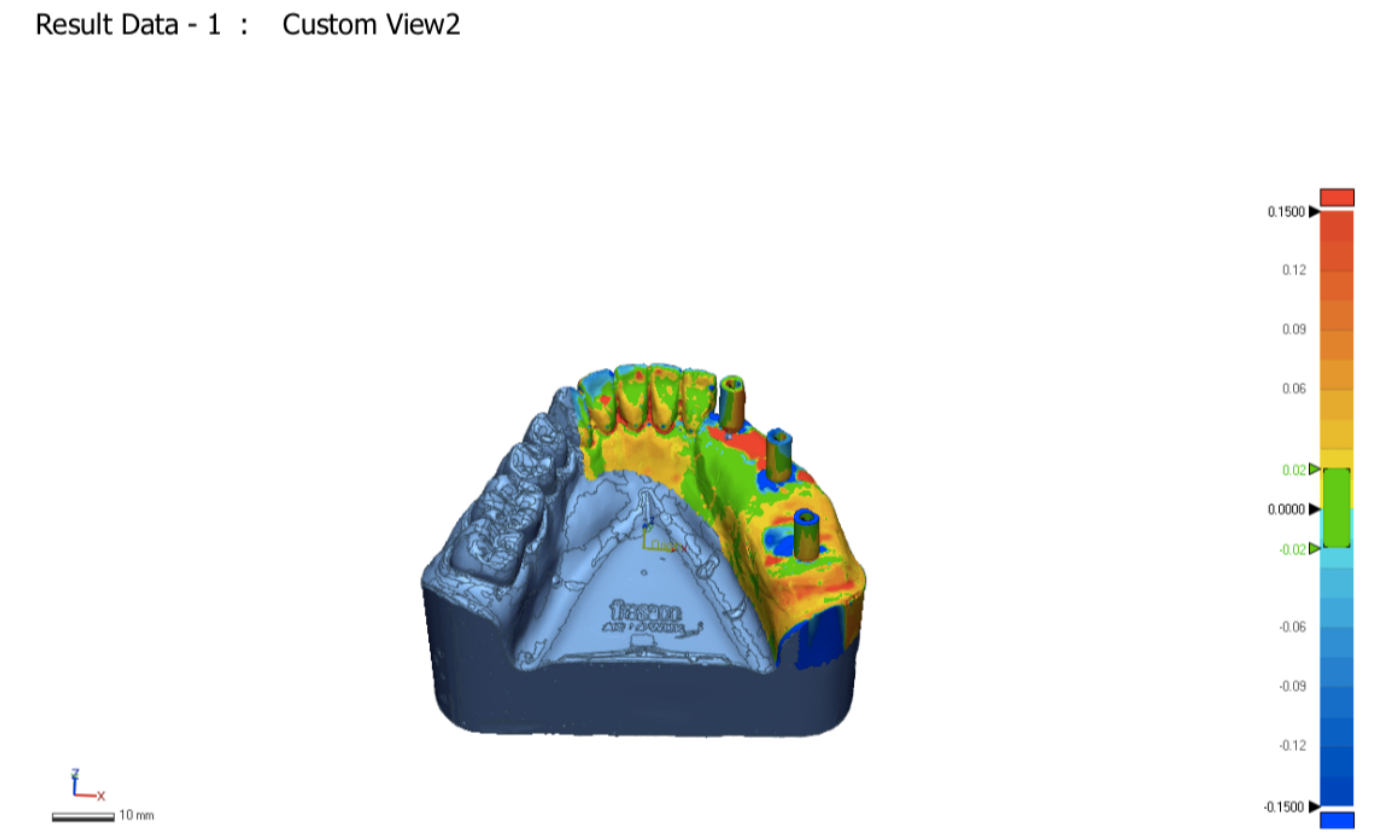
Şekil 4-61: Trios cihazı ile D modelinden alınan ölçünün renk haritası (c)

4.4.5. Geleneksel Ölçü Yöntemi ile Alınan Ölçülere Ait Renk Haritaları

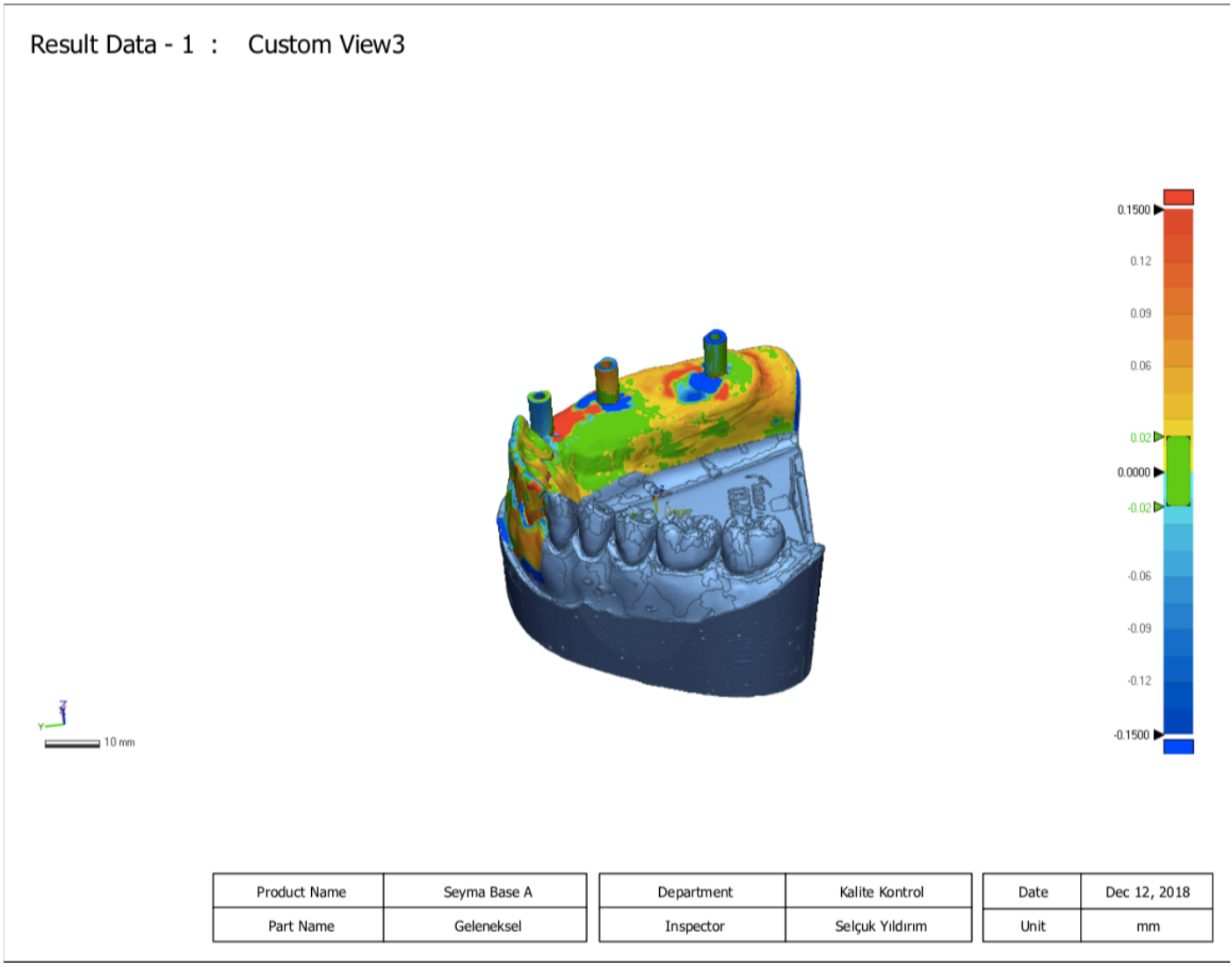
4.4.5.1. A modelinden elde edilen renk haritaları



Şekil 4-62: Geleneksel ölçü yöntemi ile A modelinden alınan ölçünün renk haritası (a)

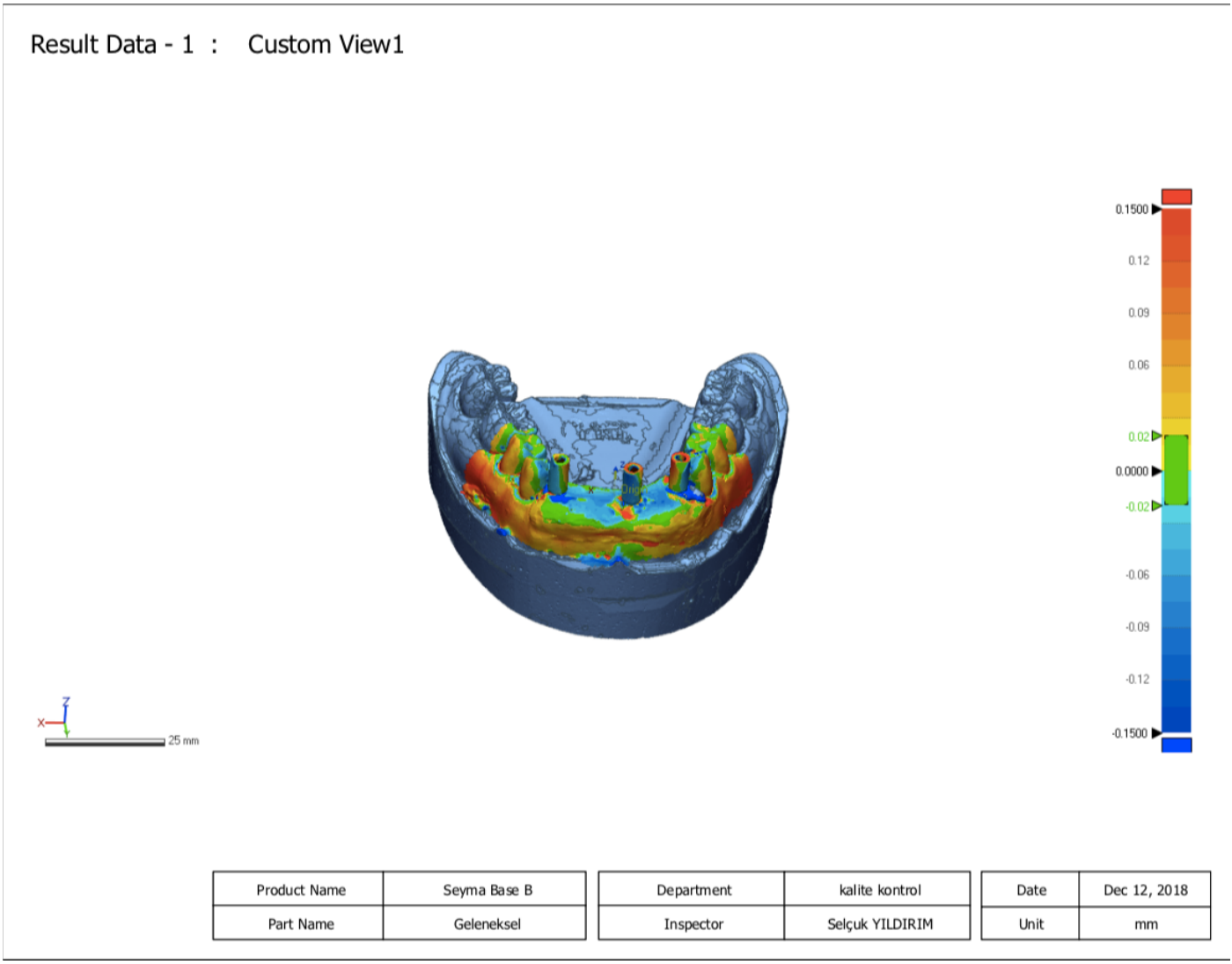


Şekil 4-63: Geleneksel ölçü yöntemi ile A modelinden alınan ölçünün renk haritası (b)

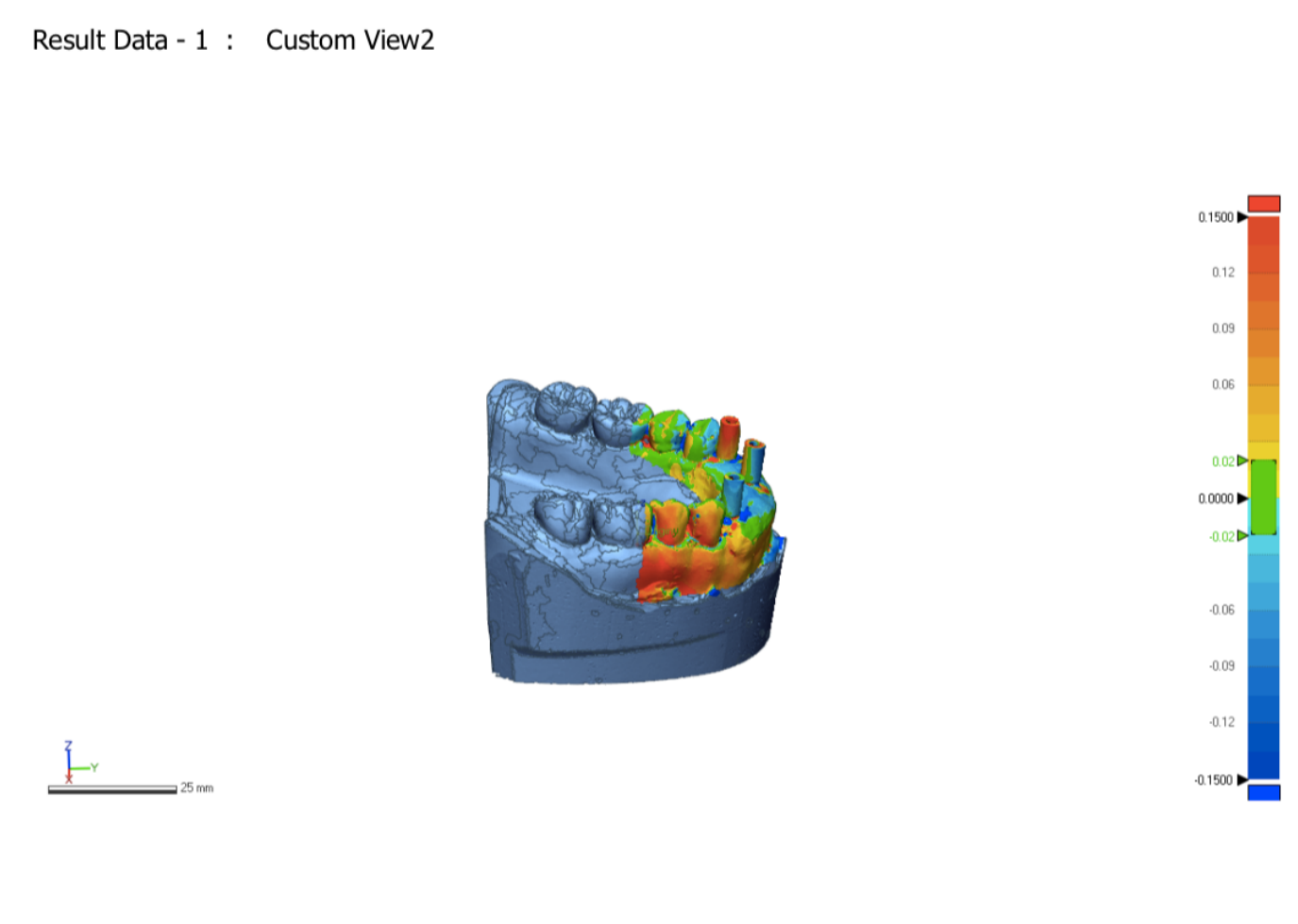


Şekil 4-64: Geleneksel ölçü yöntemi ile A modelinden alınan ölçünün renk haritası (c)

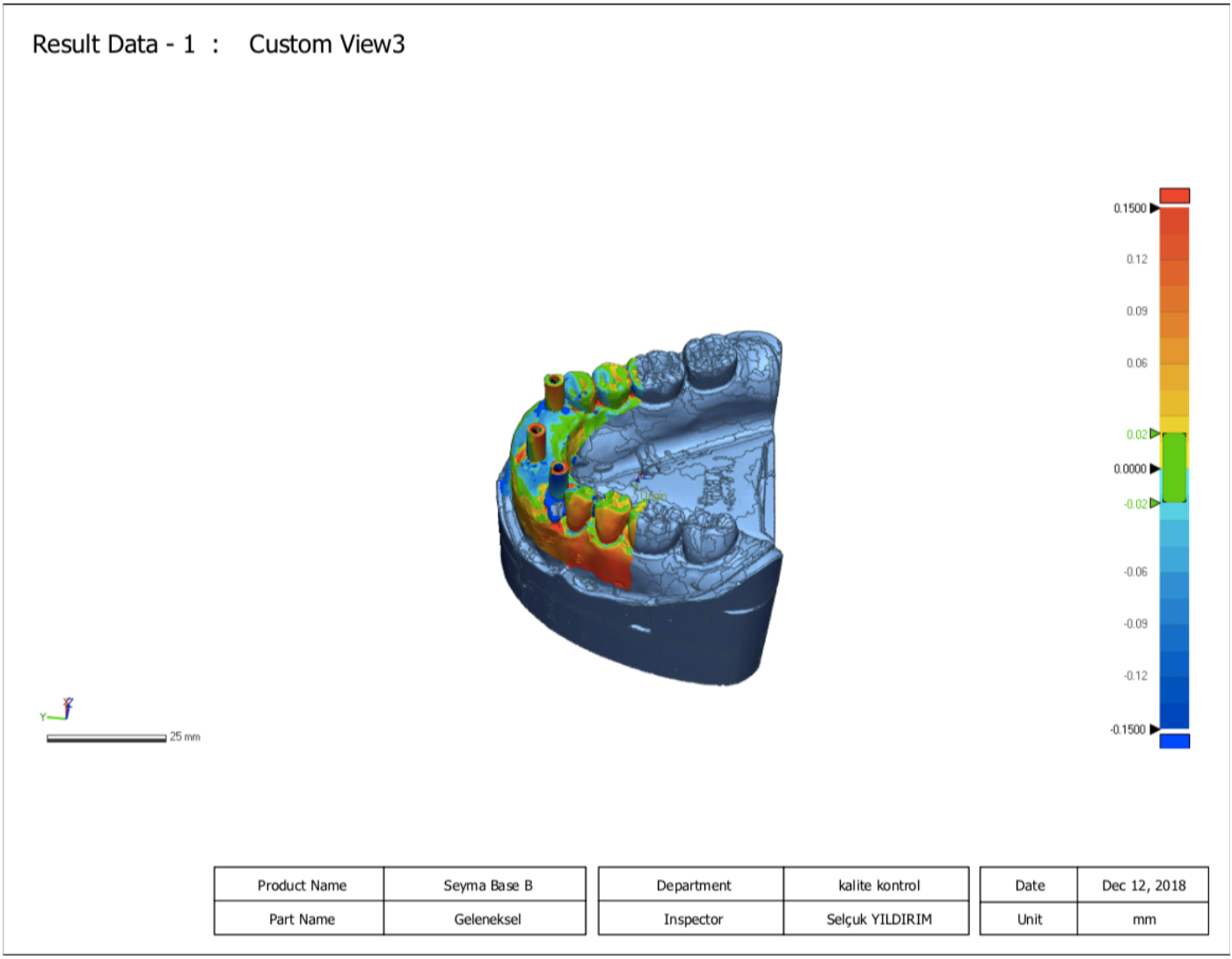
4.4.5.2. B modelinden elde edilen renk haritaları



