T.C.
SAĞLIK BİLİMLERİ ÜNİVERSİTESİ
HAMİDİYE SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

MAKSİLLER DİŞSİZ ÇENELERİN PROTETİK REHABİLİTASYONUNDA GÜNCEL AĞIZ İÇİ TARAYICILARIN DOĞRULUKLARININ KARŞILAŞTIRILMASI

BÜŞRA KELEŞ EROĞLU

TEZ DANIŞMANI
DR. ÖĞR. ÜYESİ ELİFNUR GÜZELCE SULTANOĞLU

PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANA BİLİM DALI
PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ DOKTORA PROGRAMI

DOKTORA TEZİ
ŞUBAT/2025

İTHAF

Aileme ithaf ediyorum.

TEŞEKKÜR

Doktora eğitimimin ilk gününden itibaren benimle tüm klinik, akademik ve kişisel tecrübesini paylaşmaktan çekinmeyen, benim için danışman hocadan çok daha fazlası olan sevgili hocam Dr. Öğr. Üyesi Elifnur GÜZELCE SULTANOĞLU'na,

Protetik Diş Tedavisi ana bilim dalı bünyesindeki tüm hocalarıma ve doktora arkadaşlarıma

Tez sürecimde bütün teknik ve yazılımsal konularda çokça yardımı bulunan Hakan ERKURT ve ekibine,

Hayatım boyunca verdiğim kararlarda beni destekleyen, her zaman daha iyi yerlere gelmemi isteyen ve onlara sahip olduğum için çok şanslı hissettiğim, babam Musa KELEŞ ve annem Sema KELEŞ'e

Mesleği seçmemde ve sonrasındaki tüm süreçte en büyük destekçim olan, her zaman önümü açarak yol gösteren ablam Fatmagül KELEŞ YÜCELİK'e,

Beni her zaman ve her koşulda destekleyen, motive eden, tanıştığım günden beri hayatıma anlam katan, her zaman yanımda olan eşim Mehmet Emre EROĞLU'na

sonsuz teşekkürlerimi sunarım.

Büşra KELEŞ EROĞLU

İÇİNDEKİLER

İTHAF iv
TEŞEKKÜR v
İÇİNDEKİLER vi
TABLOLAR LİSTESİ viii
ŞEKİLLER LİSTESİ ix
SİMGELER VE KISALTMALAR xiv
ÖZET xv
ABSTRACT xvi
1. GİRİŞ VE AMAÇ 1
2. GENEL BİLGİLER 3
2.1. TOTAL DİŞSİZLİK 3
2.2. MAKSİLLER TOTAL DİŞSİZLİK DURUMUNDA TEDAVİ SEÇENEKLERİ 3
2.2.1. Geleneksel Total Protez 3
2.2.2. İmplant Destekli Protetik Tedavi Seçenekleri 3
2.2.2.1. İmplant destekli sabit protezler: 4
2.2.2.2. Overdenture protezler: 4
2.2.2.3. Hibrit protezler: 5
2.3. DİŞ HEKİMLİĞİNDE ÖLÇÜ 5
2.3.1. Konvansiyonel Ölçü 5
2.3.2. Dijital Ölçü 8
2.3.2.1. İndirekt dijital ölçü: 8
2.3.2.2. Direkt dijital ölçü: 9
2.3.2.3. İntraoral tarayıcılar: 9
2.3.2.4. İntraoral tarayıcıların teknolojileri: 14
2.3.2.5. İntraoral tarayıcıların klinik kullanımları: 15
2.3.2.6. İntraoral tarayıcı teknolojilerinin doğrulukları: 17
2.3.2.7. Dijital ölçü alma teknikleri: 17
2.3.2.8. Geleneksel ve dijital ölçü sistemlerinde iş akışı: 18
3.GEREÇ YÖNTEM 19
3.1. REFERANS MODELİN HAZIRLANMASI 19
3.2 REFERANS TARAYICININ KULLANILMASI VE REFERANS VERİNİN ELDESİ 20
3.3. MODELLERİN AĞIZ İÇİ TARAYICILARLA TARANMASI 22
3.4. SANAL MODELLERİN ÇAKIŞTIRILMASI VE ÖLÇÜMLERİN YAPILMASI 35

3.5. VERİLERİN İSTATİSTİKSEL OLARAK DEĞERLENDİRİLMESİ 37
4.BULGULAR 39
4.1. DOĞRULUĞUN DEĞERLENDİRİLMESİNE AİT BULGULAR 40
4.2. HASSASİYETİN DEĞERLENDİRİLMESİNE AİT BULGULAR 42
4.3. RENK HARİTALARINA DAİR BULGULAR 43
4.3.1. Cerec Primescan tarayıcısına ait renk haritaları 44
4.3.2. Lumina tarayıcısına ait renk haritaları 54
4.3.3. Mediti700 tarayıcısına ait renk haritaları 64
4.3.4. Trios3 tarayıcısına ait renk haritaları 74
4.3.5. Trios4 tarayıcısına ait renk haritaları 84
4.3.6. Trios5 tarayıcısına ait renk haritaları 94
4.3.7. Virtuo Vivo tarayıcısına ait renk haritaları 104
5.TARTIŞMA 114
6. SONUÇLAR VE ÖNERİLER 122
KAYNAKLAR 123
EK 130

TABLOLAR LİSTESİ

Tablo 2. 1: Prostodontik sınıflama (14)..... 4

Tablo 4. 1: Cihazlara göre doğruluğun incelenmesi(mm)..... 39

Tablo 4. 2: Doğruluk değerine ilişkin post-hoc analizler ve Bonferroni sonuçları(mm) ... 41

Tablo 4. 3: Tarayıcılara göre hassasiyetin incelenmesi (mm)..... 43

ŞEKİLLER LİSTESİ

Şekil 2. 1: Konvansiyonel ölçü maddeleri (35) 6

Şekil 2. 2: Trios3 kalem formu ve tutucu saplı formu 9

Şekil 2. 3: Trios 4 kalem formu 10

Şekil 2. 4: Trios5 kalem formu 10

Şekil 2. 5: Primescan ağız içi tarayıcı 11

Şekil 2. 6: Mediti700 ağız içi tarayıcı 12

Şekil 2. 7: Virtuo vivo ağız içi tarayıcı 13

Şekil 2. 8: iTero Lumina ağız içi tarayıcı 13

Şekil 2. 9: Ağız içi tarayıcılarda kullanılan teknolojiler 15

Şekil 3. 1: Çalışma modelleri 20

Şekil 3. 2: Tarama başlıkları yerleştirilmiş olan Model 2 20

Şekil 3. 3: Çalışma modellerinin .stl görüntüsü 21

Şekil 3. 4: Atos endüstriyel tarayıcı 21

Şekil 3. 5: Model 2'nin CP tarayıcısı ile beşer kez taranmasıyla elde edilen .stl uzantılı dosyalar 22

Şekil 3. 6: Model 1'in CP tarayıcısı ile beşer kez taranmasıyla elde edilen .stl uzantılı dosyalar 23

Şekil 3. 7: Model 2'nin LM tarayıcısı ile beşer kez taranmasıyla elde edilen .stl uzantılı dosyalar 24

Şekil 3. 8: Model 1'in LM tarayıcısı ile beşer kez taranmasıyla elde edilen .stl uzantılı dosyalar 25

Şekil 3. 9: Model 2'nin M7 tarayıcısı ile beşer kez taranmasıyla elde edilen .stl uzantılı dosyalar 26

Şekil 3. 10: Model 1'in M7 tarayıcısı ile beşer kez taranmasıyla elde edilen .stl uzantılı dosyalar 27

Şekil 3. 11: Model 2'nin T3 tarayıcısı ile beşer kez taranmasıyla elde edilen .stl uzantılı dosyalar 28

Şekil 3. 12: Model 1'in T3 tarayıcısı ile beşer kez taranmasıyla elde edilen .stl uzantılı dosyalar 29

Şekil 3. 13: Model 2'nin T4 tarayıcısı ile beşer kez taranmasıyla elde edilen .stl uzantılı dosyalar 30

Şekil 3. 14: Model 1'in T4 tarayıcısı ile beşer kez taranmasıyla elde edilen .stl uzantılı dosyalar 31

Şekil 3. 15: Model 2'nin T5 tarayıcısı ile beşer kez taranmasıyla elde edilen .stl uzantılı dosyalar 32

Şekil 3. 16: Model 1'in T5 tarayıcısı ile beşer kez taranmasıyla elde edilen .stl uzantılı dosyalar 33

Şekil 3. 17: Model 2'nin VV tarayıcısı ile beşer kez taranmasıyla elde edilen .stl uzantılı dosyalar 34

Şekil 3. 18: Model 1'in VV tarayıcısı ile beşer kez taranmasıyla elde edilen .stl uzantılı dosyalar 35