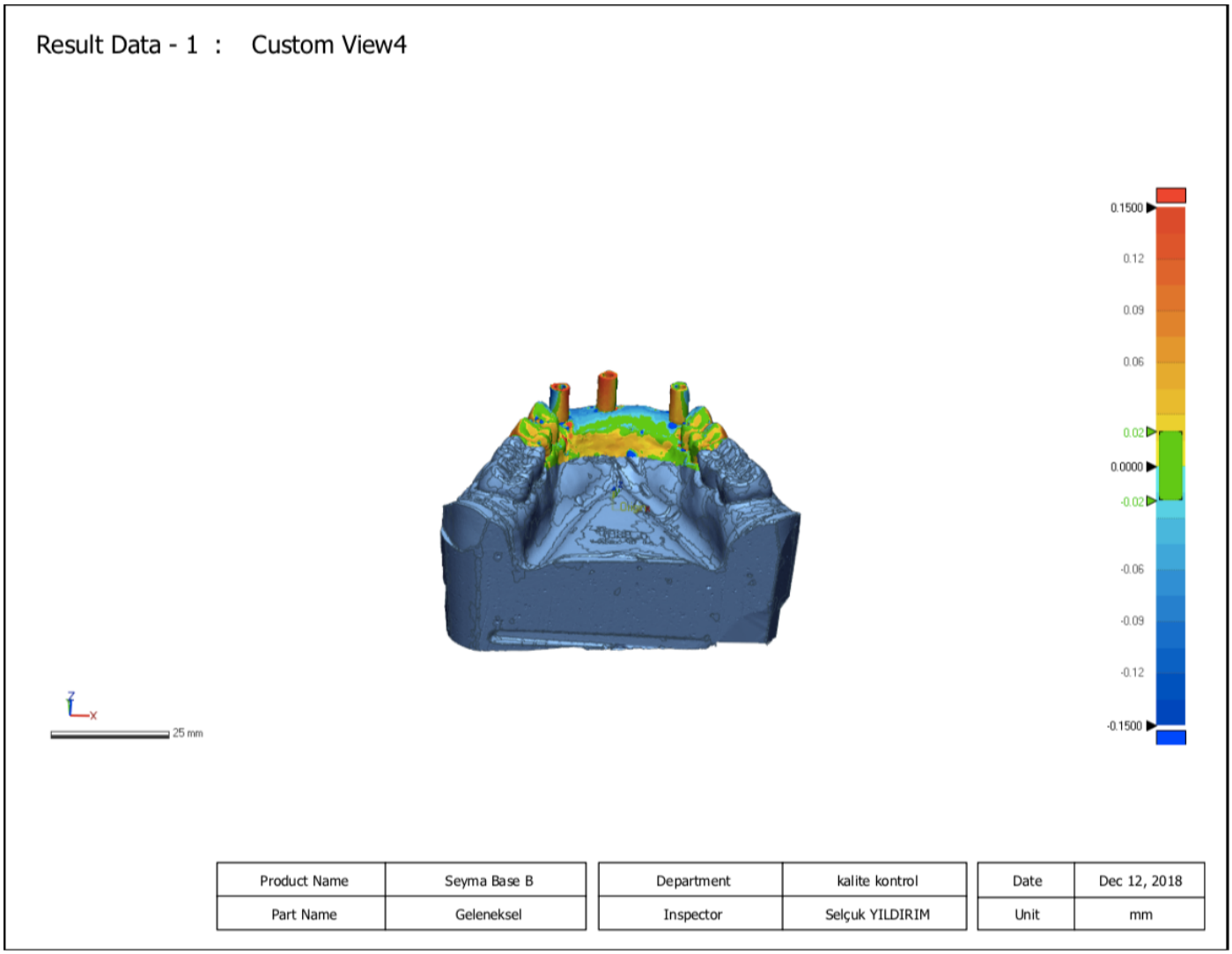
Şekil 4-65: Geleneksel ölçü yöntemi ile B modelinden alınan ölçünün renk haritası (a)



Şekil 4-66: Geleneksel ölçü yöntemi ile B modelinden alınan ölçünün renk haritası (b)

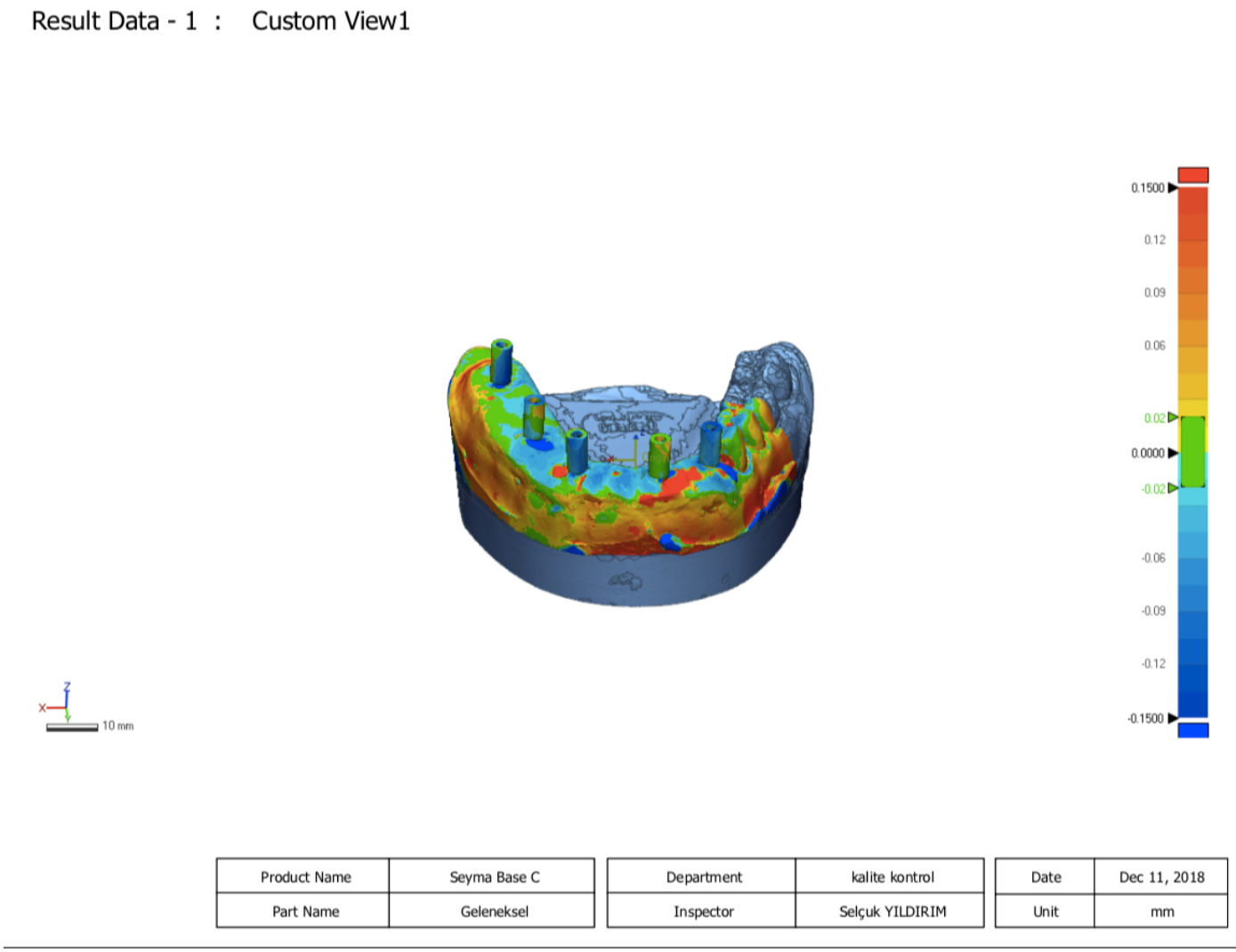


Şekil 4-67: Geleneksel ölçü yöntemi ile B modelinden alınan ölçünün renk haritası (c)

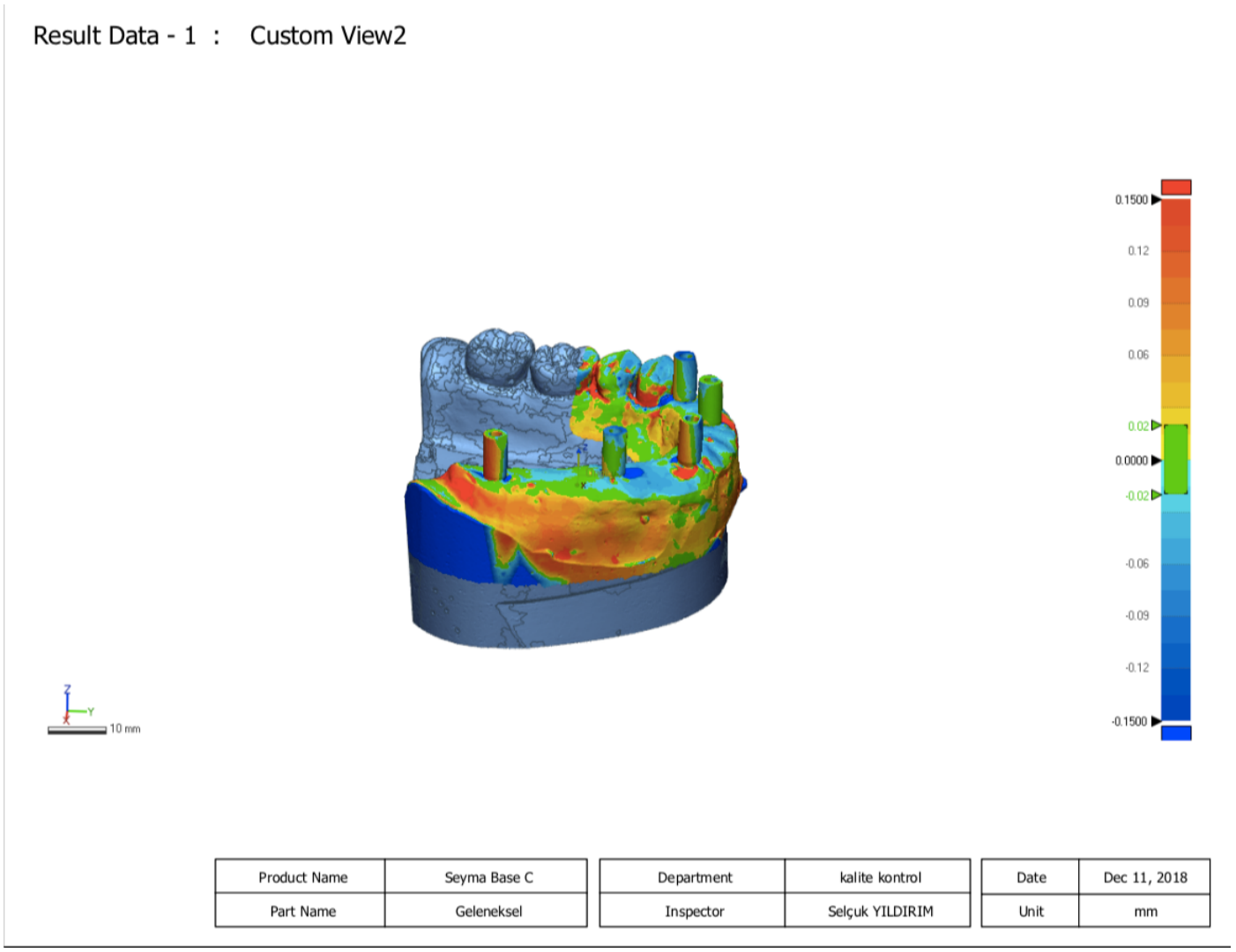


Şekil 4-68: Geleneksel ölçü yöntemi ile B modelinden alınan ölçünün renk haritası (d)

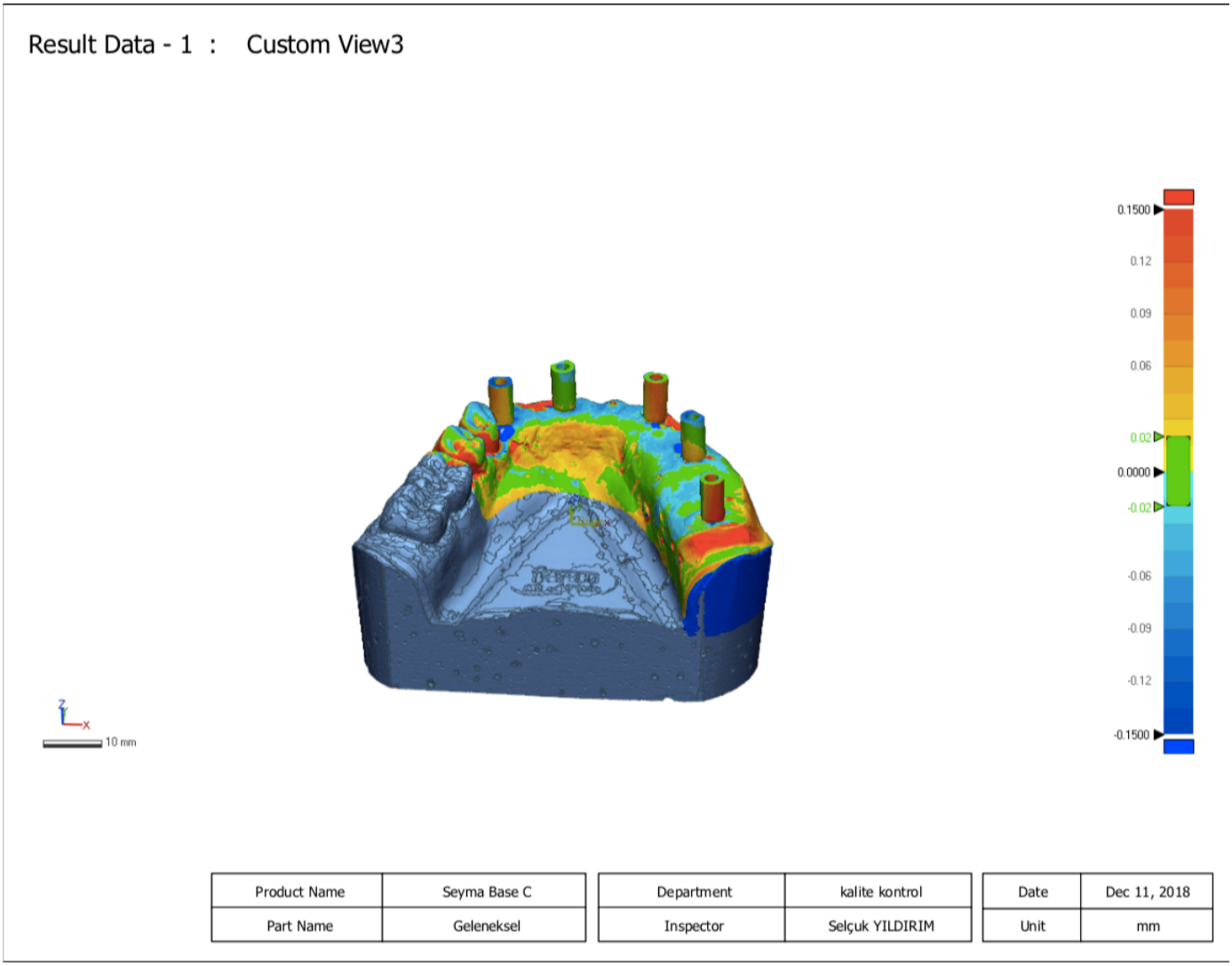
4.4.5.3. C modelinden elde edilen renk haritaları



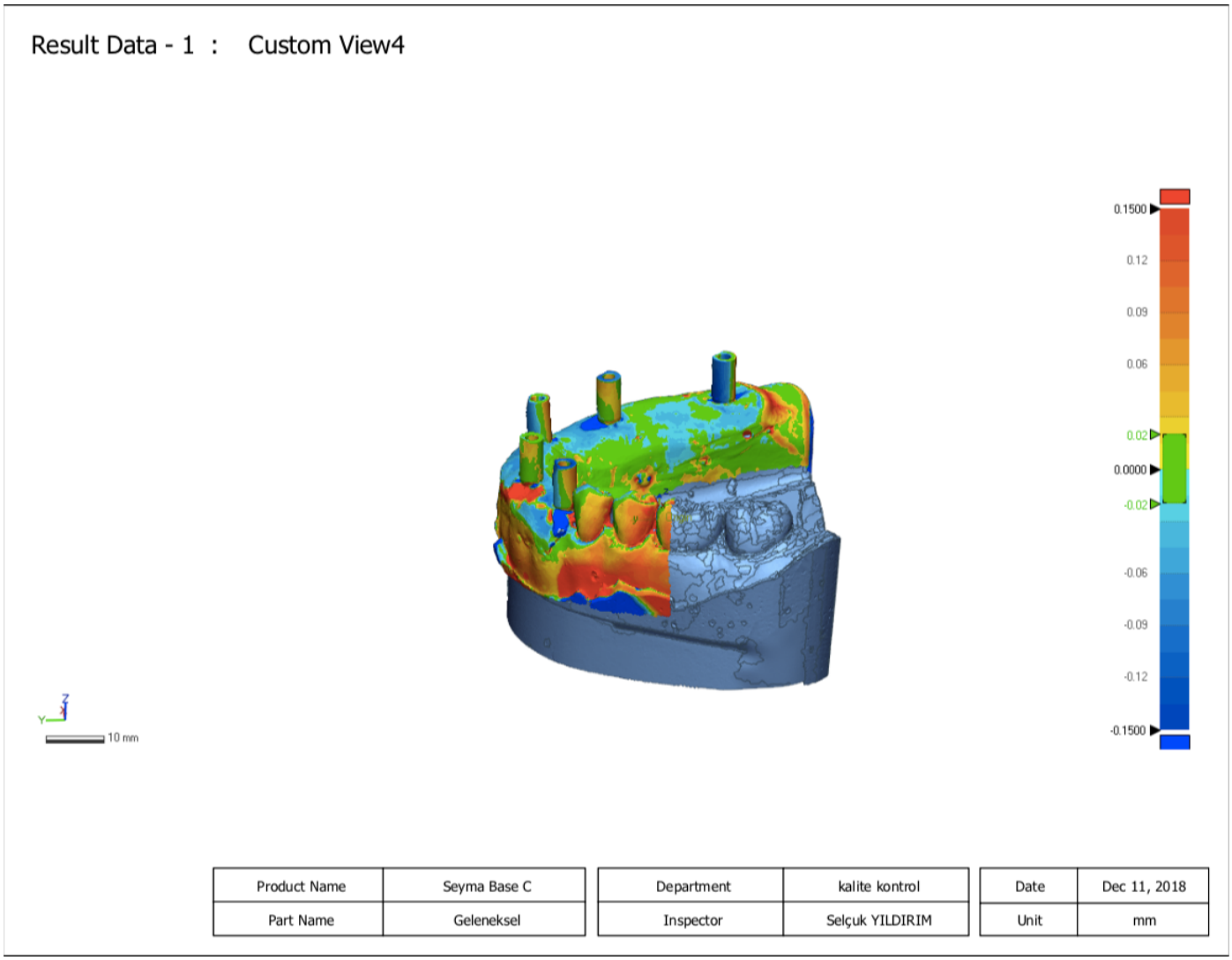
Şekil 4-69: Geleneksel ölçü yöntemi ile C modelinden alınan ölçünün renk haritası (a)



Şekil 4-70: Geleneksel ölçü yöntemi ile C modelinden alınan ölçünün renk haritası (b)

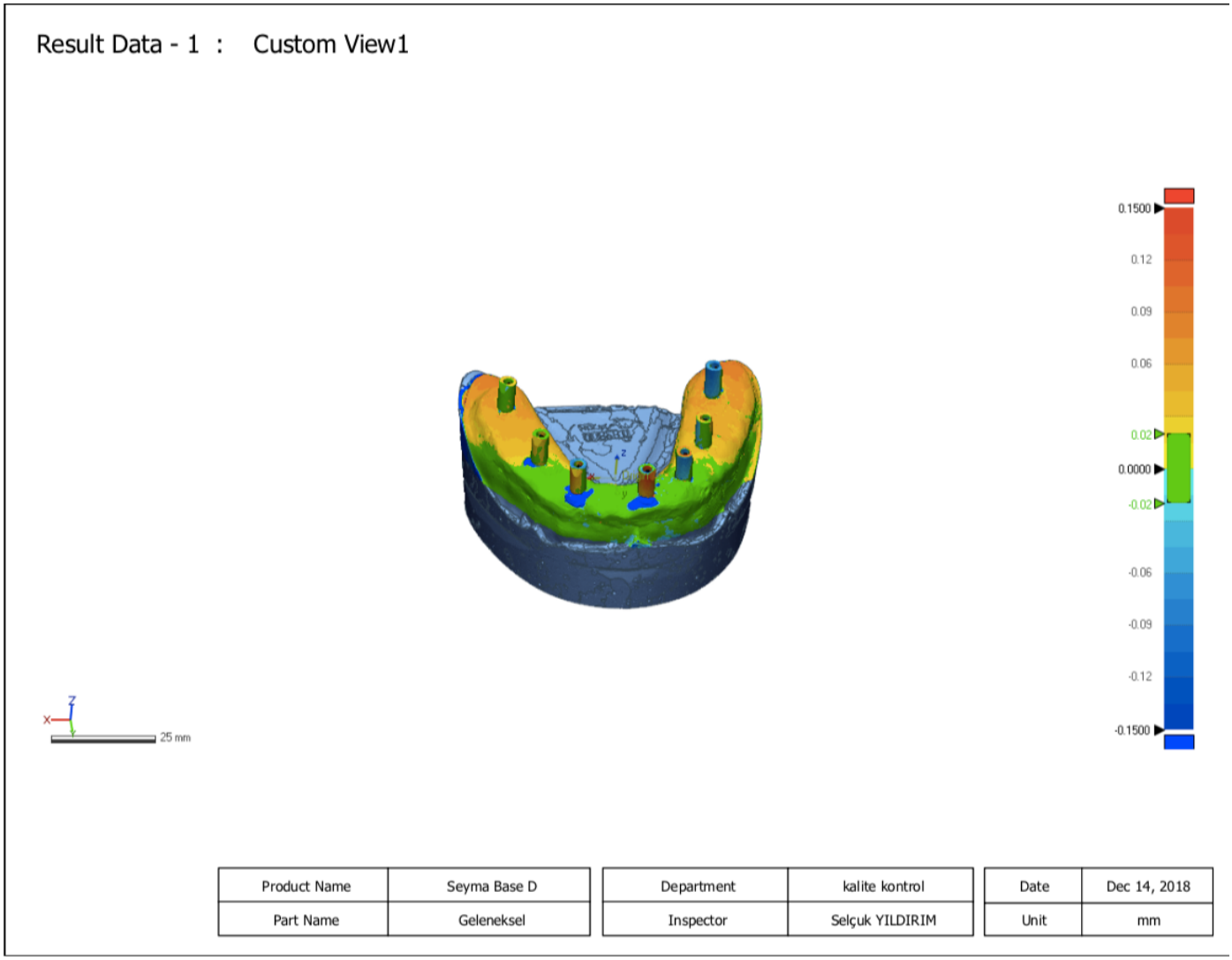


Şekil 4-71: Geleneksel ölçü yöntemi ile C modelinden alınan ölçünün renk haritası (c)

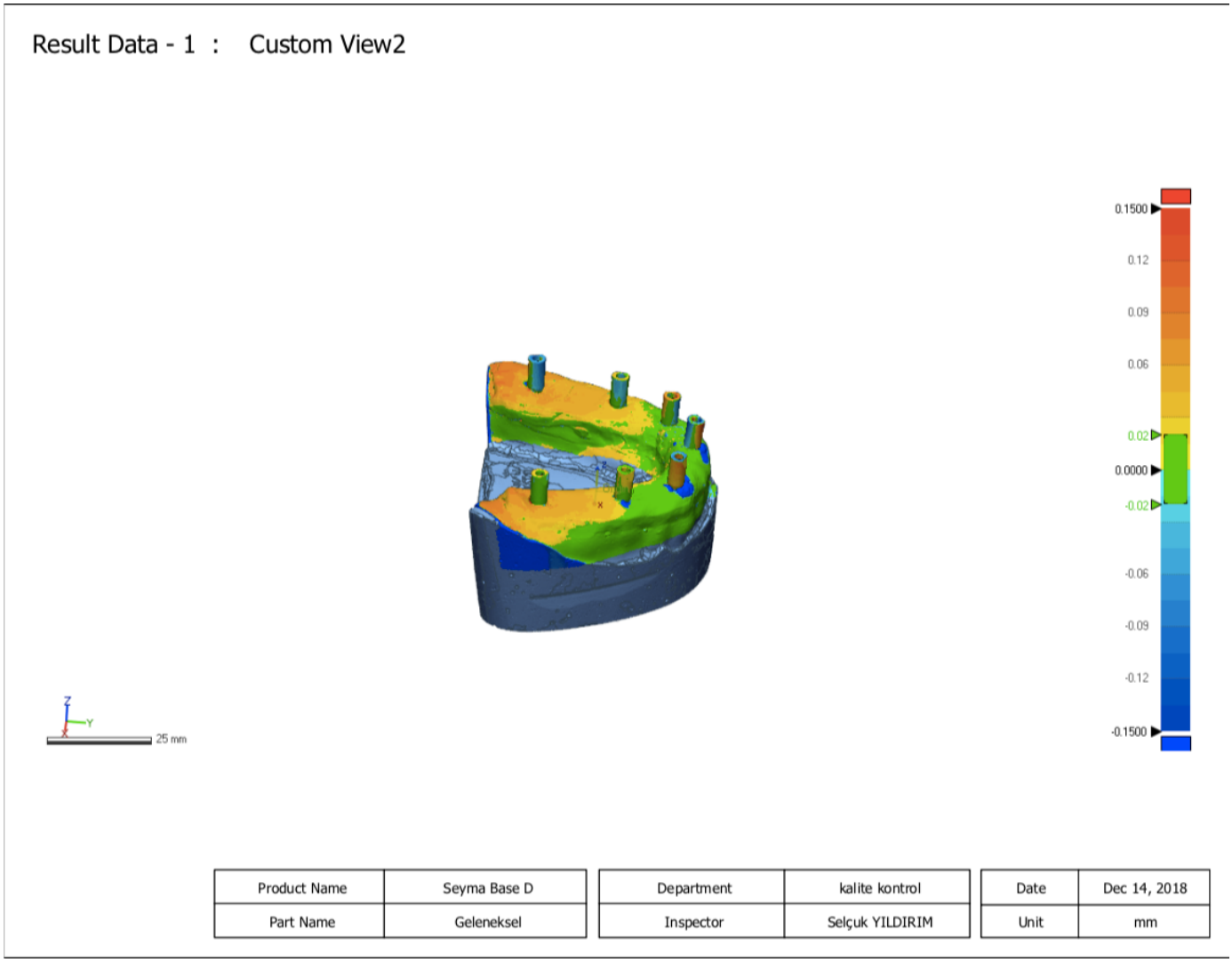


Şekil 4-72: Geleneksel ölçü yöntemi ile C modelinden alınan ölçünün renk haritası (d)

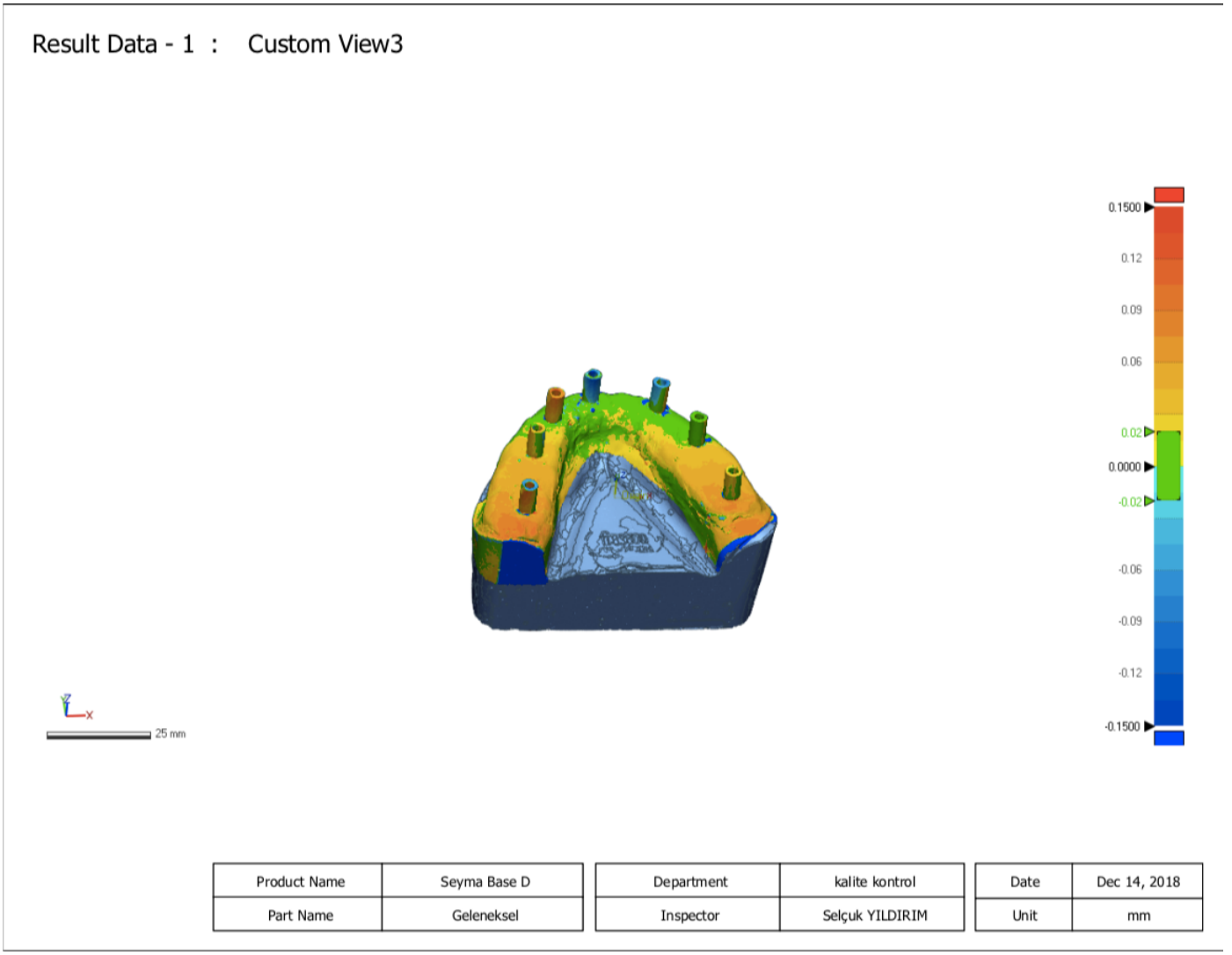
4.4.5.4. D modelinden elde edilen renk haritaları



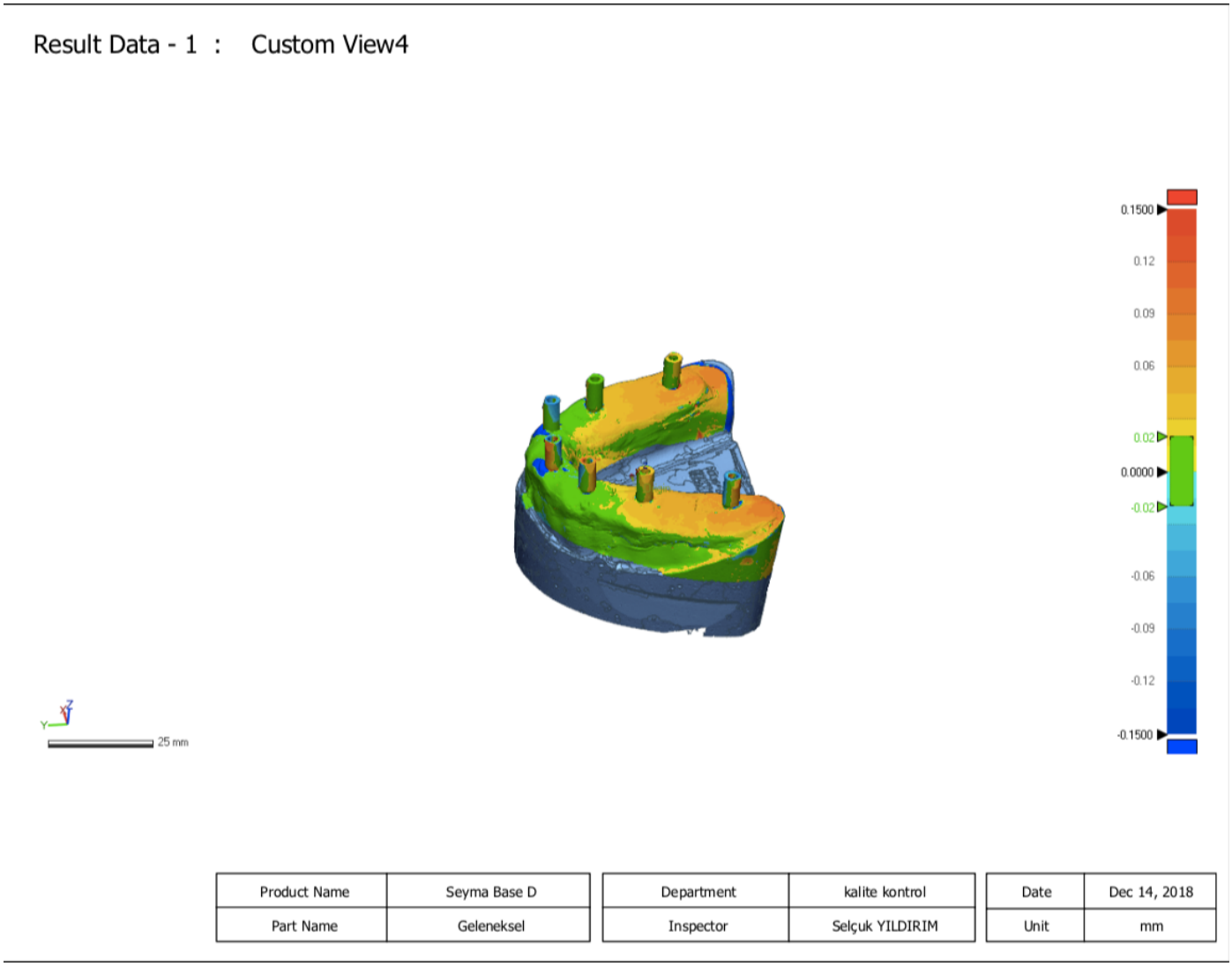
Şekil 4-73: Geleneksel ölçü yöntemi ile D modelinden alınan ölçünün renk haritası (a)



Şekil 4-74: Geleneksel ölçü yöntemi ile D modelinden alınan ölçünün renk haritası (b)



Şekil 4-75: Geleneksel ölçü yöntemi ile D modelinden alınan ölçünün renk haritası (c)



Şekil 4-76: Geleneksel ölçü yöntemi ile D modelinden alınan ölçünün renk haritası (d)

5. TARTIŞMA

Pasif uyum 2005 yılında yayımlanan Protez Terimleri Sözlüğü'nde "protetik yapı yerleştirildiği zaman çiğneme kuvveti olmaksızın bu yapıya destek olan diş, yumuşak doku veya dental implantların basınçsız, baskısız ve inaktif olarak kalması" olarak tanımlanmıştır [1]. Altyapının, dayanakların tüm yüzeylerinde tam uyumlu bir şekilde oturması ile pasiflik sağlanabilmektedir. İmplant destekli protetik restorasyonlarda pasif uyumun sağlanamadığı durumlarda implantlar üzerine aşırı yük gelecek ve buna bağlı olarak implant çevresindeki kemik dokusunda rezorpsiyonla başlayan ve implantların kaybına kadar seyreden bir tabloya sebep olacaktır. Pasif uyumlu bir restorasyonun üretilebilmesi için implantların pozisyonlarının laboratuvara doğru aktarılması gerekmektedir. Bu da hassas bir ölçü alınması ile sağlanmaktadır [77].

Ölçü alınması esnasında, ölçü transfer parçaları ile birlikte doğru tekniğin uygulanmaya çalışılması zaman almakta, özellikle kusma refleksi olan, ağız açma aralığı sınırlı olan bireylerde ölçü alma aşaması sorun haline gelmektedir. Dijital teknolojinin gelişimiyle birlikte, diş hekimliğinde teşhis ve tedavi uygulamaları aşamalarında dijital sistemlere geçiş hızlanmıştır. Teknolojide yaşanan gelişmeler ve dijital çağın, diş hekimliği üzerinde etkilerini göstermesi ile birlikte ağız içi dijital tarayıcılar geliştirilmiş, çeşitli tedavilerin yapımında kullanılmıştır [48, 78].