Şekil 3. 19: Hassas çakıştırmanın gerçekleştiği referans ve deney verisi 36

Şekil 3. 20: Ölçüm noktalarının modeller üzerindeki görüntüsü 37

Şekil 4. 1: Tarayıcılara göre doğruluk değerleri Histogram grafiği 42

Şekil 4. 2: CP ile alınan birinci ölçünün renk haritası 44

Şekil 4. 3: CP ile alınan birinci ölçünün sapma değerleri 45

Şekil 4. 4: CP ile alınan ikinci ölçünün renk haritası 46

Şekil 4. 5: CP ile alınan ikinci ölçünün sapma değerleri 47

Şekil 4. 6: CP ile alınan üçüncü ölçünün renk haritası 48

Şekil 4. 7: CP ile alınan üçüncü ölçünün sapma değerleri 49

Şekil 4. 8: CP ile alınan dördüncü ölçünün renk haritası 50

Şekil 4. 9: CP ile alınan dördüncü ölçünün sapma değerleri 51

Şekil 4. 10: CP ile alınan beşinci ölçünün renk haritası 52

Şekil 4. 11: CP ile alınan beşinci ölçünün sapma değerleri 53

Şekil 4. 12: LM cihazı ile alınan birinci ölçünün renk haritası 54

Şekil 4. 13: LM cihazı ile alınan birinci ölçünün sapma değerleri 55

Şekil 4. 14: LM cihazı ile alınan ikinci ölçünün renk haritası 56

Şekil 4. 15: LM cihazı ile alınan ikinci ölçünün sapma değerleri 57

Şekil 4. 16: LM cihazı ile alınan üçüncü ölçünün renk haritası 58

Şekil 4. 17: LM cihazı ile alınan üçüncü ölçünün sapma değerleri 59

Şekil 4. 18: LM cihazı ile alınan dördüncü ölçünün renk haritası 60

Şekil 4. 19: LM cihazı ile alınan dördüncü ölçünün sapma değerleri 61

Şekil 4. 20: LM cihazı ile alınan beşinci ölçünün renk haritası 62

Şekil 4. 21: LM cihazı ile alınan beşinci ölçünün sapma değerleri 63

Şekil 4. 22: M7 cihazı ile alınan birinci ölçünün renk haritası 64

Şekil 4. 23: M7 cihazı ile alınan birinci ölçünün sapma değerleri 65

Şekil 4. 24: M7 cihazı ile alınan ikinci ölçünün renk haritası 66

Şekil 4. 25: M7 cihazı ile alınan ikinci ölçünün sapma değerleri 67

Şekil 4. 26: M7 cihazı ile alınan üçüncü ölçünün renk haritası 68

Şekil 4. 27: M7 cihazı ile alınan üçüncü ölçünün sapma değerleri 69

Şekil 4. 28: M7 cihazı ile alınan dördüncü ölçünün renk haritası 70

Şekil 4. 29: M7 cihazı ile alınan dördüncü ölçünün sapma değerleri 71

Şekil 4. 30: M7 cihazı ile alınan beşinci ölçünün renk haritası 72

Şekil 4. 31: M7 cihazı ile alınan beşinci ölçünün sapma değerleri 73

Şekil 4. 32: T3 cihazı ile alınan birinci ölçünün renk haritası 74

Şekil 4. 33: T3 cihazı ile alınan birinci ölçünün sapma değerleri 75

Şekil 4. 34: T3 cihazı ile alınan ikinci ölçünün renk haritası 76

Şekil 4. 35: T3 cihazı ile alınan ikinci ölçünün sapma değerleri 77

Şekil 4. 36: T3 cihazı ile alınan üçüncü ölçünün renk haritası 78

Şekil 4. 37: T3 cihazı ile alınan üçüncü ölçünün sapma değerleri 79

Şekil 4. 38: T3 cihazı ile alınan dördüncü ölçünün renk haritası 80

Şekil 4. 39: T3 cihazı ile alınan dördüncü ölçünün sapma değerleri 81

Şekil 4. 40: T3 cihazı ile alınan beşinci ölçünün renk haritası 82

Şekil 4. 41: T3 cihazı ile alınan beşinci ölçünün sapma değerleri 83

Şekil 4. 42: T4 cihazı ile alınan birinci ölçünün renk haritası 84

Şekil 4. 43: T4 cihazı ile alınan birinci ölçünün sapma değerleri 85

Şekil 4. 44: T4 cihazı ile alınan ikinci ölçünün renk haritası 86

Şekil 4. 45: T4 cihazı ile alınan ikinci ölçünün sapma değerleri 87

Şekil 4. 46: T4 cihazı ile alınan üçüncü ölçünün renk haritası 88

Şekil 4. 47: T4 cihazı ile alınan üçüncü ölçünün sapma değerleri 89

Şekil 4. 48: T4 cihazı ile alınan dördüncü ölçünün renk haritası 90

Şekil 4. 49: T4 cihazı ile alınan dördüncü ölçünün sapma değerleri 91

Şekil 4. 50: T4 cihazı ile alınan beşinci ölçünün renk haritası 92

Şekil 4. 51: T4 cihazı ile alınan beşinci ölçünün sapma değerleri 93

Şekil 4. 52: T5 cihazı ile alınan birinci ölçünün renk haritası 94

Şekil 4. 53: T5 cihazı ile alınan birinci ölçünün sapma değerleri 95

Şekil 4. 54: T5 cihazı ile alınan ikinci ölçünün renk haritası 96

Şekil 4. 55: T5 cihazı ile alınan ikinci ölçünün sapma değerleri 97

Şekil 4. 56: T5 cihazı ile alınan üçüncü ölçünün renk haritası 98

Şekil 4. 57: T5 cihazı ile alınan üçüncü ölçünün sapma değerleri 99

Şekil 4. 58: T5 cihazı ile alınan dördüncü ölçünün renk haritası 100

Şekil 4. 59: T5 cihazı ile alınan dördüncü ölçünün sapma değerleri 101

Şekil 4. 60: T5 cihazı ile alınan beşinci ölçünün renk haritası 102

Şekil 4. 61: T5 cihazı ile alınan beşinci ölçünün sapma değerleri 103

Şekil 4. 62: VV cihazı ile alınan birinci ölçünün renk haritası 104

Şekil 4. 63: VV cihazı ile alınan birinci ölçünün sapma değerleri 105

Şekil 4. 64: VV cihazı ile alınan ikinci ölçünün renk haritası 106

Şekil 4. 65: VV cihazı ile alınan ikinci ölçünün sapma değerleri 107

Şekil 4. 66: VV cihazı ile alınan üçüncü ölçünün renk haritası 108

Şekil 4. 67: VV cihazı ile alınan üçüncü ölçünün sapma değerleri 109

Şekil 4. 68: VV cihazı ile alınan dördüncü ölçünün renk haritası 110

Şekil 4. 69: VV cihazı ile alınan dördüncü ölçünün sapma değerleri..... 111

Şekil 4. 70: VV cihazı ile alınan beşinci ölçünün renk haritası..... 112

Şekil 4. 71: VV cihazı ile alınan beşinci ölçünün sapma değerleri 113

SİMGELER VE KISALTMALAR

AWS : Aktif Wavefront Örneklemesi

CAD : Bilgisayar Destekli Tasarım (Computer Aided Design)

CAM : Bilgisayar Destekli Üretim (Computer Aided Manufacturing)

CMP : Comparison Point

CP : Cerec Primescan IOS

LM : iTero Lumina IOS

M7 : Mediti700 IOS

Ncm : Newton santimetre

PLY : Polygon File Format

RMS : Root Mean Square

T3 : Trios3 IOS

T4 : Trios4 IOS

T5 : Trios5 IOS

VV : Virtuo Vivo IOS

.stl : The Standard Tesellation Language

MAKSİLLER DİŞSİZ ÇENELERİN PROTETİK REHABİLİTASYONUNDA GÜNCEL AĞIZ İÇİ TARAYICILARIN DOĞRULUKLARININ KARŞILAŞTIRILMASI

ÖZET

Amaç: Bu çalışmanın amacı farklı maksiller dişsiz çene modellerinin protetik rehabilitasyonunda ilk basamak olan dijital ölçü yöntemlerinin farklı güncel ağız içi tarayıcılar kullanılarak doğruluklarının karşılaştırılmasıdır.

Gereç ve Yöntem: Bu çalışmada iki adet dişsiz maksiller model kullanıldı. Modellerin birine 4 adet dental implant yerleştirildi. Modeller güncel yedi farklı ağız içi tarayıcı (Cerec Primescan, Trishape Trios3, Trishape Trios4, Trishape Trios5, Mediti700, Dental Wings-Straumann Virtuo Vivo, iTero Lumina) ile beşer kez ve referans tarayıcı olarak Atos Core-80 (GOM GmbH, Braun- schweig, Germany) ile tarandı. Veriler Geomagic Control X yazılımında çakıştırıldı. Örnek verilerin referans veri ile çakıştırılması sonucu ortalama yüzey sapma değerleri hesaplandı ve elde edilen bulgular istatistiksel açıdan değerlendirildi. Analizler IBM SPSS 25 programında gerçekleştirilmiştir.

Bulgular: Ağız içi tarayıcılar için yapılan doğruluk analizleri sonucunda 4 adet dental implant içeren model için CP ve T3'ün sapma değerleri diğer ağız içi tarayıcılara daha yüksektir. En düşük sapma değeri 4 adet dental implant içeren model için VV ağız içi tarayıcısıdır. Total dişsiz model için VV'nin sapma değeri diğer ağız içi tarayıcılara göre daha yüksektir. En düşük sapma değeri total dişsiz model için T4 bulundu. T3 modellere göre değişim miktarları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark saptanmıştır ($p<0,05$).

Sonuç: Maksiller dişsiz çenelerin dijital ölçülerinde doğruluğu etkileyen pek çok faktör bulunmaktadır. Çalışmamızdan elde edilen veriler farklı yorumlara açık olup, sonuçların güvenilirliğini artırmak için daha fazla araştırmaya ihtiyaç duyulmaktadır.

Anahtar Kelimeler: CAD/CAM, Dijital Ölçü, Ağız İçi Tarayıcı, Doğruluk, Hassasiyet

COMPARISON OF THE ACCURACY OF CURRENT INTRAORAL SCANNERS IN THE PROSTHETIC REHABILITATION OF MAXILLARY EDENTULOUS JAWS

ABSTRACT

Aim: The aim of this study is to compare the accuracies of digital impression methods, which are the first step in the prosthetic rehabilitation of different maxillary edentulous jaw models, using different current intraoral scanners.

Materials and Methods: In this study, two edentulous maxillary models were used. 4 dental implants were placed in one of the models. The models are equipped with seven different current intraoral scanners (Cerec Primescan, Trishape Trios3, Trishape Trios4, Trishape Trios5, Mediti700, Dental Wings-Straumann Virtuo Vivo, iTero Lumina) five times each and Atos Core-80 as a reference scanner (GOM GmbH, Braunschweig, Germany). Data were registered in Geomagic Control X software. The findings obtained as a result of overlapping the sample data with the reference data were evaluated statistically. Analyzes were carried out in IBM SPSS 25 program.