CAD/CAM sistemleri kullanılarak çalışma yöntemleri basitleştirilmiş, daha yeni ve daha iyi materyallerin kullanılabilmesi mümkün olmuştur. Tarayıcıların özelliklerinin zamanla gelişmesi ile birlikte ağız içi tarayıcılar artık tek ve çok üyeli, implant ve diş destekli restorasyonların da üretiminde kullanılmaya başlanmış ve günlük pratiğe katılmıştır. Protetik işlemlerde CAD/CAM sistemlerin geliştirilmesindeki amaç; geleneksel ölçü yöntemlerini elimine etmek, yapılacak restorasyonun doğal anatomisine ve fonksiyonlarına göre bilgisayar kullanarak tasarımını yapmak, tek seansta restorasyonu üretebilmek, restorasyon kalitesini arttırmak (mekanik direnç, kenar uyumu, yüzey kalitesi) ve daha iyi bir estetik sağlamaktır. Ayrıca dijital yöntemlerin kullanılmasıyla malzemeden tasarruf edilmesi, hasta konforunda artış, işlem sürelerinin kısalması, laboratuvar ortamı ile hızlı iletişim gibi birçok avantajdan da bahsetmek mümkündür [48].

Literatürde implant destekli restorasyonların üretiminde kullanılan geleneksel ölçü yöntemleri ve CAD/CAM yoluyla üretilen restorasyonlar çeşitli parametrelerde değerlendirilmiştir, fakat ölçülerin hassasiyetinin değerlendirildiği çalışma sayısı azdır. Günümüze kadar literatürde implant destekli restorasyonların yapımında ölçü hassasiyetini etkileyen parametreler temel olarak; dişsizlik durumu ve implant sayısı, ölçü maddesi, ölçü tekniği, implantın açısı, implantın dişeti derinliği, implant - abutment bağlantı tipi olarak sıralanabilir [14].

Dijital ölçünün diş hekimliği pratiğinde kullanımı ile ilgili çalışmalar, gelişmeler hızla ilerlemektedir. Ortaya çıkan sorunların çözümüne yönelik ilave yenilikler ile birlikte gelişme aşamasındadır. Ölçü aşamasında kullanılmak üzere geliştirilen tarayıcılar farklı çalışma prensiplerine sahiptir ve bu sebeple kendilerine özel sınırlamalara sahiptirler. Hangi nitelikte tarayıcının hangi şartlarda en iyi olduğu henüz net değildir. Dijital ölçülerin hassasiyetinin değerlendirildiği çalışmalarda çeşitli parametreler göz önüne alınmış olsa da, kullanılan tarama cihazı sayısı çoğunlukla kısıtlıdır. Ayrıca bu cihazların hangi vakada nasıl davranış sergileyeceği öngörülememektedir. Sunulan çalışmada literatürdeki bu eksikliği gidermek ve katkıda bulunmak hedeflenmiştir.

Çalışmada 4 farklı güncel kamera tek araştırmacı tarafından kullanılarak, ağız içi ölçü almanın hedeflendiği temsili vakalarda ölçünün hassasiyeti ile ilgili bulguları belirlemek ve tercih etme kriterleri ile ilgili öngörüleri oluşturmak hedeflenmiştir. Bu amaçla 4 farklı vakayı temsil eden 4 ayrı çalışma modeli oluşturulmuş ve 4 ağız içi kamera, 1 geleneksel ölçü maddesi ile ölçü alınarak bu ölçülerin doğruluğunun ve tekrarlanabilirliğinin tespit edilmesi amaçlanmıştır.

Literatürde kullanılan modeller incelendiğinde 1 implant [79], 2 implant [80], 3 implant [81], 4 implant [24], 5 implant [82] ve 6 implantın [81, 83-85] olduğu modellerin kullanıldığı ayrı ayrı çalışmalar yer almaktadır. Bu çalışmaların sadece 2 tanesinde [81, 82] iki ana model kullanılmış, diğerlerinde tek ana model üzerinden çalışma yürütülmüştür. Çalışmalarda kullanılan cihazlar, çalışma prensipleri farklı olduğu için sonuçların birbirleri arasında karşılaştırılıp değerlendirilmelerini mümkün kılmamaktadır.

Imburgia ve ark [81]., 3 ve 6 implantın bulunduğu 2 ayrı çalışma modeline yer verdikleri araştırmalarında, farklı ağız içi kameraların doğruluk ve tekrarlanabilirliklerini karşılaştırmışlardır. Çalışmamızda ağız içi farklı vaka şartlarını taklit eden 4 farklı ana model

kullanılmıştır. İlk iki modelimizde doğrusal ya da kavis üzerine yerleşmiş olan 3 implant üzerinde çalışılmıştır. Burada amaç implant sayısının sabit olduğu durumda, ölçü alanı geometrisinin ve kavsin ölçü üzerindeki etkisinin tespit edilmesidir. 5 ve 7 implantlı modellerde ise ölçü hassasiyeti ile implant sayısı ve ölçü alanı arasındaki ilişkinin değerlendirilmesi hedeflenmiştir.

Çalışma modellerinin oluşturulmasında, düz yüzeyli metal tabakalar [86-89], düz yüzeyli alçı modeller [90-94] ya da düz yüzeyli akrilik reçine bloklar [95] kullanılabildiği gibi, ağız içi anatomik durumu daha iyi yansıtan, alçı, akrilik, metal materyallerden alt ya da üst çene modelleri kullanılan çalışmalara da rastlamak mümkündür. Düz yüzeylerden oluşan ana modellerde yapılan ölçümlerin özellikle geleneksel ölçülerde gerçeği yansıttığı tartışmalıdır. Çünkü hazırlanacak olan bir şahsi kaşık ve anatomik andırkat varlığı durumlarında ölçü maddesinin davranışının değişebileceği bildirilmektedir [96]. Tez çalışmamızda, üretim kolaylığı ve anatomik şartları yansıtması gerekçeleriyle alt çene alçı modelleri kullanılmıştır.

İmplant destekli restorasyonların ölçülerinin hassasiyetlerini etkileyen faktörler ölçü tekniği, ölçü materyali, implantın yerleştirilme açısı, diş eti derinliği, kaşık tipi ve kullanıcı tecrübesi olarak belirtilmektedir [14].

Gimenez ve ark [84], kullanıcı tecrübesi, implant açısı ve implantın diş eti derinliğinin, dijital ölçü hassasiyeti üzerine etkisini değerlendirdikleri çalışmada 6 implantı farklı açı ve derinliklerde yerleştirdikleri ana model üzerinden dijital ölçü almış ve belirtilen parametrelerin ölçülerin netliği üzerine etkilerini değerlendirmişlerdir. Çalışma sonucunda kullanıcı tecrübesinin ölçü netliği üzerinde doğru orantılı bir etkisi olduğu, implantın yerleşim açısı ve derinliğinin ise dijital ölçü üzerinde anlamlı bir etkisi olmadığı sonucuna ulaştıklarını birdirmektedirler. Bu sonuçlar literatürdeki diğer çalışmalarla desteklenmektedir [85, 97]. Çalışmamızda implant yerleşim derinlikleri 2 mm olarak belirlenmiştir ve tüm implantların aynı derinlikte yerleştirilmesi için 2 mm kalınlığında plaka mum kullanılarak standardizasyon sağlanmıştır. Ayrıca çalışmada alınan dijital ve geleneksel tüm ölçüler tek bir kişi tarafından alınmış, kullanıcının dijital sistemlere aynı alışma düzeyinde olması için, deney grubu ölçüleri alınmadan önce tüm dijital kameralar ile 10 defa deneme ölçüsü alması sağlanmıştır. Böylece, tecrübe eksikliğinden kaynaklanabilecek hataların önüne geçilmesi hedeflenmiştir.

İmplant yerleşim açısının, alınan ölçünün hassasiyeti üzerindeki etkisinin araştırıldığı bir çok çalışmaya rastlamak mümkündür [84, 98-100]. Bu çalışmalardan elde edilen veriler doğrultusunda, yerleşim açısının ölçü hassiyeti üzerinde olumsuz etkisi olduğu sonucuna varıldığı bildirilmektedir. Çalışmamızda, açının dijital kameraların davranışları üzerindeki etkinliğinin araştırılması hedeflenmediği ve ilave bir değişkenin sonuçları etkilememesi için tüm implantlar yer düzlemine dik ve birbirlerine paralel yerleştirilmişlerdir.

İmplant destekli restorasyonların yapım aşamasında uzun yıllardır kullanılan ve geliştirilmekte olan geleneksel ölçü teknikleri mevcuttur. Bu teknikler direkt ve indirekt tekniklerdir. Literatürde bu tekniklerin üstünlüklerinin karşılaştırıldığı bir çok çalışmaya rastlamak mümkündür. Konuyla ilgili; direkt tekniğin indirekt teknikten daha iyi olduğunu belirten çalışmalar bulunmakla birlikte [20, 21, 23, 24, 32, 101-103] direkt ve indirekt teknik arasında anlamlı bir fark bulunmadığını bildiren çalışmalar da mevcuttur [25, 26, 28, 37, 38, 95].

Açık kaşık ölçü tekniği, özellikle implant sayısının 4 ten fazla olduğu ve implant açılarının paralel olmadığı durumlarda, implantların ağız içi pozisyonlarının laboratuvar ortamına doğru olarak aktarılması amacıyla tercih edilen bir yöntemdir [99]. Ancak kaşık ağızdayken ölçü başlıklarının vidasının açılması ya da implant analoğu ile tekrar vidalanması esnasında implant transfer başlıklarında rotasyon oluşması ihtimali tekniğin en önemli dezavantajıdır. Bu dezavantajın aşılması için geliştirilen çözüm ise transfer başlıklarının birbirlerine splintlenmesidir. Transfer başlıklarının splintlenmesinin ölçü hassasiyeti üzerindeki etkisinin araştırıldığı bir çok çalışmaya literatürde rastlamak mümkündür [104]. Splintlenmiş ve splintlenmemiş ölçü yöntemleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farkın bulunmadığını bildiren çalışmaların yanısıra [22, 87, 88, 105, 106]; splintlemenin ölçünün doğruluğunu arttırdığı yönünde sonuçların elde edildiğini ifade eden çalışmalara [99, 107-109] da rastlanmaktadır. İlgili çalışmalar incelendiğinde, anlamlı farkın olmadığı çalışmalar 2 ya da 3 implantın kullanıldığı çalışmalarken, implant sayısının arttığı ya da tam dişsizlik durumlarının taklit edildiği çalışmalarda transfer başlıklarının birbirine bağlanmasının istatistiksel açıdan anlamlı derecede olumlu sonuç verdiği görülmektedir. Çalışmamızda ölçü parçalarının splintlenmesi tercih edilmiştir.

Transfer başlıklarının birbirine bağlanmasında farklı teknik ve materyaller tercih edilmektedir. Ancak literatürde en sık karşılaşılan materyal diş ipi ve otopolimerize akrilik reçinelerdir [14]. Diğer materyaller ise, diş ipi ve ışıkla sertleşen akrilik reçine, diş ipi ve

ışıkla sertleşen kompozit reçineler, hazır otopolimerize akrilik bloklar, metal barlardır [14]. Splint materyalinin ölçü doğruluğuna etkisinin araştırıldığı çalışmalar sonucunda, reçine ve kompozit esaslı materyaller içinde en iyi sonuçların diş ipi ile desteklenmiş ve bağlandıktan sonra parçalara ayrılıp tekrar polimerize edilmiş otopolimerize akrilik reçine ile elde edildiği görülmektedir. Aguilar ve ark. [38] 'nın konu ile ilgili yaptıkları çalışma sonucunca metal barın daha net sonuç verdiğini ve polimerizayon büzülmesi problemini ortadan kaldırması sebebiyle metal barların akrilik reçinelere alternatif olabileceğini bildirmişlerdir ve bu sonuç, literatürdeki farklı çalışmalarla desteklenmektedir [20, 110] Moreira ve ark. [14], implant destekli restorasyonların ölçü hassasiyetlerini karşılaştırdıkları derlemelerinde, splint materyalini netliği etkileyen faktörlerden biri olarak belirtmiş, literatür taramaları sonucunda en sık tercih edilen ve en güvenli yöntemin diş ipi ile desteklenen, küçük parçalar halinde eklenerek hazırlanan, parçalara ayrılıp 24 saat beklendikten sonra tekrar birleştirilen ve tekrar polimerizasyon büzülmesinin etkisinin azalması için 24 saat beklendiği otopolimerize akrilik reçine kullanımı olduğunu bildirmişlerdir. Tez çalışmamızda da implant transfer başlıkları diş ipi yardımıyla birbirine bağlandıktan sonra modelaj akriliği küçük parçalar halinde ip iskelet üzerine yığılmış, polimerizasyon büzülmesinin tamamlanmasının beklenmesinin ardından separe yardımıyla küçük parçalara ayrılmış ve tekrar birbirlerine bağlanıp 24 saat beklenmiştir.

Kullanılan tekniğin yanısıra, kullanılan ölçü materyalinin ve kaşık tipinin de değerlendirildiği bir çok çalışma bulunmaktadır. Literatürde, implantüstü ölçü için en sık kullanılan ölçü materyalleri polieter, vinilsiloksan eter ve polivinil siloksan olarak bildirilmektedir [104]. Kullanılan kaşıklar ise, akrilik reçineden elde edilen şahsi kaşıklar, metal hazır kaşıklar, tek kullanımlık plastik kaşıklar ve perfore kaşıklardır[14]. Literatürde, yapılan çalışmalar sonucunda varılan herhangi bir fikir birliği bulunmamaktadır. Çalışma sonuçlarında polieterin en iyi sonucu verdiğini destekleyen çalışmalar [20, 89] olmasının yanısıra polieter ve polivinilsiloksan materyali arasında anlamlı bir fark bulunmadığını belirten çalışmalara rastlamak da mümkündür [38, 86, 105, 111]. Son dönemde yapılan çalışmalar ise polivinilsiloksanın implant destekli restorasyonların ölçüsünde polieterden daha doğru sonuç verdiğini destekler niteliktedir [107, 112, 113]. Şahsi kaşıkların ölçü maddesini her yerde eşit miktarda desteklemesi sebebiyle açık ölçü tekniğinde kullanımı önerilmektedir[112]. Çalışmamızda, geleneksel ölçünün alınması için her model için ayrıca oluşturulmuş şahsi ve açık ölçü kaşığı hazırlanmış, transfer başlıkları birbirine splintlenmiş ve polivinilsiloksan ölçü maddesi kullanılmıştır.

Dijital ölçü alımı için üretilen bir çok farklı sisteme ait dijital tarama cihazı bulunmasına rağmen bu cihazların bir çoğu farklı dijital teknolojiye sahiptir. Literatürde farklı tarayıcıların birbirleri ile karşılaştırıldığı çalışmalara rastlamak mümkünken, hangi teknolojinin hangi vaka durumunda daha iyi sonuç verdiğine dair herhangi bir sonuca varılamamıştır. Tez çalışmamızda kullanılan cihazlar seçilirken her birinin birbirinden farklı tarama teknolojisine sahip olması, kolay ulaşılabilir olması, literatürdeki çalışmalarda kullanılmış ve böylece elde edilen sonuçları yorumlanabilir olması ve güncel teknolojiye sahip olmaları gibi kriterler göz önünde bulundurulmuştur. Bu nedenle, konfokal mikroskop teknolojisine sahip Aadva Ios 200 (GC Corp., Japonya) cihazı, aktif hızlı 3 boyutlu video kaydı teknolojisine sahip CS3600 (Carestram GmBH , Almanya), triangulasyon teknolojisine sahip Emerald (Planmeca, Finlandiya) cihazı ve konfokal mikroskop ve ultrahızlı optik tarama teknolojilerine sahip Trios 3 (3Shape, Danimarka) cihazı dijital tarama cihazları olarak seçilmiştir.

Dijital tarayıcılar ve sahip oldukları 3 boyutlu yazılımlar, kaydedilen görüntüyü ekleyerek kaydetme özelliğine sahiplerdir. Sahip oldukları bu kümülatif yapı, tarama alanı arttıkça distorsiyonun artması ile sonuçlanmaktadır. Tarama alanının, cihazların tarama hassasiyeti üzerine etkilerinin araştırıldığı çalışma sonuçları incelendiğinde, tarama alanı arttıkça sapma miktarının arttığı belirtilmektedir ve bu sonuçlar farklı çalışmalarca birbirini desteklemektedir [97, 114]. Bu nedenle modellerdeki tarama alanlarını cihazlar için sabit tutabilmek amacıyla tüm çene tarama yapılmamıştır. Ancak sonuçların değerlendirilmesinde 3 boyutlu çakıştırma yöntemleri kullanılırken, çakıştırmanın daha doğru yapılabilmesi için modellerde aynı sayıda diş taranmasına özen gösterilmiştir. A modelinde son implant tarama başlığından sonra 4 üye diş taranmış, B modelinde ilk implant dayanağından önce ve son implant dayanağından sonra 2 şer üye diş taranmış, C modelinde son implant dayanağından sonra 2 üye diş taranmıştır. D modelinde sadece implant tarama parçaları bulunduğu için böyle bir düzenlemeye gerek kalmamıştır.

Tarama paterninin dijital tarayıcıların etkinliği üzerindeki etkisinin araştırıldığı limitli sayıda literatür bulunmaktadır [56, 62, 73]. Bu konuda, birbirini destekleyen herhangi bir sonuca varılamamıştır. Mehl ve ark. [73] tek cihaz kullanarak farklı tarama paternlerinin ölçü doğruluğu üzerindeki etkisini araştırdıkları çalışmalarında 3 farklı tarama yöntemini karşılaştırmışlardır. Bunlardan ilki bukkal yüzeyden başlanıp, tüm bukkal yüzeyin tarandığı ve daha sonra sırasıyla oklüzal ve palatinal yüzeylerin tarandığı bir yöntemdir. İkinci yöntem ise, oklüzal ve palatinal yüzeyleri içine alan bir tarama ile başlanıp daha sonra bukkal yüzeyin

tarandığı, taramalar esnasında mutlaka 2 yüzeyin ölçü alanına dahil edildiği bir yöntemdir. Son olarak ise çapraz tarama alanlarının yaratıldığı, zigzaglar çizerek ölçünün alınmasıdır. Çalışma sonucunda, oklüzal- palatinal yüzeyden başlanan, bukkal yüzeyle tamamlanan ölçü yönteminin en doğru sonucu verdiği bildirilmektedir.

Mennito ve ark.[56] ise 6 farklı cihazın ölçü hassasiyetinin farklı tarama paterni ile ilişkisini incelemişler, çalışmaları sonucunda, tarama paterninin ölçü hassasiyeti üzerinde herhangi bir etkisi olmadığını bildirmişlerdir. Çalışmamızda, standardizasyonun sağlanması amacıyla, 47 nolu diş konumuna yerleşen implantın oklüzal yüzeyinden başlanan ve en az iki yüzeyi içine alan bir tarama protokolü uygulanmıştır.

Ölçü netliğinin tespiti için literatürde önerilen ve kullanılan farklı teknikler bulunmaktadır. Bu teknikler; doğrusal ya da açısal sapmaların ya da 3 boyutlu yüzey sapmalarının ölçülmesi, implant dayanakları ve implant destekli restorasyona ait altyapı arasında marjinal uyumun kontrol edilmesi ve implant destekli restorasyona ait altyapı dayanaklar üzerine yerleştirildikten sonra altyapı üzerindeki stresin "strain gauge" kullanılarak tespit edilmesi yöntemleridir [104].