Results: As a result of the accuracy analysis conducted for intraoral scanners, the deviation values of CP and T3 for the model containing 4 dental implants are higher than other intraoral scanners. The lowest deviation value is VV intraoral scanner for the model containing 4 dental implants. The deviation value of VV for the completely edentulous model is higher than other intraoral scanners. The lowest deviation value was found to be T4 for the completely edentulous model. A statistically significant difference was found between the amounts of variation compared to T3 models ($p<0.05$).

Conclusion: There are many factors that affect the accuracy of digital measurements of maxillary edentulous jaws. The data obtained from our study are open to different interpretations, and further research is needed to increase the reliability of the results.

Key Words: CAD/CAM, Digital Impression, Intraoral Scanner, Accuracy, Precision

1. GİRİŞ VE AMAÇ

Total dişsiz hastalarda, diş çekimleriyle birlikte yaş, cinsiyet, sistemik hastalıklar, hormon ve metabolizma durumları, enfeksiyon, travma gibi çeşitli faktörlerin etkisiyle kemik rezorpsiyonları oluşabilmektedir. Maksiller çenede meydana gelen bu kemik rezorpsiyonları protetik tedavi seçeneklerini zorlaştırabilir (1,2). Total dişsizlikle birlikte hastada estetik, fonksiyon ve fonetik eksiklikler meydana gelir. Bu durumlar bireylerin özgüvenlerini etkileyebilir. Bu eksikliklere karşı yıllardır tercih edilen tedavilerden biri geleneksel total protez uygulamalarıdır (3).

Tüm doğal dişlerini kaybeden hastaların tam protezlerini kullanmaya başlamasıyla stomatognatik sistemlerinde de değişiklikler olur. Bu hastalar genellikle yaşlarından dolayı adaptasyon becerileri ve kas kontrol mekanizmaları zayıflamıştır, bu da tam protezlerini kullanırken onlara zorluk oluşturur. Ağrı, tutuculuğun az olması ve fonksiyonel yetersizlik ve kullanım zorluğu bu zorlukların yaygın nedenleridir. Son zamanlarda uygulanmaya başlanan dental implantlar bu problemlere çözüm olmaya başlamıştır (3,4).

Tam dişsiz maksillanın implantlarla tedavi edilmesinde hastanın sert ve yumuşak dokusu, gülme hattı, yüz desteği, ekonomik durumu, estetik beklentileri, fonetik ihtiyacı ve tedavi süresi gibi faktörler değerlendirilir. Ayrıntılı analiz sonrasında uygun olan sabit veya hareketli protetik tedavi seçilir (5,6).

Gelişen teknolojiyle birlikte, konvansiyonel ölçü süreçlerinde oluşabilecek riskleri en aza indirmeyi hedefleyen CAD/CAM (Bilgisayar Destekli Tasarım/Bilgisayar Destekli Üretim) sistemleri ortaya çıkmıştır. Bu sistemler, hekim ve diş teknisyenlerinin manuel müdahalelerini azaltarak dijital tarama ve tasarım birimlerini diş laboratuvarlarından kliniklere taşımayı amaçlamaktadır (7,8).

Yapılan literatür incelemesi sonucunda maksiller dişsiz çenelerin protetik rehabilitasyonunda dijital ölçü alırken kullanılan ağız içi tarayıcıların güncel olmaması ve yapılan model karşılaştırılmalarının sınırlı sayıda olması sebebiyle farklı maksiller dişsiz çenelerin protetik rehabilitasyonunda ilk basamak olan dijital ölçü yöntemlerinin güncel ağız içi tarayıcılar kullanılarak doğruluklarının karşılaştırılması amaçlanmıştır.

2. GENEL BİLGİLER

2.1. TOTAL DİŞSİZLİK

Diş eksikliği, yaşlı bireylerde özellikle ağız hijyen eksikliği, diş çürükleri ve periodontal hastalıklar gibi çeşitli sebeplerden kaynaklanan yaygın bir sağlık sorunudur. Ayrıca diş kayıpları, beslenme alışkanlıkları, ağız hijyeninin ihmal edilmesi, alkol ve sigara ürünlerinin kullanımı, psikolojik ve stres gibi faktörlere de bağlıdır. Tam dişsizlik durumu, hastanın üst veya alt çene üzerindeki tüm dişlerini kaybetmesini ifade eder (9). Bununla birlikte ilk yıl hızlı sonraki yıllar daha yavaş bir hızla rezidüel kret rezorpsiyonu gerçekleşir (10).

2.2. MAKSİLLER TOTAL DİŞSİZLİK DURUMUNDA TEDAVİ SEÇENEKLERİ

2.2.1. Geleneksel Total Protez

Total dişsiz maksillanın konvansiyonel protetik tedavisi total protezlerdir (11). Maksiller total protez kullanan bireyler, protezlerin konuşma, yemek yeme ve gülme anlarında yaşanan hareketlilikten kaynaklı memnuniyetsizlik yaşarlar. Bu durum sosyal hayatlarını olumsuz etkiler (12,13).

2.2.2. İmplant Destekli Protetik Tedavi Seçenekleri

1989 yılında Misch tarafından geliştirilen sınıflandırmaya göre (Tablo 2.1), diş implantları üzerine yerleştirilen protezler beş farklı seçenek sunmaktadır. Bu seçeneklerin ilk üçü sabit protezleri içerirken, son iki seçenek hareketli protezleri temsil etmektedir. Ancak, bu sınıflandırma temel olmasına rağmen, günümüzde implant destekli protezler genellikle dişsizlik durumlarına göre değerlendirilmektedir (3,14).

Tablo 2. 1: Prostodontik sınıflama

Tip	Tanım
SP1	Sabit protez, sadece eksik dişin kuronunun yerini alır ve doğal dişe benzer.
SP2	Sabit protez, eksik dişin kuronunun ve kökünün bir kısmının yerini alır.
SP3	Sabit protez, eksik dişin kuronunu, dişeti rengini ve dişsiz bölgenin bir kısmının yerini alır.
HP4	Hareketli protez, implant ya da diş destekli overdenture protezlerdir.
HP5	Hareketli protez, hem implant hem yumuşak doku destekli overdenture protezlerdir.

SP-1: Bu protez tipinde sadece eksik dişin kuronu restore edilir. Sert ve yumuşak doku kaybı minimal derecededir. Yapılan protetik restorasyon kaybedilen dişle aynı ebatlarda ve formda olmalıdır. Genellikle maksiller anterior bölgede tercih edilir.

SP-2: Bu protez tipinde kaybedilen dişin kuronuna kökün bir kısmı da dahil edilir. Böylece daha uzun bir kuron restore edilmiş olunur. Estetik olarak dezavantajlıdır.

SP-3: Bu protez tipinde kuron, kökün bir kısmı ve yumuşak doku restore edilir. Estetik için pembe porselen kullanılır.

HP-4: Bu protez tipinin doku desteği yoktur. İmplant ve dişler tarafından desteklenen hareketli protezlerdir. Bu protez tipinde üst çenede 6-8, alt çenede 5-6 implanta ihtiyaç duyulur.

HP-5: Bu protez tipinde hem doku hem implant desteği mevcuttur.

2.2.2.1. İmplant destekli sabit protezler: Maksiller total dişsizlik durumlarında 6-10 adet implant yerleştirilmesi önerilmektedir. Ancak kemik, kuvvet faktörleri, ark formu ve anterior posterior mesafesine göre bu sayı değişebilmektedir. Araştırmalara göre orta veya yüksek düzeyde kuvvet mevcutsa ve kemik yoğunluğu azsa yerleştirilecek implant çapı ve sayısı arttırılır. Tam dişsiz maksiller çenede implant destekli sabit protez için, kanin dişler arasında en az üç adet olmak üzere, toplamda 7-10 arasında implant yerleştirilmesi tavsiye edilmektedir. En az bir adet santral kesici diş bölgesi, iki adet kanin bölgeleri, iki adet ikinci premolar bölgeleri ve iki adet birinci molar bölgeleri tam dişsiz maksiller arkta ideal bölgelerdir. Ancak kuvvet faktörleri orta derecede ise diğer santral dişin yerine bir implant daha yerleştirilerek implant sayısı 8'e çıkarılmalıdır. Daha yüksek düzeyde kuvvet faktörleri ve daha zayıf kemik yapısı varsa ikinci molar bölgelerine ilave implantlar yerleştirilerek 10 adet implant kullanılabilir (15).

2.2.2.2. Overdenture protezler: Overdenture protezler total dişsizlik durumunda implantlar ve mukozadan destek alabilen hasta tarafından takıp çıkarılabilen

protezlerdir. (16) Bu protezlerin konvansiyonel tam protezlere göre avantajları vardır (17). Kemik rezorpsiyonunu azaltarak protezin tutuculuğunu arttırır. Çiğneme ve konuşma fonksiyonlarını olumlu ölçüde etkiler (18). Genellikle bu protezler alt çenede en az 2, üst çenede ise en az 4 adet implanta ihtiyaç duyar (19). İmplant üstü sabit protezlere göre implant sayısı daha azdır (20,21).

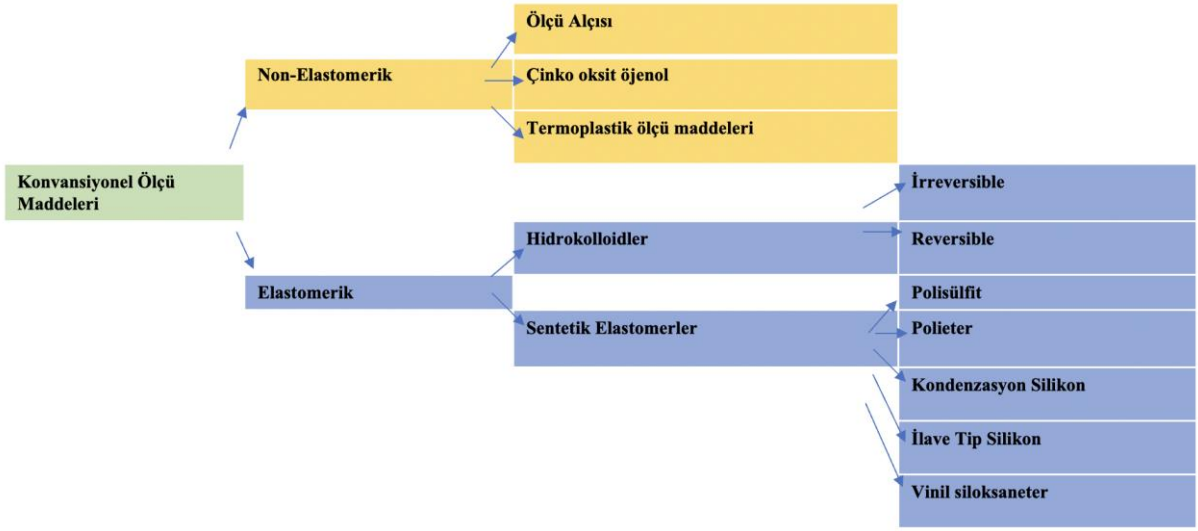
2.2.2.3. Hibrit protezler: Hibrit protezler en az 4 adet implant üzerine vidalanan metal alt yapı, kaide ve yapay dişler kullanılarak üretilen hekim tarafından takılıp çıkarılabilen protez türüdür (22,23). Gelişen teknolojiyle farklı tip ve dizaynda alt yapı ve üst yapı seçenekleri oluşturulmuştur (24). Hibrit protezlerin endikasyonların en önemli nokta her bir ark için kretler arası mesafenin 15 mm den fazla olmasıdır. Gülme hattı yüksek olan hastalarda, ileri kemik yıkımı görülen vakalarda, düzensiz alveolar kemik varlığında hibrit protezler tercih edilir (25,26). Hibrit protezlerin, implant destekli sabit protezlere göre bazı avantajları bulunmaktır. Bunlardan bazıları ileri kemik rezorpsiyonu görülen hastalarda dudak desteğinin sağlanması, açılı yerleştirilen implantların protetik rehabilitasyonu, dişler arası kaybolan papillaların oluşturulabilmesi ve istenilen renkte seçilebilmesi, siman artığının olmaması ve çıkarılabilmesine bağlı olarak tamirinin kolay olmasıdır (27).

2.3. DİŞ HEKİMLİĞİNDE ÖLÇÜ

Diş hekimliğinde ölçü, hastanın dişlerinin ve ağız dokularının bir kopyasının oluşturulması sürecidir. Kuron, köprü, aparey, implant üstü protezler ve hareketli protezler gibi çeşitli amaçlar için kullanılır. Ölçü, restorasyonun başarısını doğrudan etkilediği için birçok tedavinin temelini oluşturur (28,29). Diş hekimliğinde ölçü konvansiyonel ve dijital yöntemler kullanılarak uygulanmaktadır (30,31).

2.3.1. Konvansiyonel Ölçü

Hastanın ağız içi boyutu ve şekline göre seçilen bir ölçü kaşığı ve yapılacak tedaviye uygun bir materyal ile hastanın diş ve dokularının negatif kopyasının alınması yöntemidir (32). İdeal ölçü materyallerinde istenilen kriterler; uygun çalışma ve sertleşme süresi, manipülasyonlarının kolay olması, boyutsal değişiminin az olması, toksik veya alerjik olmaması, dezenfekte edilebilir olması, ekonomik olması, biyouyumlu olması, tekrar dökülebilir olması, hidrofilik özellikte olması, mekanik özelliklerinin yeterli olmasıdır (33,34). Ölçü materyalleri Şekil 2.1'de verilmiştir (35).



Şekil 2. 1: Konvansiyonel ölçü maddeleri

Non-elastomerik ölçü maddeleri uygulanılan kuvvetler karşısında esneklik göstermeyen ölçü maddeleridir (33). Bunlar ölçü alçısı, çinko oksit öjenol ve termoplastik ölçü maddeleridir. Ölçü alçısı, genellikle andırkat alanları olmayan dişsiz çenelerin ölçüsünde kullanılmaktadır. Ancak günümüzde boyutsal olarak stabil ve kolay kırıldığı için ölçü alımında tercih edilmemektedir (36). Çinko oksit öjenol, dişsiz çenelerde bireysel kaşık kullanılarak alınan son ölçülerde ve astarlamada kullanılmaktadır. Detayları iyi aktarır, boyutsal değişimi çok azdır ancak elastik değildir (33,37). Termoplastik ölçü maddeleri, uygulanılan sıcaklık ile yumuşayan soğuduğunda katılaşan materyallerdir. Bireysel kaşık uygulamalarında kullanılır (38).

Elastomerik ölçü maddelerinden hidrokolloidler ise Agar agar ve Aljinat'tır. Elastomerik ölçü maddesi olarak kullanılan agar, diş hekimliğinde önemli bir yer tutar (39,40). Agarın özellikleri, sıcaklıkla doğrudan ilişkilidir. 70°C ile 100°C arasında ısıtıldığında, agar çözelti haline gelir. Ancak, bu çözelti soğutulduğunda, 37°C ile 50°C arasında jel hale dönüşür. Bu, agarın kullanımını kolaylaştırır (37). Aljinat terimi, kaynağını aljinik asitten alır. Günümüzde aljinatların kullanım alanları, diğer ölçü maddelerine göre daha yaygındır. Bu durumun başlıca sebepleri, uygulama kolaylığı, hastalar için konfor sağlaması ve ekonomik olmasıdır (39,40). Aljinatların boyutsal stabilite ve netlik eksikliği gibi problemleri, materyalin kullanımını kısıtlamaktadır (41).

Bu nedenle, aljinatlar genellikle daimi ölçü alımında kullanılan özel ölçü kaşığının oluşturulması için ilk ölçü alınması, tedavi planlaması yapmak için teşhis modeli oluşturulması, hareketli parsiyel protezlerin ölçüsünün alınması, protez tamiri ve ortodontik modellerin elde edilmesinde kullanılır. Ancak, sabit parsiyel protezlerin yapımında çalışma modellerinin üretilmesi için yeterli stabilite ve netlik sağlayamazlar (42–44).

Sentetik elastomerler ise polisülfitler, polieterler kondenzasyon silikonlar, ilave tip silikonlar ve vinil siloksaneterlerdir. Polisülfitler piyasaya sürülen ilk sentetik elastomerik ölçü materyali olan Polisülfit renginin kahverengi olup kıyafetleri boyayabilmesi ve kokusundan dolayı çok kabul görmemiştir. Boyutsal stabiliteleri hidrokolloidlere göre daha iyidir ancak yeterli değildir (45,46). Polieter ölçü maddelerinin reaksiyonları katılma tipindedir ve yan ürün oluşmamaktadır. Ancak esneklik özellikleri kısıtlıdır ve polimerizasyon sonrası oldukça sert bir yapıya sahiptirler. Bu nedenle, özellikle andırkatlı bölgelerde ölçünün ağızdan çıkarılması sırasında yırtılmalar yaşanabilir. Ancak boyutsal stabilite açısından oldukça iyilerdir ve 1 haftaya kadar formlarını koruyabilirler. Hidrofilik yapıları sayesinde de detayları iyi verirler (47,48). Kondenzasyon tipi silikonlar genellikle sabit protezlerde kullanılır ve isimlerini polimerizasyonlarında meydana gelen kondenzasyon reaksiyonundan alırlar (49). Bu reaksiyon sonucunda yan ürün olarak alkol oluşur ve polimerizasyon büzülmesi gösterirler. Bu nedenle, ölçü alındıktan hemen sonra silikonlar derhal dökülmelidirler. Ayrıca C tipi silikonlar hidrofobik özellik gösterirler, ölçü alımı sırasında ilgili alanın kuru olması bu nedenle önemlidir (39,50). İlave tipi silikonlar, yani polivinilsiloksanlar, yüksek maliyetlerine rağmen üstün fiziksel özellikleri, mükemmel boyutsal stabilite ve kullanım kolaylığıyla öne çıkmıştır (46). Bu silikonlar reaksiyon sonucunda artık ürün oluşturmadıkları için boyutsal stabilite konusunda üstün bir performans sergilerler. Ayrıca, ölçü alındıktan sonra bile bir hafta sonra dökülebilme özellikleri ve bir ölçüye birden fazla model dökülebilme esnekliği sunarlar (33,42). Ancak, lateks eldiven veya rubber damlarda bulunan sülfür, polimerizasyon sürecini olumsuz etkileyebilir. Tüm bunlara rağmen, polivinilsiloksanlar, üstün fiziksel özellikleri nedeniyle günümüzde sabit ve hibrit protez ölçülerinde en çok tercih edilen ölçü maddeleridir (51,52). Vinilsiloksaneter, ya da diğer adıyla vinil polieter siloksan, polivinilsiloksan ile polieter ölçü maddelerinin özelliklerinin birleşimiyle geliştirilmiştir ve 2000'li yılların sonlarında tanıtılmıştır. Bu yeni materyal, polivinil siloksanın elastik özellikleri ile polieterin

hidrofilik yapısının birleşimini sağlar. Bu özellikler, özellikle diş eti altı bölgeleri gibi nem kontrolünün ve erişimin zor olduğu alanlar için düşünülmüştür (49,53).

2.3.2. Dijital Ölçü

Diş hekimliğinde uzun süredir kullanılan konvansiyonel ölçü yöntemi, son yıllarda teknolojinin ilerlemesiyle dijital ölçü uygulamalarının önem kazanmasına yol açmıştır. Bu ilerleme, konvansiyonel tekniğin dezavantajlarını ortadan kaldırmayı ve dijital sistemin avantajlarından yararlanmayı amaçlamaktadır (54). Dijital sistemler, restorasyon yapımında dijitalizasyon, CAD/CAM (Bilgisayar Destekli Tasarım/Bilgisayar Destekli Üretim) olmak üzere üç ana prensibi takip eder. Dijitalizasyon aşamasında, verilerin dijital formatta kaydedilmesi esastır. Tasarım aşamasında, bu dijital veriler kullanılarak üç boyutlu bir model oluşturulur. Son olarak, üretim aşamasında tasarlanan model üç boyutlu olarak üretilir. Bu süreç, dijital sistemlerin restorasyon sürecindeki kilit adımlarını temsil eder (55).