Literatürde en sık rastlanan yöntem doğrusal ve açısal ölçümlerin yapılmasıdır. Bu yöntemde mekanik ya da sanal araçlar kullanılmaktadır. Mekanik ölçüm yapılırken; koordinat ölçüm cihazları (KÖC) [25, 90, 95, 108], dijital mikrometreler [96, 105], profil projeksiyon cihazı [106], fotogrametrik düzenekler [115] den yararlanılmaktadır. Sanal olarak iki dayanak arasındaki mesafenin doğrusal ya da açısal olarak ölçümünün yapılabilmesi için öncelikle geleneksel yöntemle elde edilen alçı modellerin yüksek hassasiyetli endüstriyel tarayıcılar ile dijitalize edilmesi gerekmektedir [104]. Daha sonra çeşitli yazılımlar kullanılarak 3 boyutlu modeller çakıştırılıp, doğrusal ve/ya açısal ölçümler yapılabildiği gibi, 3 boyutlu yüzey sapmaları da tespit edilebilmektedir.

Literatürde mekanik ölçümler yapılırken en sık kullanılan araçlar koordinat ölçüm cihazlarıdır [116]. Koordinat ölçüm cihazları, ölçüm hassasiyetleri çok yüksek olan endüstriyel cihazlardır. Fakat bu cihazlarla hassasiyet tespiti yapmanın, kalibrasyon zorluğu, tekrarlayan ölçümlerde aynı noktadan ölçüm yapılmasının zorluğu, dijital cihazların doğruluğu kontrol edilirken sanal görüntüler ve koordinat ölçüm cihazının farklı koordinat düzlemlerinden ölçüm yapması gibi çeşitli dezavantajları bulunmaktadır. Sanal ölçümlerin

mekanik ölçümlere kıyasla daha kontrollü, daha güvenli ve tekrarlanabilirliğinin daha yüksek olduğu bildirilmektedir [117].

Dayanaklar arası doğrusal ölçümlerin yapılmasında 4 farklı ölçüm yöntemi geliştirilmiştir. Bunlar; implant ya da dayanağın merkezinde gerçekleşen 3 boyutlu sapmanın tespit edilmesi ($\Delta x, \Delta y, \Delta z$), implant ya da dayanağın merkezinde gerçekleşen 3 boyutlu sapmada gerçekleşen doğrusal değişimin ölçülmesi ($\Delta r, \Delta r^2 = \Delta x^2 + \Delta y^2 + \Delta z^2$), belirlenen iki nokta arasındaki mesafenin ölçülmesi ve implantların uzun aksları arasındaki en yakın mesafenin ölçülmesidir. Bu yöntemlerin her birinin avantajları ve dezavantajları olduğu bildirilmiştir. İmplant ya da dayanağın merkezinde gerçekleşen 3 boyutlu sapmanın tespit edilmesi ($\Delta x, \Delta y, \Delta z$) yöntemi sapmanın yönünü net olarak göstermesi açısından çok uygun bir yöntemken, bir cihaz herhangi bir yönde (Örn: Δx), diğer yönlerde ($\Delta y, \Delta z$) daha az sapabilir ve bunun sonucunda farklı cihazlar farklı yönlerde sapma gösterdiğinde, hangi cihazın en net ölçüyü verdiğini tespit etmek zor olabilir. Bu nedenle 3 boyutlu olarak total sapmanın (Δr) hesaplanması daha doğru olmaktadır. İkinci yöntemde ise, implantların merkezleri arasındaki mesafe arasındaki farkın tek bir düzlem üzerinde tespit edilmesi sağlanmaktadır. Bu yöntemde implantın uzun aksı ya da dayanaktaki translasyonel rotasyon saptanamamaktadır. Ancak yine de farklı ölçü tekniklerinin karşılaştırılmasında kullanılan basit ve işlevsel bir yöntem olarak kabul edilmektedir. Üçüncü yöntem, ilk yöntemin modifiye edilmiş hali olarak nitelendirilmektedir. Ancak ölçüm yapan uçların (mekanik olarak) tekrarlanan ölçümlerde aynı konumda yerleştirilmesi çok kolay olmadığından tercih edilmemektedir. Son yöntemde ise, implantların uzun aksları arasındaki en kısa mesafe saptanmaktadır. Ancak bu yöntemle de implantta ,özellikle en tepe noktada, meydana gelen translasyonel ve aksiyel rotasyonlar öngörülememektedir. Bu nedenle bu yöntem kullanılırken, açısal sapmanın da tespit edilmesi ve sonuçların birlikte değerlendirilmesi önerilmektedir [116].

Ölçü netliğinin tespitinde kullanılan altyapı ile implant dayanağı arasındaki marjinal uyumun tespit edildiği [104] ikinci yöntemde; koordinat ölçüm cihazları, dijital tarayıcılar, yüzey profilometresi ya da fotogrametrik düzenekler kullanılmaktadır [104]. Bu yöntem, son dönemde yapılan çalışmalarda sıkça tercih edilmektedir ancak birden fazla dayanağın olduğu

durumlarda, hangi dayanakta sapmanın olduğu ile ilgili öngörü sahibi olmak mümkün değildir.

Ölçü netliğinin tespiti için kullanılan son yöntem ise “strain-gauge” kullanılarak, altyapı üzerinde oluşan gerilmenin ölçülmesidir. Yöntemde, üzerine strain gauge yapıştırılan referans altyapı, referans model üzerinde kalibre edildikten sonra, sırasıyla elde edilen modellere yerleştirilerek gerilim miktarları kaydedilmektedir. Kalibrasyon zorluğu, strain gauge – altyapı bağlantı problemleri ve dijital ölçü hassasiyetinde kullanılamamaları gibi sınırlamaları mevcuttur [14, 116].

Çalışmamızda, daha güvenilir ve tekrarlanabilir olması sebebiyle sanal ölçüm yöntemi tercih edilmiş, referans modeller ve geleneksel ölçülerden elde edilen alçı modeller ölçüm hassasiyeti 1-3 mikron olarak bildirilen bir endüstriyel tarayıcı ile dijitalize edildikten sonra, elde edilen 3 boyutlu modeller uygun bir bilgisayar yazılımı kullanılarak çakıştırılmış ve her model için hem 3 boyutlu olarak genel sapma miktarı elde edilerek cihazların modellerdeki genel sapma miktarı tespit edilmiş, hem de her implant dayanağının merkezi saptanıp, merkezler arasındaki mesafeler tek düzlem üzerinde ölçülerek lokal olarak cihazların ölçü doğrulukları değerlendirilmiştir.

Literatürde Geomagic Control yazılımı kullanılarak yapılan bir çok çalışmaya rastlamak mümkündür [118-121]. Bu çalışmaların çoğunda renk haritası özelliğinden bahsedilmesine rağmen renk haritalarının, elde edilen lokal ya da genel doğruluk sonuçlarıyla paralel olarak paylaşıldığı ve yorumlandığı herhangi bir çalışmaya rastlanamamıştır. Çalışmamızda, elde edilen renk haritası verileri lokal ve genel doğruluk verileri ile birlikte değerlendirilmiş ve ilişkilendirilmiştir.

Çalışmamızın amacı sabit protetik restorasyon ölçüsünde, restorasyon alanı geometrisi ve uzunluğunun farklı ölçü tekniklerinin hassasiyeti üzerindeki etkisinin incelenmesidir. Literatürde 4 farklı vakayı temsil eden 4 ana modelde çalışılan ve 5 farklı ölçü yönteminin karşılaştırıldığı herhangi bir çalışma bulunmamaktadır. Bu nedenle sonuçları mevcut literatürdeki çalışmalarla her açıdan karşılaştırmak mümkün olmadığından, ana model ve çalışma tasarımı benzerliği bulunan çalışmalarla karşılaştırılabilmek mümkündür.

3 implantın doğrusal olarak konumlandığı A modelinde, Emerald cihazı ile alınan ölçüler istatistiksel olarak geleneksel ölçü ve Trios cihazı ile benzer doğrulukta sonuç vermiş,

sırasıyla Trios 3, Aadva ve CS3600 cihazları bu değerlerden ve birbirlerinden istatistiksel olarak anlamlı derecede daha yüksek sapmaya uğramışlardır. Posterior alanda 3 implantın yerleştirildiği 5 üyeli bir restorasyonun yapımında implant pozisyonlarının doğruluğu açısından değerlendirildiğinde, geleneksel ölçü yöntemi dijital ölçüm cihazlarından daha iyi sonuç vermektedir. A modeli vakasında Trios cihazı ile benzer olmakla birlikte en doğru dijital ölçü sonuçlar Emerald cihazı ile kaydedilmiştir (Tablo 4-5).

3 implantın kavis üzerinde yerleştiği B modelinde, CS3600 cihazı ile alınan ölçüler istatistiksel olarak geleneksel ölçü ile benzer doğrulukta sonuç vermiş, sırasıyla Trios 3, Aadva ve Emerald cihazları bu değerlerden istatistiksel olarak anlamlı derecede daha yüksek sapmaya uğramışlardır. Ön bölgede, kavisli bir geometride yerleşen 3 implantın yerleştirildiği 5 üyeli bir restorasyonun yapımında implant pozisyonlarının doğruluğu açısından bir öngörü oluşturulursa, geleneksel ölçü yöntemi dijital ölçüm cihazlarından daha iyi sonuç vermektedir (Tablo 4-5).

5 implantın hem doğrusal hem de kavis üzerinde yerleştiği C modelinde, Trios 3 cihazı ile alınan ölçüler istatistiksel olarak geleneksel ölçü ile benzer doğrulukta sonuç vermiş, sırasıyla Emerald, Aadva ve CS3600 cihazları bu değerlerden istatistiksel olarak anlamlı derecede daha yüksek sapmaya uğramışlardır.

Tam dişsizlik durumun simule edildiği D modelinde; Trios 3 cihazındaki sapma miktarları CS3600 cihazında tespit edilen sapma miktarlarından anlamlı derecede düşüktür (Tablo 4-5).

Tam dişsizlik durumu; implant sayısının fazla olması, restorasyon yapılacak alanın uzunluğu ve dijital ölçü açısından yumuşak dokunun yanıltıcı etkisi, referans noktaların yetersizliği gibi nedenlerle dijital ölçünün zor alınabildiği klinik durumlardan biridir. Tüm gruplardaki sapma değerleri incelendiğinde, D modelindeki sapmalar her grup içerisinde en yüksek değerlere ulaşmıştır. Yani her grupta kendi içinde en yüksek sapmalar D modelinde tespit edilmiştir ve bu durum, klinik durumla ve teorik öngörü ile örtüşmektedir. Ancak elde edilen veriler istatistiksel açıdan değerlendirildiğinde anlamlı anlamsız değerleri ile , sonuçlar yoruma açıktır.

Geleneksel ölçü maddesinden elde edilen modeller ile Trios 3 ve Emerald dijital tarama cihazlarından elde edilen ölçülerdeki sapma miktarları sayısal değer olarak doğrusal

konumlanmış implantların ölçüsünün alındığı durumda daha düşükken, kavsin dahil olduğu durumda sapma değerleri daha yüksektir. Yani geleneksel ölçü maddesi, Trios 3 tarayıcı ve Emerald tarayıcı implant sayısının sabit kaldığı ancak kavis üzerinde konumlandığı durumlarda istatistiksel açıdan anlamlı derecede doğruluk kaybı göstermektedirler.

Aadva cihazı hem A hem de B modelinde benzer sonuçları göstermiştir, implant sayısının sabit kaldığı ve implant yerleşiminin kavis üzerinde olduğu durumda ölçü doğruluğunda istatistiksel olarak herhangi bir farklılık göstermemiştir.

CS3600 cihazından elde edilen sapma değerleri doğrusal yerleşim bulunan A modelinde, kavis üzerinde yerleşmiş olan implantların ölçüsünün alındığı B modelinden elde edilen sapma değerlerinden istatistiksel olarak anlamlı derecede daha yüksektir. CS3600 cihazı, 3 implant ve 5 üyeli bir sabit protetik restorasyon yapılması durumunda kavsi içine alan anterior restorasyonların ölçüsünde daha doğru sonuç vermektedir.

Geleneksel ölçü maddesinin, B ve C modellerinde gösterdiği sapma miktarları arasında istatistiksel açıdan anlamlı bir fark bulunmamasına rağmen bu değerler A modeli ile karşılaştırıldığında anlamlı derecede yüksektir. 6 üyeli kanin-kanin arasındaki bir restorasyonun ölçüsü ile 10 üyeli bir restorasyonun ölçü hassasiyeti arasında anlamlı bir fark yokken posteriorda doğrusal yerleşmiş 5 üyeli bir restorasyonun ölçüsü anlamlı derecede daha az hata içermektedir. Bir diğer ifadeyle, 10 üyeye kadar yapılacak olan implant destekli restorasyonların ölçüsü geleneksel ölçü maddesi ile alınırken; ölçü, restorasyon alanının uzunluğundan ziyade, restorasyonun konumundan etkilenmektedir.

Aadva, Emerald ve CS3600 cihazlarının B ve C modellerinde gösterdikleri sapma arasında istatistiksel açıdan anlamlı fark bulunmamaktadır. Bu durum, geleneksel ölçü ile aynı gerekçe ile açıklanabilir. Yani ölçü alınması esnasında kavsin bulunduğu herhangi bir durumda sapmalar benzer özellik göstermektedir, ölçü alanının uzunluğu kavis varlığında ölçü hassasiyetini etkilememektedir. Bu sapmalar Aadva ve Emerald cihazlarında A modelindeki sapma değerlerinden anlamlı derecede yüksektir, yani bu iki cihaz doğrusal alanların ölçüsünde, kavis üzerindeki alanların ölçüsüne kıyasla daha iyi sonuç vermektedir. Ancak CS3600 cihazının A modelinde tespit edilen sapma değerleri, B ve C modellerinde tespit edilen sapma değerlerinden anlamlı derecede daha yüksektir ve bu durum, 10 üyeye kadar alınan ölçülerde, cihazın kavis varlığında daha doğru ölçü aldığı şeklinde yorumlanabilir.

Trios cihazının C modelinde gösterdiği sapma değerleri A modelinden anlamlı derecede yüksekken, B modelinden anlamlı derecede daha düşüktür ve bu durum, bu cihazla ölçü alınacağı zaman öncelikle doğrusal bir alandan ölçü alınması gerektiği, daha sonra kavsin dahil edilmesi gerektiği şeklinde yorumlanabilir. Yani cihaz önce doğrusal ölçü alanının taranması ile başlandığında daha doğru referans alanlarına sahip olacak ve ölçünün ilerleyen kısımlarında kavsin saptırıcı etkisinden daha az etkilenecektir.

D modelinde en az sapma gösteren Trios 3 cihazının 4 modeldeki davranışı izlendiğinde, sayısal olarak en düşük sapmayı A modelinde, takiben C modelinde göstermiştir. B modelindeki sapmalar ve D modelindeki sapmalar arasında ise istatistiksel açıdan anlamlı bir fark bulunamamıştır. Elde edilen bulgulara göre Trios 3 cihazı ölçü alanının uzunluğundan etkilenmektedir. Ancak doğrusal bir başlangıcı olmayan, direk olarak kavsin ölçüsünün alındığı durumdaki sapma değeri çok yüksek olduğu için tam dişsizlik durumundaki sapma ile anlamlı bir fark bulunamamıştır. Bu nedenle bu cihazla tarama yapılacağı zaman, çok uzun olmayan doğrusal bir tarama alanı ile başlanması implant destekli restorasyonların ölçü doğruluğunu arttırabilir.

Emerald cihazının 4 modeldeki davranışı izlendiğinde; salt sayılsal olarak en düşük sapma değerleri A modelinde izlenmiştir. Bu değerler sırasıyla B, C ve D modelleri ile devam etmektedir ancak A modelinde elde edilen sapma değerleri diğer 3 modelden anlamlı derecede düşükken, B, C ve D modellerindeki sapma değerleri arasında anlamlı bir fark bulunmamaktadır. Bu durum , Emerald cihazının, kavis varlığından negatif yönde etkilendiği, ancak kavsin bulunduğu durumlarda ölçü alanının uzunluğundan etkilenmediği şeklinde yorumlanabilir.

Aadva cihazının 4 modeldeki davranışı izlendiğinde; en düşük sapma değerleri A modelinde izlenmiştir. Bu değerler sırasıyla B, C ve D modelleri ile devam etmekedir ancak A, B ve C modellerinde tespit edilen sapma değerleri arasında anlamlı bir fark tespit edilememişken, bu değerler D modelinden tespit edilen sapma değerlerinden anlamlı derecede düşüktür. Bu durum , Aadva cihazının, 10 üyeye kadar yapılacak implant destekli restorasyonların ölçüsü alınırken ölçü alanının uzunluğu ve kavsinden etkilenmediği ancak tam dişsizlik durumunda daha çok sapma gösterdiği şeklinde yorumlanabilir.

CS3600 cihazının 4 modeldeki davranışı izlendiğinde; en düşük sapma değerleri B modelinde izlenmiştir. Bu değerler sırasıyla C, A ve D modelleri ile devam etmektedir. B ve C modellerinde tespit edilen sapma değerleri arasında anlamlı bir fark tespit edilememişken, bu değerler A ve D modellerinden tespit edilen sapma değerlerinden anlamlı derecede düşüktür. A ve D modellerinden tespit edilen sapma değerleri arasında anlamlı bir fark bulunamamıştır. Bu durum , CS3600 cihazının, kavis varlığından etkilenmediği, hatta daha az sapma gösterdiği, ancak tam dişsizlik durumunda daha çok sapma gösterdiği şeklinde yorumlanabilir.

Çalışmamızdan elde edilen genel ölçü doğruluğunun saptanmasında ortalama hata değerlerinin matematiksel olarak karelerinin karekökü olan (RMS) değerleri kullanılmıştır. Bu yöntem özellikle değerlendirilecek olan değerler arasında pozitif/negatif değerlerin varlığında tercih edilmektedir. Literatürde de birçok farklı yayında kullanılmıştır [56, 118-120]. Bu değerler yorumlanırken sadece implant pozisyonlarının doğru aktarılması değil, ölçünün bir bütün olarak tutarlılığı değerlendirilmektedir. Yani implant pozisyonu doğru aktarılabilir ancak ölçü bir bütün olarak tutarlı olmayabilir. Çalışmamızın bu değerlendirmedeki amacı, geleneksel ölçü maddesi ve tarama cihazlarının aynı alanın ölçüsü alındığında elde edilen ölçülerin genel olarak doğruluğunun tespit edilmesidir.

Aadva cihazının genel ölçü doğruluğu model bazında incelendiğinde, en doğru ölçü A modelinde, daha sonra sırasıyla B, C ve D modellerinde tespit edilmiştir. Modeller arasındaki sapmalar istatistiksel olarak anlamlıdır. Lokal ölçü doğruluğu açısından sapma miktarları değerlendirildiğinde en düşük sapma A modelinde saptanmış olmasına rağmen, A, B ve C modelleri arasında istatistiksel açıdan anlamlı bir fark bulunamamış, D modelindeki sapma miktarı anlamlı olarak daha yüksek bulunmuştur. İlk üç modelde genel ve lokal doğruluğun örtüşmemesi, doğal dişlerin de ölçüsünün alınması ile bağdaştırılabilir. Aadva cihazı, 10 üyeye kadar alınan ölçülerde implant pozisyonlarında anlamlı sapma göstermezken, dişlerin de ölçülerinin alındığı durumda tarama alanı ve kavis varlığından negatif yönde etkilenmiştir.