CAD/CAM sistemlerinin ilk aşaması, verilerin elde edilmesidir ve bu aşamada dijitalizasyon için çeşitli cihazlar kullanılır. Bu cihazlar, taranacak yapıya ve çalışma ortamına bağlı olarak dijital ölçü aşamasını iki yönteme ayırır (56). İndirekt yöntem: Bu yöntemde, ağızdan alınan konvansiyonel ölçünün taranması veya alçı modelin taranmasıyla veriler elde edilir. Direkt yöntem de ise ağız içinden tarama yaparak veriler doğrudan elde edilir.

Dijital ölçü sistemlerinde ölçü kaşığı ya da ölçü malzemesi olmadığı için daha ekonomiktir. Elde edilen ölçü verileri dijital ortamda saklanabilir ve transfer edilebilir. Konvansiyonel ölçülerde oluşabilecek ölçünün kaşıktan yırtılıp ayrılması ya da bekleme süresi gibi faktörler elimine edilir. Ölçü işlemi sırasında hasta daha rahattır ve bilgisayar ekranı üzerinden ölçü sürecini izleyebilir. Ancak dijital ölçü sırasında ortamda bulunan kan ve tükürük ölçünün doğru alınmasını engelleyebilir. Ölçüyü alacak klinisyenin sistemle ilgili yeterli bilgiye ve tecrübeye sahip olması gerekir. Dijital ölçü sırasında dişsiz bölgelerin uzun olması ölçü alımını zorlaştırabilir (57–59).

2.3.2.1. İndirekt dijital ölçü: Konvansiyonel ölçülerin veya bu ölçülerden elde edilen alçı modellerin taranması, genellikle laboratuvar tipi tarayıcılar veya masaüstü (desktop) tarayıcılar kullanılarak gerçekleştirilir. Bu tarayıcılar, sanal modelin oluşturulması için taranmış veriyi sağlarlar (60,61).

2.3.2.2. Direkt dijital ölçü: Ağız içinden ölçü alınması için ağız içi tarayıcıların kullanılması dijital ölçüde direkt yöntemi tanımlar. Ölçü alımı sırasında hastanın ağzından alınan veri dijital ekrandan gözlemlenebilir (7,62).

2.3.2.3. İntraoral tarayıcılar: İntraoral tarayıcılar bir nesnenin üç boyutlu geometrisinin doğru bir şekilde kaydedilmesini sağlayan medikal cihazlardır. Genellikle kullanılan dosya formatlarından biri .stl (Standard Tessellation Language) formatıdır, bu format endüstriyel alanda en yaygın olarak kullanılan format türüdür. Ancak, renk, translüsensite veya dental dokuların özelliklerini kaydetmek için geliştirilen diğer formatlar da bulunmaktadır, örneğin ply (Polygon File Format) dosyalarıdır (63).

Trios 3 ağız içi tarayıcı sistemi: 3Shape firması (Copenhagen, Denmark) tarafından geliştirilmiş ve günümüzde oldukça yaygın olarak kullanılan bir tarayıcıdır. İlk kez 2015 yılında piyasaya sürülen Trios3 (3Shape A/S, Copenhagen, Denmark), hem kalem tutacağı hem de tutucu saplı şeklinde (Şekil 2.2) başlıklarla kullanılabilir. Tarayıcı ucunun boyutu 320x56x16 mm'dir (64). Bu sistem hızlı optik kesit alma ve konfokal mikroskopi prensibi ile saniyede üç bin görüntü alarak çalışır (65). En önemli özelliklerinden biri yüksek kaliteli fotoğraf gösterimi ve gerçek diş renklerine yakın renklerin elde edilmesidir (66). Trios, kendi kapalı sistemine sahiptir ve .stl formatta dışa aktarım yapabilir. Bu özelliği sayesinde, internet ağı üzerinden istenilen laboratuvarlarla paylaşma imkanı sağlar. Veneer, kuron, köprü, inley, onley, implant üstü protetik tedavileri gibi birçok alanda sıklıkla tercih edilen bir sistemdir (65).



Şekil 2. 2: Trios3 kalem formu ve tutucu saplı formu

Trios4 ağız içi tarayıcı sistemi: Trios4 (3Shape A/S, Copenhagen, Denmark), Trios3'e kıyasla daha hızlı ve daha uzun pil ömürlüdür. Ancak tarama süresi hekim deneyimine göre değişebilmektedir. Bu sistem kızılötesi teknolojisine sahip olması sayesinde ara yüz çürüklerin tespit edilmesinde de kullanılır (67). Trios4 ağız içi tarayıcı cihazı sadece kalem formdadır (Şekil 2.3) ve hem kablolu hem kablosuz çeşidi bulunmaktadır (68).



Şekil 2. 3: Trios 4 kalem formu

Trios 5 ağız içi tarayıcı sistemi: 3Shape firmasının geliştirdi son teknoloji ağız içi tarayıcı sistemlerinden biridir. Trios serisinin beşinci versiyonu olan Trios5 (3Shape A/S, Copenhagen, Denmark) ağız içi tarayıcı yüksek doğruluk oranında hassas ölçüler alır. Diğer versiyonlarına göre daha hafif ve daha hızlıdır. Temizlenebilir başlıkları sayesinde daha hijyenik bir ortam oluşturur (69).



Şekil 2. 4: Trios5 kalem formu

Cerec Primescan ağız içi tarayıcı sistemi: Cerec (Dentsply Sirona, Charlotte, NC, USA) firmasının 2019 yılında tanıttığı en yeni tarama teknolojisini içeren ağız içi tarayıcı

sistemidir. Bu tarayıcı sistemiyle, tarama hızı ve tarama hassasiyeti artmıştır. Primescan, optik yüksek frekans kontrast analizi ve gelişmiş yüksek çözünürlüklü sensörleriyle derin tarama yapabilme becerisine sahiptir. Yalnızca kablolu bir model olarak üretilmiştir (68,70).



Şekil 2. 5: Primescan ağız içi tarayıcı

Mediti700 ağız içi tarayıcı sistemi: Diş hekimliğinde kullanılan Mediti700 (Medit, South Korea) gelişmiş bir ağız içi tarayıcıdır. Dijital ölçü alma sırasında yüksek hassasiyetli ve hızlı veri yakalama kapasitesi sayesinde detaylı taramalar yapar. Kablosuz kullanım seçeneği vardır (71).



Şekil 2. 6: Mediti700 ağız içi tarayıcı

Virtuo vivo ağız içi tarayıcı sistemi: Dental Wings (Montreal, Kanada) firmasının Straumann Grubu'na katılmasından sonra 2019 yılında piyasaya sürdüğü en güncel ağız içi tarayıcı modeli Viruto Vivo'dur. Tarama sürecinde taramanın başarılı bir şekilde alınıp alınmadığı, tarayıcının ucundaki ışıklı alanla operatöre iletilmektedir. Bu cihazın en yeni özelliklerinden biri kontrol bilgisayarına dokunmadan, ses komutlarıyla kontrol edilebilmesidir. Sadece 215 gram ağırlığındadır ve kullanıcılar için ergonomik bir tasarıma sahiptir. Kullanımı için toz veya sprey gibi ek malzemelere ihtiyaç duyulmaz. Tarayıcının ucundaki küçük kameralar ve bir projektör bulunmakta olup, taramalar eş zamanlı olarak farklı açılardan yapılabilir. Dental Wings bu teknolojiyi "Multiscan Imaging" olarak adlandırmıştır (72,73).



Şekil 2. 7: Virtuo vivo ağız içi tarayıcı

Itero Lumina ağız içi tarayıcı sistemi: iTero Lumina™ tarayıcısı (iTero, Align Technology Inc., Tempe, AZ, USA), iTero Multi-Direct Capture™ (MDC) teknolojisi sayesinde konforlu tarama ve üstün görselleştirme sağlıyor. iTero Multi-Direct Capture™ teknolojisi, 3 kat daha geniş görüş alanı 4 ve 25 mm'lik maksimum yakalama mesafesi sunarak damaklar, dişsiz alanlar, kısmen sürmüş ve sıkışık dişler gibi zorlu alanların taramasını kolaylaştırır. Çubuğun ucundaki gelişmiş optikler ve yenilikçi yeni yazılım sayesinde, ağız içi fotoğraflara olan ihtiyacı ortadan kaldıran fotogerçekçi 3B modellerle hasta kayıt tutmayı sağlar (74).



Şekil 2. 8: iTero Lumina ağız içi tarayıcı

2.3.2.4. İntraoral tarayıcıların teknolojileri:

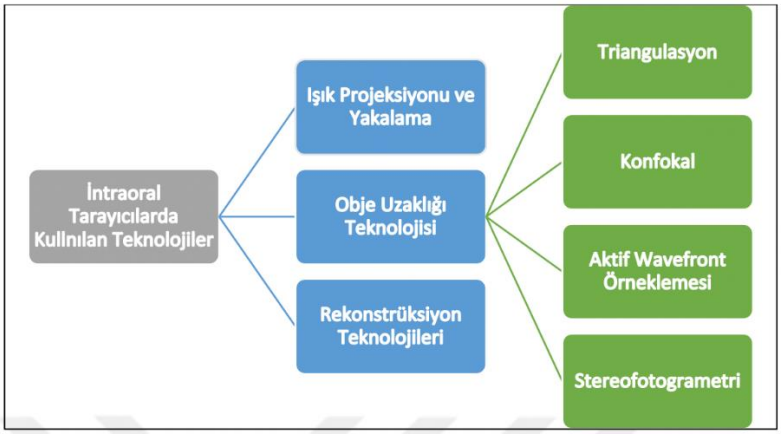
2.3.2.4.a. Işık projeksiyonu ve yakalanma: Üç boyutlu rekonstrüksiyonda aktif ve pasif teknikler arasında belirgin bir ayrım bulunmaktadır. Pasif tekniklerde, ağız içi dokuları aydınlatmak için sadece ortam ışığı kullanılır. Aktif tekniklerde ise nesneye yansıtılan ışıklardan daha az bağımlı olarak beyaz, kırmızı veya mavi gibi yapılandırılmış ışıklar kullanılarak değerlendirir. Aktif tekniklerde, cisimle olan mesafe genellikle üçgenleme yöntemiyle hesaplanır, bunun yanı sıra çizgi veya kafes projeksiyonları gibi hafif desen projeksiyonları da kullanılabilir (63).

2.3.2.4.b. Obje uzaklığı teknolojileri: Dört başlık altında toplanır.

- *Triangulasyon:* Triangülasyon, bir üçgenin bir noktasının konumunun belirlenmesi için iki bakış açısının da konumlarını ve açılarını bilerek hesaplanabileceği ilkesine dayanır (63).
- *Konfokal:* Konfokal görüntüleme, belirli derinliklerden görüntüler elde etmeye dayanan bir tekniktir. Objektifin odak uzaklığı ile nesneye olan mesafeyi belirlemek için bu yöntemle görüntünün keskinliğini kullanılır. Diş gibi bir nesne, farklı odak uzaklıklarında ve diyafram değerlerinde alınan ardışık görüntülerle yeniden oluşturulabilir. Netlik, hekimin el becerisiyle ilişkilidir (63).
- *Aktif Wavefront Örneklemesi (AWS):* AWS, yüzey görüntüleme için kullanılan bir tekniktir ve bir kamera ile bir eksen dışı diyafram modülü gerektirir. Bu modül, optik ekseni etrafında dairesel bir yol izler ve POI'lerin rotasyonunu oluşturur. Daha sonra, her noktadan üretilen modelden türetilen mesafe ve derinlik bilgisi hesaplanır (63).
- *Stereofotogrametri:* Stereofotogrametri, tüm koordinatları (x, y ve z) yalnızca görüntülerin algoritmik analiziyle tahmin eder. Bu yaklaşım pasif ışık projeksiyonuna ve yazılıma dayanır. Kamera nispeten küçük ve kolay kullanılır, üretimi daha ucuzdur (63).

2.3.2.4.c. Rekonstrüksiyon teknolojileri: Farklı açılardan alınan noktaların eşleştirilmesi görüntüler arasındaki benzerliklerin hesaplanmasıyla olur ve 3D sayısal model oluşturmanın en büyük zorluklarındandır. Algoritmalar, çakışan noktaları

tanımlamak için güçlü eğrilikler, fiziksel sınırlar veya gri tonlama farklılıkları gibi geçiş alanlarını algılar. Ardından, tüm görüntüler arasındaki benzerliği değerlendirmek için bir dönüşüm matrisi hesaplanır, genellikle döndürme veya ölçeklendirme gibi işlemler içerir. Gürültüyü azaltmak için uç noktalar istatistiksel olarak da ortadan kaldırılabilir. Her koordinat (x, y ve z), yansıtma matrisinden çıkarılarak daha sonra bir dosyada saklanır (63).



Şekil 2. 9: Ağız içi tarayıcılarda kullanılan teknolojiler

2.3.2.5. İntraoral tarayıcıların klinik kullanımları: Son araştırmalar, dijital ölçü tekniğinin konvansiyonel ölçü yöntemlerine kıyasla daha rahat ve hızlı olduğunu ortaya koymuştur (75,76). Her ağız içi tarayıcının kendine özgü bir teknolojisi vardır ve bu, tarayıcı başının boyutunu ve ağırlığını etkiler. Örneğin, konfokal veya AWS gibi teknolojiler, genellikle hacimli bileşenler gerektiren donanıma dayanır (77). Dental dokular, mine kristalleri ya da cilalı kenarlar gibi yansıtıcı yüzeyler içerir, bu da ilgili noktaların eşleştirilmesini zorlaştırır. Bu zorluğun üstesinden gelmek için, hekimler kameranın yönelimini değiştirerek ışık difüzyonunu artırabilirler. Başka bir yaklaşım ise sistemlerin polarize filtreli kameralar kullanmasıdır (78). Diğer tarayıcılar için, dijitalleştirme sırasındaki yansımaların azaltılması için 20-40 mikron pudra kaplaması tercih edilebilir. Pudralar, hastalar için rahatsızlık verici olabilir ve tarama sırasında pudranın tükürük ile kontamine olması durumunda ağız temizliği ve yeniden pudralama gerekebilir (79). Özellikle tam çene taramalarında, tüm dişlerin üzerinde pudranın

bulunması zor olabilir, bu nedenle pudrasız sistemler önerilmektedir. Literatürde pudralamanın tarama doğruluğuna olan etkisi net bir şekilde belirlenmemiştir (63).

Son araştırmalar, ağız içi tarayıcıların, sanal modellerin doğruluğunu artırmak için belirli bir hareketle kullanılmasının önemini vurgulamıştır. Özellikle konfokal tarayıcılarla yapılan çalışmalar, tarama yolunun verilerin doğruluğu üzerindeki etkisini in vivo ve in vitro ortamlarda göstermiştir (80). Taranan nesne, en uygun alanı tanımlamak için tarayıcı tarafından edinim alanının ortasına yerleştirilmelidir. Ayrıca, uygulayıcılar, sabit bir mesafe koruyarak ve kayıt sırasında dişlere merkezlenmiş akıcı bir hareketle tarama yapmalıdır. Kameranın, tarayıcıya ve kullanılan teknolojiye bağlı olarak, taranan yüzeye 5 ila 30 mm arasında tutulması önerilir. Ancak, cihazın ekseni değiştiğinde, örneğin anterior ve posterior bölgeler arasında geçiş yapıldığında, bu tutuş kısmen zor olabilir (81).

Ağız içi tarayıcılarda konfokal teknolojiyi kullananlar için, tüm alanın kapsanması istendiğinde üreticiler farklı stratejiler önermektedir. Bir strateji, önce tüm oklüzal-palatal yüzeylerin taranması ve daha sonra bukkal yüzeylerin izlenmesi için lineer bir hareket kullanmaktadır. Diğer bir strateji ise her dişin vestibüler, oklüzal ve lingual yüzeylerinde 'S' şeklinde bir süpürme hareketi uygulanmasıdır. Bu strateji, görüntü yakalama işlemini başlangıç pozisyonunda bitirerek uzaysal distorsiyonu sınırlar ve tek yönlü hataları engeller (80). Ancak, interproksimal alanların vestibüler bölgelerinde doğrusal ve dalgalı hareketlerde kesin sonuçlar veremeyebilir. Bu durum, klinisyenlerin interproksimal alanlar, prepere dişler, yüksek kavisli santral kesiciler, kanin çevresi ve axis değişimi gibi zorlu bölgelerde kendi klinik protokollerine uyum sağlamasını gerektirir. Ayrıca, özellikle anterior mandibular bölge gibi aşağı eğimli bölgelerde sıklıkla görülen görüntü işleme ile ilgili sorunlar da mevcuttur. Bu sınırlama, ağız içi tarayıcıların izleme ve yazılımının artan önemini vurgular (82). Bazı durumlarda, ölçü alımı sırasında, tarayıcının nesneye olan mesafesi veya tarama tekniği istenilen düzeyde olmayabilir örneğin, tarama hareketleri çok hızlı veya yavaş olabilir. Bu durumda, tarama bozulabilir. Tarama stratejisi, tarama takibinin kaybolduğu durumlarda yazılımın başlangıçta yeterli veriye sahip olabilmesi için posterior dişlerin oklüzal yüzeyleri gibi kolay bölgelerden başlamalıdır (63).

2.3.2.6. İntraoral tarayıcı teknolojilerinin doğrulukları:

2.3.2.6.a. Ağız içi tarayıcılarda doğruluğun tanımı: ISO 5725 standartlarına göre 'Accuracy' iki ölçüm ile değerlendirilir: 'Trueness ve Precision' (83,84). 'Trueness', birçok test sonucunun aritmetik ortalaması ile gerçek veya kabul edilen referans değeri arasındaki uyumu ifade eder. 'Precision' ise test sonuçları arasındaki tutarlılığı belirtir. Operatörün deneyim düzeyi, kullanılan ekipmanın kalibrasyonu, ölçümler arasındaki zaman farkı ve çevresel faktörler (örneğin sıcaklık, nem) gibi faktörler, tarayıcılar için bildirilen doğruluk ve hassasiyet değişkenliğine katkıda bulunabilir. Ancak, IOS için doğruluk ve hassasiyetin hesaplanması, kullanılan referansların kalitesi ve ölçüm tekniğinin sınırları nedeniyle bazı zorluklarla karşılaşabilir (85).

2.3.2.7. Dijital ölçü alma teknikleri:

2.3.2.7.a. Doğal diş destekli protez yapımında dijital ölçü alma yöntemi: Doğal dişlerin üzerine planlanan restorasyon öncesi dijital ölçü alımı, hazırlık yapılan dişin ve çevre dokuların doğru bir şekilde izole edilmesini gerektirir. Retraksiyon ve izolasyon işlemlerinin tamamlanmasının ardından tarama gerçekleştirilir ve dijital veri elde edilir (86).

2.3.2.7.b. İmplant destekli protezlerde dijital ölçü alma yöntemleri: Dijital olarak alınan implant dayanaklarının ölçüsü için, geleneksel ölçü yöntemlerinde kullanılan ölçü transfer parçalarının yerini, üreticiler kendi implantlarıyla uyumlu tarama parçalarıyla değiştirmiştir. Bu tarama parçaları 'scan body' gibi isimle literatürde yer almaktadır. Tarama parçaları, belirli bir geometri ve yüzey özelliklerine sahiptir ve dijital modele entegre edilerek implantın üç boyutlu pozisyonunun dijital modelde belirlenmesini sağlarlar. Bu sayede laboratuvar ortamında implantın pozisyonu, platform çapı ve çıkış profili gibi belirli ölçümlerin net bir şekilde alınması mümkün olur (9).