CS3600 cihazının genel ölçü doğruluğu model bazında incelendiğinde, en doğru ölçü A modelinde, daha sonra sırasıyla B, C ve D modellerinde tespit edilmiştir. A modelinden elde edilen değerler diğer modellerden anlamlı derecede düşükken, B ve C modelleri arasında anlamlı bir fark bulunamamıştır. D modelindeki sapma ise diğer tüm modellerden anlamlı derecede daha yüksektir. Lokal ölçü doğruluğu açısından sapma miktarları değerlendirildiğinde en düşük sapma B modelinde saptanmış, B ve C modelleri ile A ve D

arasında istatistiksel açıdan anlamlı bir fark bulunamamış, A ve D modelindeki sapma miktarı B ve C modellerinden anlamlı olarak daha yüksek bulunmuştur. Cihaz kavis üzerinde konumlanmış implant konumlarını, doğrusal konumlanmış implantlara göre daha iyi kaydedebilmesine rağmen, doğal dişlerin etkilerinin de incelendiği genel ölçü doğruluğu açısından kavisten negatif etkilenmiştir. Ancak A modelindeki doğal dişler konum olarak tam kavis alanında bulunduğundan bu konu tartışmaya açıktır. Tasarlanacak bir başka çalışma ile bu cihazın davranışı değerlendirilmelidir. Kavis varlığında dayanak sayısı lokal doğrulukta da genel doğrulukta da fark etmemiştir. Genel doğruluktaki tutarlılık, cihazın kavsi içine alan restorasyonların ölçüsünde rahatlıkla tercih edilebileceği şeklinde yorumlanabilir. Ancak lokal doğruluk değerleri aynı paralelde değildir.

Emerald cihazının genel ölçü doğruluğu model bazında incelendiğinde, en doğru ölçü A modelinde, daha sonra sırasıyla D, C ve B modellerinde tespit edilmiştir. Ancak modeller arasındaki sapmalar istatistiksel olarak anlamlı değildir. Lokal ölçü doğruluğu açısından sapma miktarları değerlendirildiğinde en düşük sapma A modelinde saptanmış olmasına rağmen, A, B ve C modelleri arasında istatistiksel açıdan anlamlı bir fark bulunamamış, D modelindeki sapma miktarı anlamlı olarak daha yüksek bulunmuştur. Cihazın genel ölçü doğruluğu değerleri arasında istatistiksel açıdan anlamlı değer bulunmasa bile modellerin doğruluk açısından sıralanışları yoruma açıktır. Buradaki sıralamayı etkileyen faktör, diş-implant ara yüzü olarak yorumlanabilir. Tarama esnasında ölçü için referans noktaların artması sebebiyle, diş sayısı arttıkça ölçü doğruluğunun artması beklenmektedir. En düşük sapmanın A modelinde görülmesi bu durumu doğrulamaktadır. Ancak D modelindeki sapma değerlerinin sırasıyla C ve B modellerinden düşük olması implant-diş ara yüzey geçişinin daha az olması ile açıklanabilir. C modelindeki sapma değerleri B modelindeki sapma değerlerinden anlamlı olmayan bir değerde düşüktür ve bu durum da doğrusal alanda başlayan taramanın doğruluğu arttırdığı, kavisle başlayan taramaların ise doğruluğu azalttığı fikri ile ilişkilendirilebilir.

Trios 3 cihazının genel ölçü doğruluğu model bazında incelendiğinde, en doğru ölçü A modelinde, daha sonra sırasıyla B, C ve D modellerinde tespit edilmiştir. Modeller arasındaki sapmalar istatistiksel olarak anlamlıdır. Lokal ölçü doğruluğu açısından sapma miktarları değerlendirildiğinde en düşük sapma A modelinde saptanmıştır. C modelindeki sapma değerleri istatistiksel açıdan anlamlı bir şekilde A modelinden yüksek, B ve D modellerindeki sapma değerlerinden düşüktür. B ve D modelleri arasında istatistiksel açıdan anlamlı bir fark

bulunamamıştır. Genel ölçü doğruluğu açısından modellerin sıralanışı, ölçü doğruluğunun mesafe ve kavis varlığından negatif yönde etkilendiğini doğrulamaktadır.

Geleneksel ölçü maddesi ile alınan geleneksel ölçülerin doğruluğu model bazında incelendiğinde en doğru ölçü A modelinde, daha sonra sırasıyla B, C ve D modellerinde tespit edilmiştir. Modellerdeki sapma değerleri arasında istatistiksel açıdan anlamlı bir fark bulunamamıştır.

Ölçü netliğini etkileyen ikinci faktör, ölçünün tekrarlanabilirliğidir. Tekrarlanabilirlik, aynı grup içinde elde edilen değerlerin birbirleri ile tutarlığıdır. Çalışmamız sonucunda elde edilen sapma değerleri tekrarlanabilirlik açısından değerlendirildiğinde, dijital ölçü cihazlarının hiçbirinde modeller arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunamamıştır. Yani tüm cihazlar, tüm modellerde tekrarlanabilir ve güvenli sonuç vermişlerdir. Yalnız geleneksel ölçü grubunda, A modelinde ve C modelinde elde edilen sapma değerlerinin D modelinde elde edilen sapma değerlerinden daha düşük olduğu sonucuna varılmıştır. Bu durum, geleneksel ölçünün tercih edildiği durumlarda, tam dişsizlik vakalarında ölçü tekrarlanabilirliğinin anlamlı derecede azaldığı şeklinde yorumlanabilir.

Literatürde implant destekli restorasyonların üretiminde dijital ve geleneksel ölçünün hassasiyeti ile ilgili olarak karşılaştırmalı çalışmalar bulunmaktadır. Bu çalışmalarda çeşitli parametreler belirlenerek ölçü hassasiyeti üzerindeki etkilerinin incelenmesi hedeflenmiştir. Bu çalışmalarda genel olarak dijital ve geleneksel ölçü yöntemleri birbirleri ile karşılaştırılmış [100, 118, 122-124] ya da dijital tarama cihazları [81, 82, 119] kendi içlerinde karşılaştırılmıştır. Ancak literatürde henüz implant destekli restorasyonların üretiminde dijital ve geleneksel ölçünün hassasiyeti üzerinde kavis varlığının etkisinin incelendiği herhangi bir çalışma bulunmamaktadır. Bu nedenle çalışmamızın sonuçlarının literatürdeki diğer çalışmalarla bu açıdan karşılaştırılması mümkün değildir. Ayrıca tez çalışmamıza dahil edilen dijital ölçü cihazlarının bir çoğu yeni cihazlar olmaları sebebiyle literatürde bu cihazlarla yapılan çalışma sayısı kısıtlıdır.

Chia ve ark. [125], implant destekli restorasyonların dijital ölçü doğruluğu üzerine yaptıkları çalışmada, geleneksel ölçü ve Trios Color tarama cihazını karşılaştırmışlardır. Çalışmada, 3 farklı model kullanılmış ve her modeldeki implant açıları farklı tasarlanmıştır ve değerlendirme yöntemi olarak koordinat ölçüm cihazı kullanılarak doğrusal ölçüm yapılması tercih edilmiştir.Çalışmamızda kullanılan implantlar paralel olarak yerleştirildiğinden, Chia

ve ark.'nın çalışmasındaki 0 derece açılı implantlardan elde edilen sonuçlar göz önüne alınmıştır. Bu çalışma sonucunda, 0 derece açılı implantlardan alınan dijital ölçüdeki ortalama sapma değerleri 0.031 ± 0.014 mm iken konvansiyonel ölçüden elde edilen sapma değerlerinin ortalaması 0.018 ± 0.008 mm olarak bildirilmiştir. Geleneksel ölçü ile alınan ölçülerin dijital olarak alınan ölçülerden daha doğru olduğu sonucu çalışmamızdan elde ettiğimiz sonuçlar ile benzerlik göstermektedir.

Alsharbaty ve ark.[122], posterior bölgeye yerleştirilen 2 implantı bulunan 36 hasta üzerinde dijital ve geleneksel ölçü yöntemlerini karşılaştırmışlardır. Geleneksel ölçü grubunda, polivinil siloksan ile açık ve kapalı kaşık ölçü almışlardır. Dijital ölçü grubunda ise Trios 3 IOS dijital tarama cihazı tercih edilmiştir. Çalışma sonucunda, açık kaşık ve kapalı kaşık ölçüler arasında anlamlı bir fark bulunamamışken, Trios 3 ile alınan ölçülerdeki sapma değerleri geleneksel ölçü gruplarındaki sapma değerlerinden anlamlı derecede yüksek çıkmıştır. Çalışmadan elde edilen sonuçlar, çalışma şartlarının farklılığı ile birlikte tez çalışmamızda elde ettiğimiz sonuçları desteklemektedir.

Imburgia ve ark.[81], 4 farklı ağız içi kameranın ölçü doğruluğunu karşılaştırdıkları çalışmalarında 3 ve 6 implant içeren 2 ayrı model hazırlayarak parsiyel dişsizlik ve tam dişsizlik durumlarının dijital ölçü doğruluğu üzerindeki etkisini araştırmışlardır. Kullandıkları cihazlar ise CS3600, Cerec Omnicam AC, Trios 3 ve True Definition cihazlarıdır. Her ölçü cihazı ile her modelden 5 er tarama yapıp, elde ettikleri verileri referans görüntülerle Geomagic X yazılımı kullanarak çakıştırmış, 3 boyutlu sapmanın tespiti için RMS değerleri kullanılarak genel doğruluk tespit edilmiştir. Çalışma sonucunda, parsiyel dişsizliğin temsil edildiği 3 implantlı modeldeki sapma değerleri en düşük CS3600 de elde edilmiş ve sırasıyla Trios 3, Cerec Omnicam ve True Definition olarak bildirilmiştir. Total dişsizliğin temsil edildiği 6 implantlı modelde ise en düşük sapma değerleri CS3600 ile tespit edilmiş, daha sonrasında sırayla Cerec Omnicam AC, Trios ve True Definition olarak bildirilmiştir. Çalışmamızda 3 implantın doğrusal olarak konumlandığı A modelinden alınan dijital ölçülerden elde edilen sıralama en düşük sapma değerlerinin elde edildiği cihaz Aadva cihazıdır ve sonrasında sırasıyla CS3600, Trios 3 ve Emerald olarak tespit edilmiştir. Tam dişsizliğin taklit edildiği 7 implantın bulunduğu D modelinden alınan dijital ölçülerden elde edilen sıralama en düşük sapma değerlerinin elde edildiği cihaz Aadva cihazıdır ve sonrasında sırasıyla CS3600, Emerald ve Trios 3 olarak tespit edilmiştir. Her iki çalışmada ortak bulunan CS3600 ve Trios 3 cihazları arasındaki ilişki iki modelde de birbirini desteklemektedir. Ancak bu sonuçlar, çalışmamızdaki, implantlar arasındaki mesafenin tespit edildiği lokal doğruluk

değerleri ile örtüşmemektedir. Çalışmamız sonucunda elde edilen lokal doğruluk verilerine göre Trios 3 cihazı A ve D modellerinde CS3600 cihazından daha doğru sonuç vermiştir. Aradaki bu fark, lokal ve genel doğruluk tespitlerindeki genel yöntem farklılığından kaynaklanmaktadır.

Tam dişsizlik durumunda uygulanabilen implant sayısı ve buna bağlı protetik planlamalar bir çok farklı etkene bağlı olarak farklılık gösterebilir. Bu nedenle tam dişsizlik durumunda sabit protetik restorasyon yapılabilmesi için hastaya ait faktörler değerlendirilerek farklı tedavi protokolleri geliştirilebilir [60]. Alt çenede minimum 4 implant üzerine sabit protetik restorasyon yapılabileceği bildirilmiştir [126]. Papaspyridakos ve ark. [121]tam dişsiz alt çene modeline 5 implant yerleştirmiş, model üzerinden alınan dijital ve geleneksel ölçülerin doğruluğunu karşılaştırmışlardır. Dijital tarama cihazı olarak Trios 3 cihazı tercih edilirken, geleneksel ölçü yöntemi olarak polieter ile alınan açık kaşık ölçüler tercih edilmiştir. Geleneksel ölçü grubu oluşturulurken, ölçü transfer başlıklarının birbirine splintlenmesinin etkinliğini araştırmak amacıyla splintlenen ve splintlenmeyen 2 alt grup oluşturulmuştur. Geleneksel ölçülerden elde edilen alçı modeller ve referans modeller, yüksek çözünürlüklü bir tarayıcı ile dijitalize edildikten sonra, tüm veriler 3 boyutlu bir yazılım yardımıyla çakıştırılmıştır. Elde edilen veriler 3 boyutlu olarak genel doğruluktaki sapma şeklinde değerlendirilmiştir. Çalışmanın sonucunda dijital ölçü ile splintlenen açık ölçüden elde edilen geleneksel ölçü arasında anlamlı bir fark bulunamamıştır ancak bu sapma değerleri splintlenmeden alınan geleneksel ölçüden elde edilen değerlerden anlamlı derecede düşüktür. Çalışmamızda 5 implantın yerleştirildiği model C modeli olmasına rağmen bu modelde parsiyel dişsizlik durumu taklit edilmektedir. İmplantların konumu ve ölçü alınan alan açısından, Papaspyridakos ve ark.'nın çalışma düzeneği ile çalışmamızdaki D düzeneği daha çok benzerlik göstermektedir. D modelinden elde edilen genel doğruluk verilerine göre, gruplar arasında istatistiksel açıdan anlamlı bir fark bulunamamıştır. İki çalışma arasındaki ortak gruplar arasındaki ilişki birbirini desteklemektedir [121].

Literatürde ideal ölçü ve kabul edilebilir ölçünün distorsiyon oranı ile ilgili fikir birliği bulunmamaktadır. Çalışmamızda, ADA'nın 19 nolu, elastomerlere dair şartnamesi [76] ideal ölçüye dair kriter olarak seçilmiş ve ideal ölçünün distorsiyonu maksimum 20 mikron olarak saptanmıştır. Literatürde yayınlanan son meta-analizde [104], kabul edilebilir kenar aralığı 150 mikron olarak bildirilmiştir.

Çalışmamızdan elde edilen sonuçlar neticesinde; geleneksel ölçü grubu ve dijital ölçü gruplarından elde edilen değerlerin hepsi ideal ölçü için kabul edilen 20 mikron limitinin üzerinde sapma göstermiştir.

A modelinde tespit edilen sapma değerleri incelendiğinde; lokal doğruluk açısından tüm gruplar kabul edilebilir sınırın altında sonuç vermişken, genel doğruluk açısından Emerald cihazının 180 mikron sapma ortalaması ile kabul edilebilir sınırların üzerinde sonuç verdiği görülmektedir.

B modelinde tespit edilen sapma değerleri incelendiğinde; lokal doğruluk açısından tüm gruplar kabul edilebilir sınırın altında sonuç vermişken, genel doğruluk açısından Emerald cihazının 230 mikron sapma ortalaması ile kabul edilebilir sınırın üzerinde sonuç verdiği görülmektedir.

C modelinde tespit edilen sapma değerleri incelendiğinde; lokal doğruluk açısından tüm gruplar kabul edilebilir sınırın altında sonuç vermişken, genel doğruluk açısından Emerald cihazının 220 mikron sapma ortalaması ile kabul edilebilir sınırın üzerinde sonuç verdiği görülmektedir.

D modelinde tespit edilen sapma değerleri incelendiğinde; lokal doğruluk açısından tüm gruplar kabul edilebilir sınırın altında sonuç vermişken, genel doğruluk açısından tüm grupların kabul edilebilir sınırın üzerinde sonuç verdiği görülmektedir.

Elde edilen sonuçlar renk haritaları ile karşılaştırıldığında,

Aadva cihazı,

- A modelinde hem lokal hem genel doğruluk açısından kabul edilebilir sınırlarda sonuç vermiştir. Sapmaların en yoğun olduğu alanların tarama parçalarının mesial yüzeylerinde olduğu görülmektedir.
- B modelinde hem lokal hem genel doğruluk açısından kabul edilebilir sınırlarda sonuç vermiştir. Sapmaların en yoğun olduğu alanların tarama parçalarının vestibül, mesial yüzeylerinde olduğu görülmektedir.
- C modelinde hem lokal hem genel doğruluk açısından kabul edilebilir sınırlarda sonuç vermiştir. Sapmaların en yoğun olduğu alanların tarama parçalarının lingual yüzeylerinde olduğu görülmektedir.
- D modelinde lokal doğruluk açısından kabul edilebilir sınırlarda sonuç elde edilmişken genel doğruluk açısından kabul edilebilir sınırlarların üzerinde sonuç

elde edilmiştir. Sapmaların en yoğun olduğu alanların tarama parçalarının distal ve lingual yüzeylerinde olduğu görülmektedir.

Aadva cihazının doğruluğu ile ilgili üretici firma, cihazın en fazla 4 üyeye kadar olan restorasyonların üretiminde kullanılabileceğini bildirmektedir. Çalışmamızın az üye içeren modelleri A ve B modelleridir ancak bu modellerde bile 3 implantın bulunduğu 5-6 üyeli restorasyonların üretilmesi için alınacak ölçülerin doğruluğu değerlendirilmiştir. Cihazdan elde edilen veriler değerlendirilecek olursa, tüm modellerde lokal doğruluk açısından elde edilen değerler kabul edilebilir sınırlarda, genel doğruluk açısından ise sadece 7 implantın olduğu tam çene ölçüden elde edilen değerlerin ortalaması kabul edilebilir sınırlardan yüksek bulunmuştur. Firmanın öneri ve iddiaları ile değerlendirildiğinde elde edilen sonuç, ilerleyen versiyonlar için umut vaadedicidir. Renk haritasında kırmızı olan alanların, ilk tarama sonrasında eksik çıkan ve tekrar taranan alanlar olması doğru tarama tekniğinin araştırılması ve belirlenmesi ihtiyacına işaret etmektedir.

CS3600 cihazı,

- A modelinde hem lokal hem genel doğruluk açısından kabul edilebilir sınırlarda sonuç vermiştir. Sapmaların en yoğun olduğu alanların tarama parçalarının mesial ve distal yüzeylerinde olduğu görülmektedir.
- B modelinde hem lokal hem genel doğruluk açısından kabul edilebilir sınırlarda sonuç vermiştir. Sapmaların en yoğun olduğu alanların tarama parçalarının mesial yüzeylerinde ve oklüzal yüzeyde olduğu görülmektedir.
- C modelinde hem lokal hem genel doğruluk açısından kabul edilebilir sınırlarda sonuç vermiştir. Sapmaların en yoğun olduğu alanların tarama parçalarının distal yüzeylerinde ve doğal dişlerin arayüzeylerinde olduğu görülmektedir.
- D modelinde lokal doğruluk açısından kabul edilebilir sınırlarda sonuç elde edilmişken genel doğruluk açısından kabul edilebilir sınırlarların üzerinde sonuç elde edilmiştir. Sapmaların en yoğun olduğu alanların tarama parçalarının distal ve oklüzal yüzeylerinde olduğu görülmektedir.

CS3600 cihazı, kendisinden bir önceki jenerasyon tarayıcı olan CS3500'den sonra, firma tarafından yüksek hız ve doğruluk iddaisıyla piyasaya sürülmüş bir cihazdır. Elde edilen sonuçlar değerlendirildiğinde cihazın bu iddayı destekleyen bir ürün olduğu, ancak tarama esnasında arayüz ve oklüzal tabla geometrisinden negatif yönde etkilendiği sonucuna varılabilir.

Emerald cihazı,

- A modelinde lokal doğruluk açısından kabul edilebilir sınırlarda sonuç elde edilmişken genel doğruluk açısından kabul edilebilir sınırlarların üzerinde sonuç elde edilmiştir. Sapmaların en yoğun olduğu alanların tarama parçalarının bukkal ve mesial yüzeylerinde olduğu görülmektedir.
- B modelinde lokal doğruluk açısından kabul edilebilir sınırlarda sonuç elde edilmişken genel doğruluk açısından kabul edilebilir sınırlarların üzerinde sonuç elde edilmiştir. Sapmaların en yoğun olduğu alanların tarama parçalarının lingual yüzeylerinde olduğu görülmektedir.
- C modelinde lokal doğruluk açısından kabul edilebilir sınırlarda sonuç elde edilmişken genel doğruluk açısından kabul edilebilir sınırlarların üzerinde sonuç elde edilmiştir. Sapmaların en yoğun olduğu alanların tarama parçalarının bukkal ve distal yüzeylerinde olduğu görülmektedir.
- D modelinde lokal doğruluk açısından kabul edilebilir sınırlarda sonuç elde edilmişken genel doğruluk açısından kabul edilebilir sınırlarların üzerinde sonuç elde edilmiştir. Sapmaların tüm ölçü alanı üzerinde yaygın bir alanda olduğu görülmektedir.

Emerald cihazı, kendisinden bir önceki jenerasyon tarayıcı olan Planscan'den sonra, üretici firma tarafından yüksek hız ve doğruluk iddasıyla piyasaya sürülmüş bir cihazdır. Elde edilen sonuçlar değerlendirildiğinde cihazın, lokal doğruluk açısından kabul edilebilir ölçüler alınmasını sağlarken genel doğruluk açısından başarısının daha düşük olduğu görülmektedir. Yani cihaz, doğru tarama yapabilmektedir ancak ölçünün 3 boyutlu olarak kalitesi düşüktür. Taramalar incelendiğinde, bazı ölçülerde tarama parçalarının tam orta kısmında sapmalar tespit edilmektedir. İlginç olan, bu sapmaların bir denge halinde olması ve implant dayanakları arasındaki mesafeyi etkilememesidir. Sebeplerin açıklanabilmesi çalışmanın sınırları içinde yer almamaktadır. Ayrıca tasarlanarak araştırılması gerekmektedir.

Trios 3 cihazı,

- A modelinde hem lokal hem genel doğruluk açısından kabul edilebilir sınırlarda sonuç vermiştir. Sapmaların en yoğun olduğu alanın ikinci tarama parçasının bukkal yüzeyinde olduğu görülmektedir.

- B modelinde hem lokal hem genel doğruluk açısından kabul edilebilir sınırlarda sonuç vermiştir. Sapmaların en yoğun olduğu alanın üçüncü tarama parçasının distal yüzeyinde olduğu görülmektedir.
- C modelinde hem lokal hem genel doğruluk açısından kabul edilebilir sınırlarda sonuç vermiştir. Sapmaların en yoğun olduğu alanların tarama parçalarının mesial ve lingual yüzeylerinde olduğu görülmektedir.
- D modelinde lokal doğruluk açısından kabul edilebilir sınırlarda sonuç elde edilmişken genel doğruluk açısından kabul edilebilir sınırlarların üzerinde sonuç elde edilmiştir. Sapmaların tüm ölçü alanı üzerinde yaygın bir alanda olduğu görülmektedir.

Elde edilen bulgulara göre; Trios 3 cihazı yüksek doğruluk vaadeden bir cihazdır. Tüm modellerin renk haritaları incelendiğinde A,B ve C modellerinde çoğunlukla sarı-yeşil alanlar fazlayken, D modelinde koyu mavi alanların kretleri bile içine aldığı görülmektedir. Yani cihazın başarısı, tam dişsizlik ve çok uzun tarama alanı söz konusu olduğunda risk altına girmektedir. İlk üç modelde de özellikle diş ve implant arayüzündeki renk tonlamaları, dar ara yüzlerin ölçüsü alınırken problem yaşanabileceğini göstermektedir.

Geleneksel ölçü,

- A modelinde hem lokal hem genel doğruluk açısından kabul edilebilir sınırlarda sonuç vermiştir. Sapmaların en yoğun olduğu alanların tarama parçalarının bukkal yüzeylerinde olduğu görülmektedir.
- B modelinde hem lokal hem genel doğruluk açısından kabul edilebilir sınırlarda sonuç vermiştir. Sapmaların en yoğun olduğu alanların tarama parçalarının bukkal yüzeylerinde ve oklüzal yüzeyde olduğu görülmektedir.
- C modelinde hem lokal hem genel doğruluk açısından kabul edilebilir sınırlarda sonuç vermiştir. Sapmaların en yoğun olduğu alanların tarama parçalarının bukkal yüzeylerinde ve doğal dişlerin arayüzeylerinde olduğu görülmektedir.
- D modelinde lokal doğruluk açısından kabul edilebilir sınırlarda sonuç elde edilmişken genel doğruluk açısından kabul edilebilir sınırlarların üzerinde sonuç elde edilmiştir. Sapmaların en yoğun olduğu alanların tarama parçalarının bukkal yüzeylerinde olduğu görülmektedir.

Geleneksel ölçü değerleri, çalışma dahilinde doğruluğu en yüksek çalışma gruplarından biridir ve elde edilen değerler geleneksel ölçünün uzun yıllardan beri altın

standart kabul edilmesini doğrular niteliktedir. Elde edilen modeller endüstriyel tarayıcı ile taratıldığından elde edilen renk haritası sonuçları lokal doğruluk ile de ilişkilendirilebilir.Renk haritaları incelendiğinde, sapmaların tarama parçaları üzerinde olması, lokal doğruluk ve renk haritası arasındaki en doğru ilişkiyi gösteren durumdur ve farklılıklar her dört planlamada da tutarlı yönlerdedir.

Yapılan çalışmanın sınırı ve şartları altında aşağıda belirtilen sonuçlara varılmaktadır;

1. Tüm ölçümler tekrarlanabilirdir.
2. Polivinil siloksan ile splintli açık ölçü alınmasının doğruluğu ve tekrarlanabilirliği çok yüksek çıkmıştır. En doğru ölçüler bu yöntemle elde edilmiştir.
3. Parsiyel dişsizlik vakalarında, dijital ölçülerden elde edilen sapma değerlerinin hepsi klinik olarak kabul edilebilir değerlerin altındadır. Dijital ölçüler parsiyel dişsizliğin implant ile tedavi edildiği durumlarda geleneksel ölçüye alternatif olabilir.
4. Tam dişsizliğin implant ile tedavi edildiği durumda elde edilen lokal ve genel doğruluktaki sapma değerleri hem dijital hem geleneksel ölçü gruplarında kabul edilebilir sınırın üzerindedir. Bu konuda teknolojinin ve materyallerin geliştirilmesi devam etmelidir.
5. Aadva cihazının lokal doğruluk verileri değerlendirildiğinde kavisten etkilenmediği ancak mesafeden negatif yönde etkilendiği ve bu etkinin anlamlı olduğu görülmektedir. Genel doğruluk verileri aynı paraleldedir.
6. CS3600 cihazının lokal doğruluk verileri değerlendirildiğinde kavis ve mesafenin etkisi ile ilgili tutarlı sonuç elde edilmemiştir. En yüksek sapma değerleri tam dişsizlik durumunda tespit edilmiştir. Genel doğruluk verileri de benzer paralelliktedir. Mevcut çalışmanın sınırları dahilinde elde edilen sonuçları yorumlamak mümkün değildir. Cihazın davranışını tespit etmek için farklı tasarlanmış çalışmaların yapılması gerekmektedir.
7. Emerald cihazının lokal doğruluk verileri incelendiğinde kavis varlığından olumsuz yönde etkilendiği görülmektedir. Genel doğruluk verileri aynı paraleldedir.

8. Trios cihazının lokal doğruluk verileri incelendiğinde kavis varlığından olumsuz yönde etkilendiği görülmektedir. Genel doğruluk verileri aynı paraleldedir.
9. Çalışmada elde edilen sonuçların *in vivo* çalışmalarla desteklenmesi gerekmektedir.

KAYNAKLAR

1. GPT-9, *The Glossary of Prosthodontic Terms: Ninth Edition.* J Prosthet Dent, 2017. **117**(5S): p. e1-e105.
2. Shillingburg, H.T., *Fundamentals of Fixed Prosthodontics*, Fourth Edition, 2008, Oklahoma: Quintessence Publishing Co, Inc.
3. Walker, M.P., et al., *Correlation of impression removal force with elastomeric impression material rigidity and hardness.* J Prosthodont, 2013. **22**(5): p. 362-6.
4. Rubel, B.S., *Impression Materials: A Comparative Review of Impression Materials Most Commonly Used in Restorative Dentistry.* Dental Clinics of North America, 2007. **51**(3): p. 629-642.
5. Punj, A., D. Bompolaki, and J. Garaicoa, *Dental Impression Materials and Techniques.* Dent Clin North Am, 2017. **61**(4): p. 779-796.
6. Owen, C.P. and R. Goolam, *Disinfection of impression materials to prevent viral cross contamination: a review and a protocol.* Int J Prosthodont, 1993. **6**(5): p. 480-94.
7. McCabe, J., *Applied Dental Materials; Nint Edition*2008: Wiley-Blackwell Publishing.
8. Hamalian, T.A., E. Nasr, and J.J. Chidiac, *Impression materials in fixed prosthodontics: influence of choice on clinical procedure.* J Prosthodont, 2011. **20**(2): p. 153-60.
9. Nagrath, R., M. Lahori, and M. Agrawal, *A Comparative Evaluation of Dimensional Accuracy and Surface Detail Reproduction of Four Hydrophilic Vinyl Polysiloxane Impression Materials Tested Under Dry, Moist, and Wet Conditions-An In Vitro Study.* J Indian Prosthodont Soc, 2014. **14**(Suppl 1): p. 59-66.
10. Shetty, R.M.J.W., *Vinyl Polysiloxane Ether: A Breakthrough in Elastomeric Impression Material.* 2014. **5**(2): p. 134-7.
11. Enkling, N., et al., *Vinylsiloxanether: a new impression material. Clinical study of implant impressions with vinylsiloxanether versus polyether materials.* Clin Implant Dent Relat Res, 2012. **14**(1): p. 144-51.
12. Donovan, T.E. and W.J.D.C.o.N.A. Chee, *A review of contemporary impression materials and techniques.* 2004. **48**(2): p. vi-vii, 445-70.
13. Salinas, T.J., *Treatment of edentulism: optimizing outcomes with tissue management and impression techniques.* J Prosthodont, 2009. **18**(2): p. 97-105.
14. Moreira, A.H., et al., *Accuracy Comparison of Implant Impression Techniques: A Systematic Review.* Clin Implant Dent Relat Res, 2015. **17 Suppl 2**: p. e751-64.

15. Sabouhi, M., et al., *Effects of Impression Coping Design, Impression Technique, and Dental Undercuts on the Accuracy of Implant Impressions Assessed by 3-Dimensional Optical Scanning: An In Vitro Study.* Implant Dent, 2016. **25**(2): p. 238-46.
16. Lee, H., et al., *The accuracy of implant impressions: a systematic review.* J Prosthet Dent, 2008. **100**(4): p. 285-91.
17. Selecman, A.M. and R.A. Wicks, *Making an implant-level impression using solid plastic, press-fit, closed-tray impression copings: a clinical report.* J Prosthet Dent, 2009. **101**(3): p. 158-9.
18. Faria, J.C., et al., *Evaluation of the accuracy of different transfer impression techniques for multiple implants.* Braz Oral Res, 2011. **25**(2): p. 163-7.
19. Chatterjee, U., et al., *Knowledge, Attitude, and Practice toward Impression Technique and Materials for Recording Impression in Implant Placement among Dental Practitioners in Patna City, Bihar.* J Int Soc Prev Community Dent, 2018. **8**(5): p. 463-468.
20. Del'Acqua, M.A., et al., *Comparison of impression techniques and materials for an implant-supported prosthesis.* Int J Oral Maxillofac Implants, 2010. **25**(4): p. 771-6.
21. Simeone, P., et al., *Dimensional accuracy of pickup implant impression: an in vitro comparison of novel modular versus standard custom trays.* Int J Oral Maxillofac Implants, 2011. **26**(3): p. 538-46.
22. Del'acqua, M.A., et al., *Comparison of the accuracy of plastic and metal stock trays for implant impressions.* Int J Oral Maxillofac Implants, 2012. **27**(3): p. 544-50.
23. Eliasson, A. and A. Ortorp, *The accuracy of an implant impression technique using digitally coded healing abutments.* Clin Implant Dent Relat Res, 2012. **14 Suppl 1**: p. e30-8.
24. Stimmelmayr, M., et al., *Evaluation of impression accuracy for a four-implant mandibular model--a digital approach.* Clin Oral Investig, 2012. **16**(4): p. 1137-42.
25. Alikhasi, M., et al., *Three-dimensional accuracy of implant and abutment level impression techniques: effect on marginal discrepancy.* J Oral Implantol, 2011. **37**(6): p. 649-57.
26. Gallucci, G.O., et al., *Clinical accuracy outcomes of closed-tray and open-tray implant impression techniques for partially edentulous patients.* Int J Prosthodont, 2011. **24**(5): p. 469-72.
27. Balouch, F., et al., *Comparison of Dimensional Accuracy between Open-Tray and Closed-Tray Implant Impression Technique in 15 degrees Angled Implants.* J Dent (Shiraz), 2013. **14**(3): p. 96-102.

28. Fernandez, M.A., et al., *A comparative study of the accuracy between plastic and metal impression transfer copings for implant restorations.* J Prosthodont, 2013. **22**(5): p. 367-76.
29. Teo, J.W., et al., *Three-dimensional accuracy of plastic transfer impression copings for three implant systems.* Int J Oral Maxillofac Implants, 2014. **29**(3): p. 577-84.
30. Del'Acqua, M.A., et al., *Accuracy of impression and pouring techniques for an implant-supported prosthesis.* Int J Oral Maxillofac Implants, 2008. **23**(2): p. 226-36.
31. Filho, H.G., et al., *Accuracy of impression techniques for implants. Part 2 - comparison of splinting techniques.* J Prosthodont, 2009. **18**(2): p. 172-6.
32. Del'Acqua, M.A., et al., *Accuracy of impression techniques for an implant-supported prosthesis.* Int J Oral Maxillofac Implants, 2010. **25**(4): p. 715-21.
33. Lee, S.J. and S.B. Cho, *Accuracy of five implant impression technique: effect of splinting materials and methods.* J Adv Prosthodont, 2011. **3**(4): p. 177-85.
34. Papaspyridakos, P., et al., *Effect of splinted and nonsplinted impression techniques on the accuracy of fit of fixed implant prostheses in edentulous patients: a comparative study.* Int J Oral Maxillofac Implants, 2011. **26**(6): p. 1267-72.
35. Papaspyridakos, P., et al., *Accuracy of implant casts generated with splinted and non-splinted impression techniques for edentulous patients: an optical scanning study.* Clin Oral Implants Res, 2012. **23**(6): p. 676-681.
36. Stimmelmayr, M., et al., *Clinical study evaluating the discrepancy of two different impression techniques of four implants in an edentulous jaw.* Clin Oral Investig, 2013. **17**(8): p. 1929-35.
37. Sorrentino, R., et al., *Effect of implant angulation, connection length, and impression material on the dimensional accuracy of implant impressions: an in vitro comparative study.* Clin Implant Dent Relat Res, 2010. **12 Suppl 1**: p. e63-76.
38. Aguilar, M.L., et al., *Analysis of three-dimensional distortion of two impression materials in the transfer of dental implants.* J Prosthet Dent, 2010. **103**(4): p. 202-9.
39. Brown, C., *CAD/CAM in digital dentistry: the lab perspective.* J Mich Dent Assoc, 2012. **94**(4): p. 42-5.
40. Davidowitz, G. and P.G. Kotick, *The use of CAD/CAM in dentistry.* Dent Clin North Am, 2011. **55**(3): p. 559-70, ix.
41. Kurtzman, G.M. and D.E. Dompkowski, *Using digital impressions and CAD/CAM in implant dentistry.* Dent Today, 2014. **33**(3): p. 114, 116-7.
42. Palin, W. and F.J. Burke, *Trends in indirect dentistry: 8. CAD/CAM technology.* Dent Update, 2005. **32**(10): p. 566-72.

43. Preston, J.D. and F. Duret, *CAD/CAM in dentistry.* Oral Health, 1997. **87**(3): p. 17-20, 23-4, 26-7.
44. Rekow, E.D., *CAD/CAM in dentistry: a historical perspective and view of the future.* J Can Dent Assoc, 1992. **58**(4): p. 283, 287-8.
45. Fuster-Torres, M.A., et al., *CAD / CAM dental systems in implant dentistry: update.* Med Oral Patol Oral Cir Bucal, 2009. **14**(3): p. E141-5.
46. Bosniac, P., P. Rehmann, and B. Wostmann, *Comparison of an indirect impression scanning system and two direct intraoral scanning systems in vivo.* Clin Oral Investig, 2018.
47. Pfeiffer, J., *Dental CAD/CAM technologies: the optical impression (II).* Int J Comput Dent, 1999. **2**(1): p. 65-72.
48. F Bayındır , B.K., *Güncel dental bilgisayar destekli tasarım / bilgisayar destekli üretim sistemleri.* Atatürk Üniv. Diş Hek. Fak. Derg. J Dent Fac Atatürk Uni Supplement, 2015: p. 129-136.
49. Yang, X., et al., *Precision of digital impressions with TRIOS under simulated intraoral impression taking conditions.* 2015. **47**(1): p. 85-89.
50. Mandelli, F., et al., *Evaluation of the accuracy of extraoral laboratory scanners with a single-tooth abutment model: A 3D analysis.* 2017. **61**(4): p. 363-370.
51. SL, B. *Advanced digital implant dentistry*. Accessed June 19, 2016.
52. Pieper, R., *Digital impressions--easier than ever.* Int J Comput Dent, 2009. **12**(1): p. 47-52.
53. Persson, A., et al., *A three-dimensional evaluation of a laser scanner and a touch-probe scanner.* J Prosthet Dent, 2006. **95**(3): p. 194-200.
54. Richert, R., et al., *Intraoral Scanner Technologies: A Review to Make a Successful Impression.* J Healthc Eng, 2017. **2017**: p. 8427595.
55. Zimmermann, M., et al., *Intraoral scanning systems - a current overview.* Int J Comput Dent, 2015. **18**(2): p. 101-29.
56. Mennito, A.S., et al., *Evaluation of the effect scan pattern has on the trueness and precision of six intraoral digital impression systems.* 2018. **30**(2): p. 113-118.
57. Ninjas, R., *Planmeca Emerald Scanner Accepted by ClearCorrect. https://www.planmeca.com/news-and-events/newsroom#/pressreleases/planmeca-emerald-and-planmeca-planscan-r-intraoral-scans-accepted-by-clearcorrect-2363213*
58. Hammerle, C.H., et al., *Digital technologies to support planning, treatment, and fabrication processes and outcome assessments in implant dentistry. Summary and*

consensus statements. The 4th EAO consensus conference 2015. Clin Oral Implants Res, 2015. **26 Suppl 11**: p. 97-101.