Dijital ölçü alırken ilk adım, tarama parçasının ağıza yerleştirilmesidir. Bu adımı, implant ve komşu diş dokularının dijital olarak ölçülmesi ve karşı çenenin ölçülmesi izler. Kullanılacak tarayıcıların, implant ölçüsünü alırken farklı protokolleri olabilir. Bazı firmalar, tarama parçası üzerinden tek aşamada ölçü alma olanağı sunarken, diğer firmalar tarama parçası kullanılarak ölçü alındıktan sonra tarama parçasını çıkarır ve implantın boynu görülecek şekilde implant çevresi yumuşak dokular ve implantın derinliği taranır. Bu kayıtlar alındıktan sonra tarama parçası çıkarılır ve hastadan maksimum

interküspidasyonda kapatması istenerek oklüzal kapanış alınır. Bu kayıtların alınması sırasında, hastanın maksimum interküspidasyonda kapanması ve doğal dişlerin periodontal ligaman içerisinde gömülü olması, gelecekte implant destekli restorasyonun çiğneme fonksiyonu sırasında aşırı yük altında kalmamasını sağlayacaktır. Dijital ölçünün alınmasından sonra, elde edilen veriler .stl formatında laboratuvara gönderilir ve üretim süreci başlatılır (87).

2.3.2.8. Geleneksel ve dijital ölçü sistemlerinde iş akışı: Dijital ve geleneksel sistemler karşılaştırıldığında, dijital sistemlerde insan müdahalesi azalır ve üretim süresi buna bağlı olarak kısalır. Dijital ölçülerin doğruluğu, üretilen protezin ağız içerisindeki uyumunu ve uzun vadeli başarısını doğrudan etkiler. Uyumlu olmayan bir alt yapı, implant destekli protezlerde çeşitli mekanik sorunlara ve komplikasyonlara neden olabilir. Bu sorunlar arasında protezin veya dayanak vidasının gevşemesi ya da sistemin bazı parçalarının kırılması gibi problemler yer alır (80,86,88).

Bu çalışmanın amacı, farklı maksiller dişsiz çenelerin dijital ölçüsünde kullanılan farklı ağız içi tarayıcı sistemlerin doğruluklarının karşılaştırılmasıdır. Çalışmanın hipotezi, "Farklı modellerde kullanılan farklı ağız içi tarayıcı sistemlerin doğrulukları arasında anlamlı bir fark gözlemlenmeyecektir" şeklinde belirlenmiştir.

3.GEREÇ YÖNTEM

Güncel ağız içi tarayıcı sistemlerinin etkinliğinin değerlendirilmesi amacı ile bu tez çalışmasında tam dişsiz iki adet maksiller çene modeli kullanıldı. Modellerden birine 4 adet paralel implant yerleştirildi. Bu iki model etkinliği ve güvenilirliği kanıtlanmış olan endüstriyel tarama cihazı ve yedi ayrı güncel ağız içi tarayıcı ile tarandı. Elde edilen veriler .stl formatında kaydedildi. Kaydedilen veriler tersine mühendislik programı kullanılarak (GoM Inspect, GOM GmbH, Almanya) bilgisayar ortamında çakıştırıldı, bulgular istatistik açıdan değerlendirildi.

3.1. REFERANS MODELİN HAZIRLANMASI

Tez çalışmamızda dişsiz bir maksillayı simüle eden model (Dental model, nissin dental products, kyoto, japan), model tarayıcısı (Shining 3D Ex Pro) ile tarandı. Tarama sonrası elde edilen .stl veriden iki adet total dişsiz reçine model üretildi. Model 1 total dişsiz model olarak kullanıldı. Model 2 de üst köpek dişi bölgesi (#13 ve #23) ve üst birinci premolar bölgesine (#15 ve #25) iki taraflı dört paralel dental implant (Medentika GmbH, Hugelsheim, Almanya) yerleştirildi. Titanyum multiunit abutmentler (Medentika GmbH) 25 Ncm torkla implantlara vidalandı.

Model 1: Total Dişsiz model

Model 2: 4 adet paralel dental implantın yerleştirildiği model

CP: Cerec Primescan IOS

T3: Trios3 IOS

T4: Trios4 IOS

T5: Trios5 IOS

M7: Mediti700 IOS

VV: Virtuo Vivo IOS

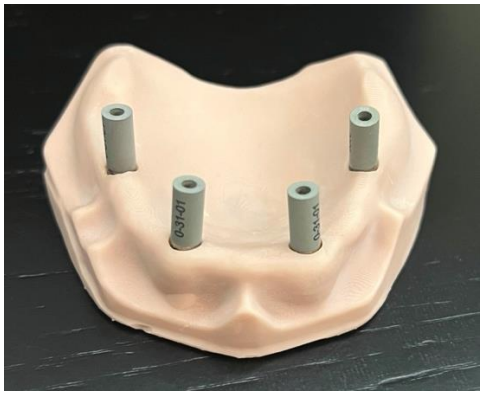
LM: iTero Lumina IOS



Şekil 3. 1: Çalışma modelleri

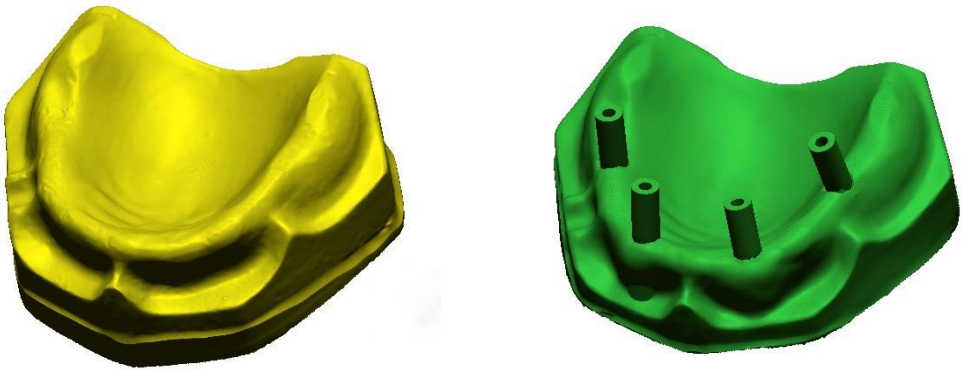
3.2 REFERANS TARAYICININ KULLANILMASI VE REFERANS VERİNİN ELDESİ

Çalışmamızda PEEK materyalinden yapılmış ve kendisine ait bir titanyum vidaya sahip Medentika tarama başlığı kullanıldı. Tarama başlığı referans model üzerine yerleştirilip Medentika firmasına ait bir anahtar kullanılarak 10 Ncm tork ile sıkıldı.



Şekil 3. 2: Tarama başlıkları yerleştirilmiş olan Model 2

Çalışmamızda kullanılacak iki modelin üretimi sonrasında, bu modeller, güvenilirliği bilimsel olarak kanıtlanmış, üstün bir tarama kabiliyetine sahip ve çalışmada kullanılan ağız içi tarayıcılardan çok daha hassas olan ATOS Core-80 (GOM GmbH, Braun- schweig, Germany) endüstriyel tarayıcısı ile tarandı.



Şekil 3. 3: Çalışma modellerinin .stl görüntüsü

Mevcut çalışmada kullanılan Atos (Zeiss, Oberkochen, Almanya) referans tarayıcı (Şekil 2.16), diğer benzer çalışmalarda referans tarayıcı olarak kullanılmıştır (58,89,90). Stereoskopik kamera sistemi dahil olmak üzere endüstriyel optik tarayıcı (ATOS Core-80; GOM GmbH), yüksek çözünürlük ve yüksek yoğunluklu tarama performansı elde edebilen bir cihazdır. Bu cihaz, ortada merkezlenmiş yapılandırılmış bir ışık projeksiyonu kullanan bir projektörle 2 ayrı kamerayı birleştirir. Ek olarak, cihaz ışık kaynağı olarak "Yenilikçi Üçlü Tarama" teknolojisini ve dar bantlı mavi ışığı kullanır.



Şekil 3. 4: Atos endüstriyel tarayıcı

3.3. MODELLERİN AĞIZ İÇİ TARAYICILARLA TARANMASI

Çalışmamızda kullandığımız taramaların hepsi tarayıcıların kendi kullanıcı talimatlarına uygun şekilde, oda aydınlatması altında ve tek bir operator tarafından gerçekleştirildi. Tarama sırasında kullanılan yazılımın güncel olmasına dikkat edildi. Taramalar her bir ağız içi tarayıcı için 5 kez tekrar edildi ve 5 adet .stl uzantılı model verisi elde edildi.



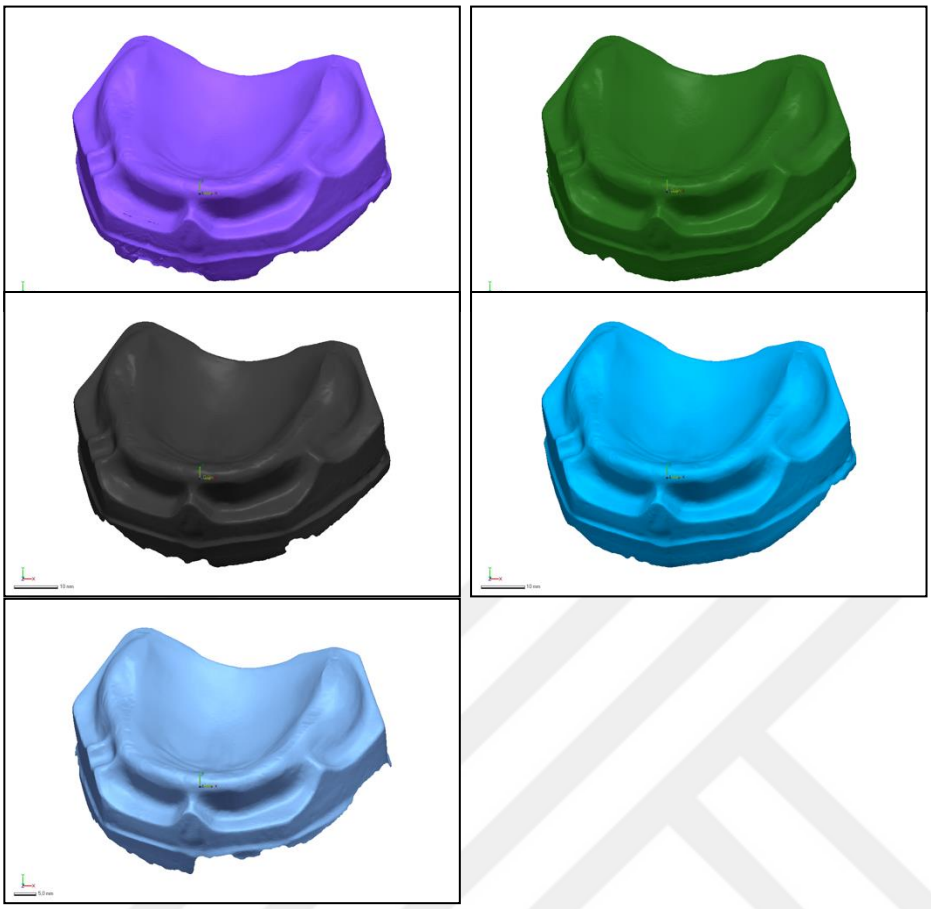
Şekil 3. 5: Model 2'nin CP tarayıcısı ile beşer kez taranmasıyla elde edilen .stl uzantılı dosyalar