59. Hack GD, P.B., *Evaluation of the Accuracy of Six Intraoral Scanning Devices: An in-vitro Investigation.* ADA Professional Product Review, 2015. **10**(4): p. 1-5.
60. C., M., *Dental Implant Prosthetics*. 2014: Elsevier Health Sciences.
61. Mizumoto, R.M. and B. Yilmaz, *Intraoral scan bodies in implant dentistry: A systematic review.* J Prosthet Dent, 2018. **120**(3): p. 343-352.
62. Muller, P., et al., *Impact of digital intraoral scan strategies on the impression accuracy using the TRIOS Pod scanner.* Quintessence Int, 2016. **47**(4): p. 343-9.
63. Garino, F., G.B. Garino, and T. Castroflorio, *The iTero intraoral scanner in Invisalign treatment: a two-year report.* J Clin Orthod, 2014. **48**(2): p. 98-106.
64. Knoernschild, K.L. and S.D. Campbell, *Periodontal tissue responses after insertion of artificial crowns and fixed partial dentures.* J Prosthet Dent, 2000. **84**(5): p. 492-8.
65. Park, J., et al., *A novel method for volumetric assessment of tooth wear using three-dimensional reverse-engineering technology: a preliminary report.* Angle Orthod, 2014. **84**(4): p. 687-92.
66. Jose Vinas, M., V. Pie de Hierro, and M.U.-T. J, *Superimposition of 3D digital models: A case report.* Int Orthod, 2018. **16**(2): p. 304-313.
67. Yang, X., et al., *Evaluation of three-dimensional superimposition technique on parietal bone of the puberty beagle dogs.* Oral Dis, 2018. **24**(8): p. 1532-1537.
68. Sozzi, D., et al., *Assessing the precision of posttraumatic orbital reconstruction through "mirror" orbital superimposition: A novel approach for testing the anatomical accuracy.* J Craniomaxillofac Surg, 2018. **46**(8): p. 1258-1262.
69. Gibelli, D., et al., *An innovative 3D-3D superimposition for assessing anatomical uniqueness of frontal sinuses through segmentation on CT scans.* Int J Legal Med, 2018.
70. Jeon, J.H., et al., *Accuracy of 3D white light scanning of abutment teeth impressions: evaluation of trueness and precision.* J Adv Prosthodont, 2014. **6**(6): p. 468-73.
71. Andriessen, F.S., et al., *Applicability and accuracy of an intraoral scanner for scanning multiple implants in edentulous mandibles: a pilot study.* J Prosthet Dent, 2014. **111**(3): p. 186-94.
72. Lee, C.Y., et al., *Use of an Intraoral Laser Scanner During the Prosthetic Phase of Implant Dentistry: A Pilot Study.* J Oral Implantol, 2015. **41**(4): p. e126-32.
73. Mehl, A., et al., *Accuracy testing of a new intraoral 3D camera.* Int J Comput Dent, 2009. **12**(1): p. 11-28.

74. Rhee, Y.K., et al., *Comparison of intraoral scanning and conventional impression techniques using 3-dimensional superimposition.* J Adv Prosthodont, 2015. **7**(6): p. 460-7.
75. https://www.solutionix.com/c500.
76. *Revised American Dental Association Specification No. 19 for Non-Aqueous, Elastomeric Dental Impression Materials.* The Journal of the American Dental Association, 1977. **94**(4): p. 733-741.
77. Jemt, T. and K. Book, *Prosthesis misfit and marginal bone loss in edentulous implant patients.* Int J Oral Maxillofac Implants, 1996. **11**(5): p. 620-5.
78. Duke, E.S., *The status of CAD/CAM in restorative dentistry.* Compend Contin Educ Dent, 2001. **22**(11): p. 968-72.
79. Aktas, G., et al., *Effect of digitizing techniques on the fit of implant-retained crowns with different antirotational abutment features.* J Prosthet Dent, 2014. **111**(5): p. 367-72.
80. Fluegge, T., et al., *A Novel Method to Evaluate Precision of Optical Implant Impressions with Commercial Scan Bodies-An Experimental Approach.* J Prosthodont, 2017. **26**(1): p. 34-41.
81. Imburgia, M., et al., *Accuracy of four intraoral scanners in oral implantology: a comparative in vitro study.* BMC Oral Health, 2017. **17**(1): p. 92.
82. Flugge, T.V., et al., *Precision of Dental Implant Digitization Using Intraoral Scanners.* Int J Prosthodont, 2016. **29**(3): p. 277-83.
83. Vandeweghe, S., et al., *Accuracy of digital impressions of multiple dental implants: an in vitro study.* Clin Oral Implants Res, 2017. **28**(6): p. 648-653.
84. Gimenez, B., et al., *Accuracy of a digital impression system based on active wavefront sampling technology for implants considering operator experience, implant angulation, and depth.* Clin Implant Dent Relat Res, 2015. **17 Suppl 1**: p. e54-64.
85. Gimenez, B., et al., *Accuracy of a digital impression system based on parallel confocal laser technology for implants with consideration of operator experience and implant angulation and depth.* Int J Oral Maxillofac Implants, 2014. **29**(4): p. 853-62.
86. Wee, A.G., *Comparison of impression materials for direct multi-implant impressions.* J Prosthet Dent, 2000. **83**(3): p. 323-31.
87. Herbst, D., et al., *Evaluation of impression accuracy for osseointegrated implant supported superstructures.* J Prosthet Dent, 2000. **83**(5): p. 555-61.
88. Assif, D., B. Marshak, and A. Schmidt, *Accuracy of implant impression techniques.* Int J Oral Maxillofac Implants, 1996. **11**(2): p. 216-22.
89. Assif, D., et al., *Comparative accuracy of implant impression procedures.* Int J Periodontics Restorative Dent, 1992. **12**(2): p. 112-21.

90. Tsagkalidis, G., et al., *Accuracy of 3 different impression techniques for internal connection angulated implants.* J Prosthet Dent, 2015. **114**(4): p. 517-23.
91. Pera, F., et al., *Analysis of Different Impression Techniques and Materials on Multiple Implants Through 3-Dimensional Laser Scanner.* Implant Dent, 2016. **25**(2): p. 232-7.
92. Libman, W.J. and J.I. Nicholls, *Load fatigue of teeth restored with cast posts and cores and complete crowns.* Int J Prosthodont, 1995. **8**(2): p. 155-61.
93. Geramipanah, F., et al., *Effects of impression levels and trays on the accuracy of impressions taken from angulated implants.* Clin Oral Implants Res, 2015. **26**(9): p. 1098-105.
94. Burawi, G., et al., *A comparison of the dimensional accuracy of the splinted and unsplinted impression techniques for the Bone-Lock implant system.* J Prosthet Dent, 1997. **77**(1): p. 68-75.
95. Rashidan, N., et al., *Accuracy of implant impressions with different impression coping types and shapes.* Clin Implant Dent Relat Res, 2012. **14**(2): p. 218-25.
96. Akalin, Z.F., Y.K. Ozkan, and A. Ekerim, *Effects of implant angulation, impression material, and variation in arch curvature width on implant transfer model accuracy.* Int J Oral Maxillofac Implants, 2013. **28**(1): p. 149-57.
97. Gimenez, B., et al., *Accuracy of two digital implant impression systems based on confocal microscopy with variations in customized software and clinical parameters.* Int J Oral Maxillofac Implants, 2015. **30**(1): p. 56-64.
98. Shim, J.S., et al., *Effects of Implant Angulation and Impression Coping Type on the Dimensional Accuracy of Impressions.* Implant Dent, 2015. **24**(6): p. 726-9.
99. Elshenawy, E.A., A.M. Alam-Eldein, and F.A. Abd Elfatah, *Cast accuracy obtained from different impression techniques at different implant angulations (in vitro study).* Int J Implant Dent, 2018. **4**(1): p. 9.
100. Alikhasi, M., et al., *Three-Dimensional Accuracy of Digital Impression versus Conventional Method: Effect of Implant Angulation and Connection Type.* Int J Dent, 2018. **2018**: p. 3761750.
101. Howell, K.J., et al., *Comparison of the accuracy of Biomet 3i Encode Robocast Technology and conventional implant impression techniques.* Int J Oral Maxillofac Implants, 2013. **28**(1): p. 228-40.
102. Jo, S.H., et al., *Effect of impression coping and implant angulation on the accuracy of implant impressions: an in vitro study.* J Adv Prosthodont, 2010. **2**(4): p. 128-33.
103. Kwon, J.H., et al., *Accuracy of implant impressions without impression copings: a three-dimensional analysis.* J Prosthet Dent, 2011. **105**(6): p. 367-73.

104. Flugge, T., et al., *The accuracy of different dental impression techniques for implant-supported dental prostheses: A systematic review and meta-analysis.* Clin Oral Implants Res, 2018. **29 Suppl 16**: p. 374-392.
105. Chang, W.G., et al., *Accuracy of three implant impression techniques with different impression materials and stones.* Int J Prosthodont, 2012. **25**(1): p. 44-7.
106. Vigolo, P., Z. Majzoub, and G. Cordioli, *Evaluation of the accuracy of three techniques used for multiple implant abutment impressions.* J Prosthet Dent, 2003. **89**(2): p. 186-92.
107. Baig, M.R., M.M. Buzayan, and N. Yunus, *Accuracy of a new elastomeric impression material for complete-arch dental implant impressions.* J Investig Clin Dent, 2018. **9**(2): p. e12320.
108. Beyabanaki, E., et al., *Effect of Splinting on Dimensional Accuracy of Impressions Made of Implants with Different Subgingival Alignments.* J Prosthodont, 2017. **26**(1): p. 48-55.
109. Zen, B.M., et al., *Comparison of the Accuracy of Different Transfer Impression Techniques for Osseointegrated Implants.* J Oral Implantol, 2015. **41**(6): p. 662-7.
110. Lee, H.J., et al., *Accuracy of a proposed implant impression technique using abutments and metal framework.* J Adv Prosthodont, 2010. **2**(1): p. 25-31.
111. Gokcen-Rohlig, B., et al., *Comparative evaluation of the effects of implant position, impression material, and tray type on implant impression accuracy.* Implant Dent, 2014. **23**(3): p. 283-8.
112. Parameshwari, G., et al., *Evaluation of accuracy of various impression techniques and impression materials in recording multiple implants placed unilaterally in a partially edentulous mandible- An in vitro study.* J Clin Exp Dent, 2018. **10**(4): p. e388-e395.
113. Schmidt, A., et al., *Accuracy of various impression materials and methods for two implant systems: An effect size study.* J Prosthodont Res, 2018. **62**(2): p. 245-251.
114. Gimenez-Gonzalez, B., et al., *An In Vitro Study of Factors Influencing the Performance of Digital Intraoral Impressions Operating on Active Wavefront Sampling Technology with Multiple Implants in the Edentulous Maxilla.* J Prosthodont, 2017. **26**(8): p. 650-655.
115. Rutkunas, V., K. Sveikata, and R. Savickas, *Effects of implant angulation, material selection, and impression technique on impression accuracy: a preliminary laboratory study.* Int J Prosthodont, 2012. **25**(5): p. 512-5.
116. Kim, J.H., K.R. Kim, and S. Kim, *Critical appraisal of implant impression accuracies: A systematic review.* J Prosthet Dent, 2015. **114**(2): p. 185-92 e1.

117. Jemt, T. and L. Hjalmarsson, *In vitro measurements of precision of fit of implant-supported frameworks. A comparison between "virtual" and "physical" assessments of fit using two different techniques of measurements.* Clin Implant Dent Relat Res, 2012. **14 Suppl 1**: p. e175-82.
118. Amin, S., et al., *Digital vs. conventional full-arch implant impressions: a comparative study.* Clin Oral Implants Res, 2017. **28**(11): p. 1360-1367.
119. Mangano, F.G., et al., *Trueness and Precision of Four Intraoral Scanners in Oral Implantology: A Comparative in Vitro Study.* PLoS One, 2016. **11**(9): p. e0163107.
120. Marghalani, A., et al., *Digital versus conventional implant impressions for partially edentulous arches: An evaluation of accuracy.* J Prosthet Dent, 2018. **119**(4): p. 574-579.
121. Papaspyridakos, P., et al., *Digital versus conventional implant impressions for edentulous patients: accuracy outcomes.* Clin Oral Implants Res, 2016. **27**(4): p. 465-72.
122. Alsharbaty, M.H.M., et al., *A Clinical Comparative Study of 3-Dimensional Accuracy between Digital and Conventional Implant Impression Techniques.* J Prosthodont, 2018.
123. Malik, J., et al., *Comparison of Accuracy Between a Conventional and Two Digital Intraoral Impression Techniques.* Int J Prosthodont, 2018. **31**(2): p. 107-113.
124. Mandelli, F., et al., *Improvement of a Digital Impression with Conventional Materials: Overcoming Intraoral Scanner Limitations.* Int J Prosthodont, 2017. **30**(4): p. 373-376.
125. Chia, V.A., et al., *In Vitro Three-Dimensional Accuracy of Digital Implant Impressions: The Effect of Implant Angulation.* Int J Oral Maxillofac Implants, 2017. **32**(2): p. 313-321.
126. Malo, P.S., et al., *Five-year outcome of a retrospective cohort study comparing smokers vs. nonsmokers with full-arch mandibular implant-supported rehabilitation using the All-on-4 concept.* J Oral Sci, 2018. **60**(2): p. 177-186.

İNTİHAL RAPORU İLK SAYFASI

FARKLI AĞIZ İÇİ TARAYICILAR İLE ALINAN İMPLANT ÜSTÜ ÖLÇÜLERİN HASSASİYETLERİNİN KIYASLAMALI OLARAK DEĞERLENDİRİLMESİ

ORIJINALLIK RAPORU

%5	%4	%2	%2
BENZERLIK ENDEKSI	İNTERNET KAYNAKLARI	YAYINLAR	ÖĞRENCI ÖDEVLERI

BIRINCIL KAYNAKLAR

1	dergipark.ulakbim.gov.tr İnternet Kaynağı	%1
2	BARAN, Muhteşem and BALCI, Fatma. "Yönetici Hemşirelerin Eleştirel Düşünme Eğilimleri Üzerine Bir Araştırma", Logos Yayıncılık, 2017. Yayın	%1
3	files.facultyofdentistry.com İnternet Kaynağı	%1
4	dfd.atauni.edu.tr İnternet Kaynağı	<%1
5	Kolat, Ugur, Esra Kolat, Selime Erden, Ugras Uzun, Rabia Akcakaya, and Can Sevindik. "Personality dimensions in patients with social phobia", Anatolian Journal of Psychiatry, 2014. Yayın	<%1
6	BERHE, Berihu Abadi, ÇELİK, Mehmet and	

ÖZGEÇMİŞ

Kişisel Bilgiler

Adı	DİLARA ŞEYMA	**Soyadı**	ALPKILIÇ
Doğ.Yeri	ERZURUM	**Doğ.Tar.**	24.08.1990
Uyruğu	TC	**TC Kim No**	13115147676
Email	s.alpkilic@gmail.com	**Tel**	+90 536 6290767

Eğitim Düzeyi

	Mezun Olduğu Kurumun Adı	**Mez. Yılı**
Doktora	İstanbul Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Ted ABD	2019
Yük.Lis.		
Lisans	İstanbul Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi	2013
Lise	Hüseyin Avni Sözen Anadolu Lisesi	2008

İş Deneyimi (Sondan geçmişe doğru sıralayın)

	Görevi	**Kurum**	**Süre (Yıl - Yıl)**
1.	Diş Hekimi	Acıbadem Altunizade Hastanesi	2017-
2.	Diş Hekimi	Acıbadem Maslak Hastanesi	2015-2016
3.			-

Yabancı Dilleri	**Okuduğunu Anlama***	**Konuşma***	**Yazma***	**YDS Puanı**	**(Diğer) Puanı**
İngilizce	Çok iyi	Çok iyi	Çok iyi	88,75	

*Çok iyi, iyi, orta, zayıf olarak değerlendirin

	Sayısal	**Eşit Ağırlık**	**Sözel**
LES Puanı	80,91	81,34	80,53
(Diğer) Puanı			

Bilgisayar Bilgisi

Program	**Kullanma becerisi**
Office 365	Çok iyi

Yayınları/Tebligleri Sertifikaları/Ödülleri

Yayınlar:

1. Ozbek Karadeniz Z, İsler S ,Alpkılıç DS, Ongul D. The effects of surface treatments and bonding agents on the bonding of metal-indirect laboratory composite materials. International Journal of Current Research, 2018. 10;(4): 67696-67701.

2. Karataşlı B, Alpkılıç DŞ. Zirkonyanın Diş Hekimliğinde Kullanım Alanları. Turkiye Klinikleri Journal of Prosthodontics-Special Topics, 2017. 3;(2): 94-103.

3. Alpkılıç Ş, Özbek Z, Deger S. Effect of the Metal Surface Treatments on the Shear Bond Strength Between Light-Cured Micro-Hybrid Composite and Cr-Co Metal Alloy. International Dental Journal, 2015. 65 ;(2): 108-161.

4. Koyuncuoğlu G, Alpkılıç DŞ, Şitilci AT, Tolgay CG, Aren G. Çocuk Diş Hekimliğinde Sedasyon ve Lokal Anestezik Uygulamaları. Turkiye Klinikleri Journal of Pediatric Dentistry-Special Topics, 2015. 1;(1): 42-50.

Sözlü Bildiriler:

1. Alpkılıç Ş, Özbek Z, Deger S. Effect of the Metal Surface Treatments on the Shear Bond Strength Between Light-Cured Micro-Hybrid Composite and Cr-Co Metal Alloy. FDI 2015 Bangkok Annual World Dental Congress. 22-25 Sept.2015, Bangkok- Thailand.