Şekil 3. 6: Model 1'in CP tarayıcısı ile beşer kez taranmasıyla elde edilen .stl uzantılı dosyalar



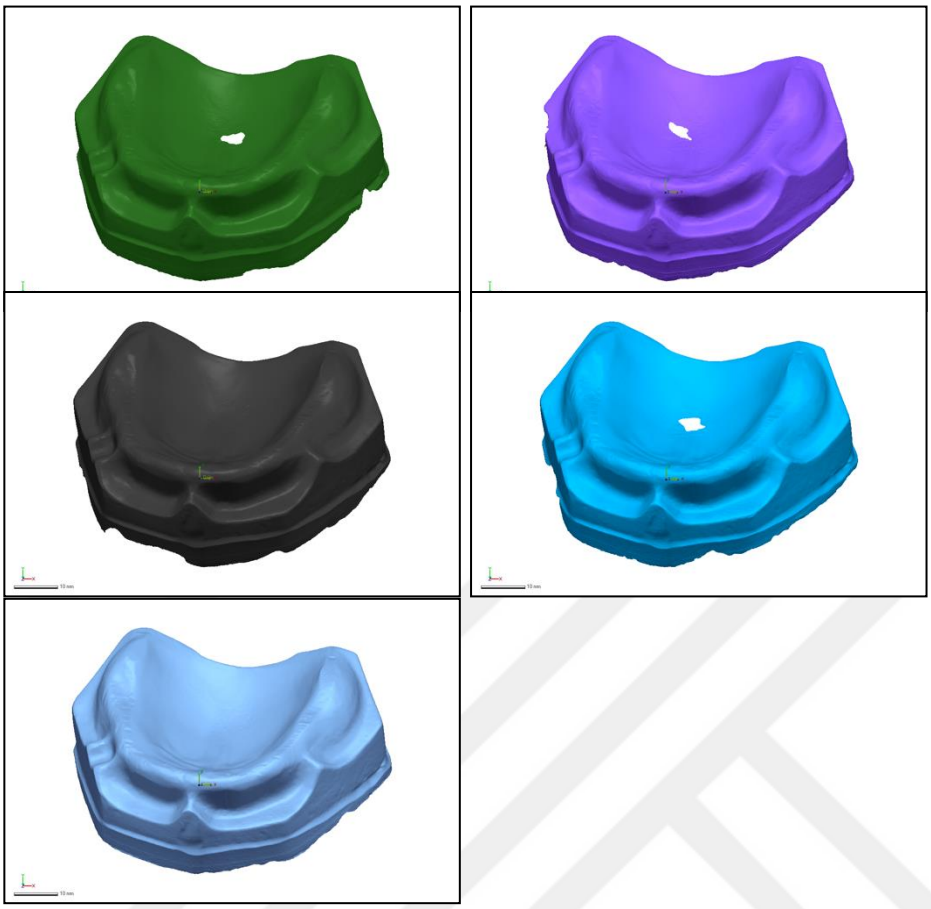
Şekil 3. 7: Model 2'nin LM tarayıcısı ile beşer kez taranmasıyla elde edilen .stl uzantılı dosyalar



Şekil 3. 8: Model 1'in LM tarayıcısı ile beşer kez taranmasıyla elde edilen .stl uzantılı dosyalar



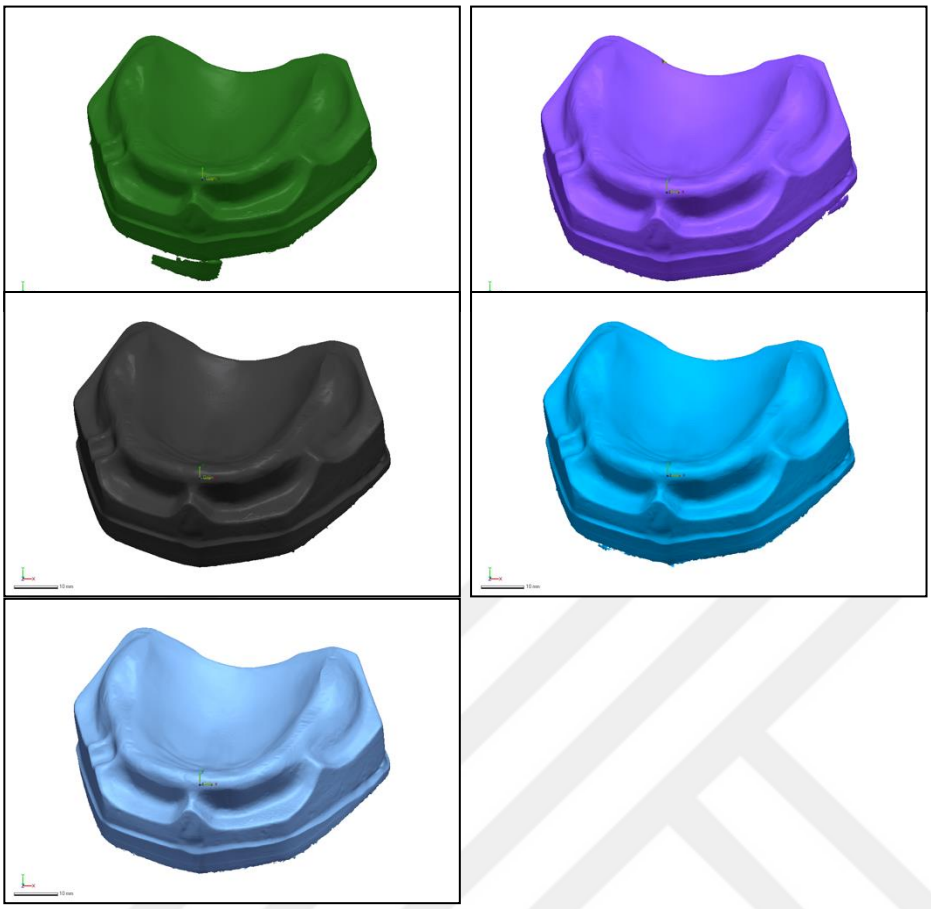
Şekil 3. 9: Model 2'nin M7 tarayıcısı ile beşer kez taranmasıyla elde edilen .stl uzantılı dosyalar



Şekil 3. 10: Model 1'in M7 tarayıcısı ile beşer kez taranmasıyla elde edilen .stl uzantılı dosyalar



Şekil 3. 11: Model 2'nin T3 tarayıcısı ile beşer kez taranmasıyla elde edilen .stl uzantılı dosyalar



Şekil 3. 12: Model 1'in T3 tarayıcısı ile beşer kez taranmasıyla elde edilen .stl uzantılı dosyalar



Şekil 3. 13: Model 2'nin T4 tarayıcısı ile beşer kez taranmasıyla elde edilen .stl uzantılı dosyalar



Şekil 3. 14: Model 1'in T4 tarayıcısı ile beşer kez taranmasıyla elde edilen .stl uzantılı dosyalar



Şekil 3. 15: Model 2'nin T5 tarayıcısı ile beşer kez taranmasıyla elde edilen .stl uzantılı dosyalar



Şekil 3. 16: Model 1'in T5 tarayıcısı ile beşer kez taranmasıyla elde edilen .stl uzantılı dosyalar



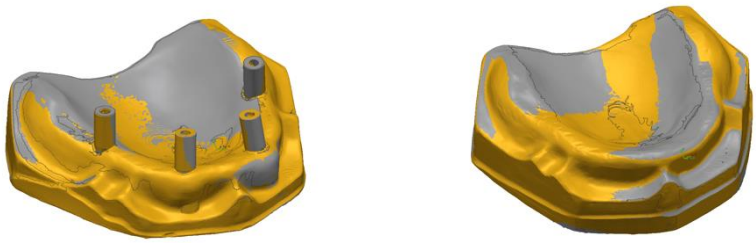
Şekil 3. 17: Model 2'nin VV tarayıcısı ile beşer kez taranmasıyla elde edilen .stl uzantılı dosyalar



Şekil 3. 18: Model 1'in VV tarayıcısı ile beşer kez taranmasıyla elde edilen .stl uzantılı dosyalar

3.4. SANAL MODELLERİN ÇAKIŞTIRILMASI VE ÖLÇÜMLERİN YAPILMASI

Çalışmada kullanıcağımız iki modelin Atos ve tüm ağız içi tarayıcılarla taranması sonucu elde edilen .stl verilerin tamamı Geomagic Control X (Geomagic,ABD) yazılımına aktarıldı. İlk olarak veriler kaba çakıştırma, sonrasında ise hassas çakıştırma seçeneği ile iki model içinde teker teker çakıştırıldı. Hassas çakıştırma seçeneğinde ise iki model içinde referans veri ve deney grubu verilerinin en iyi eşleşeceği şekilde ayarlandı.



Şekil 3. 19: Hassas çakıştırmanın gerçekleştiği referans ve deney verisi

Çakıştırma sonrası Geomagic Control X yazılımda renk haritası özelliği (3D Deviation – Color Map) özelliği kullanıldı. İki model için de 3 boyutlu sapma miktarı ile uyumlu renk haritaları oluşturuldu.

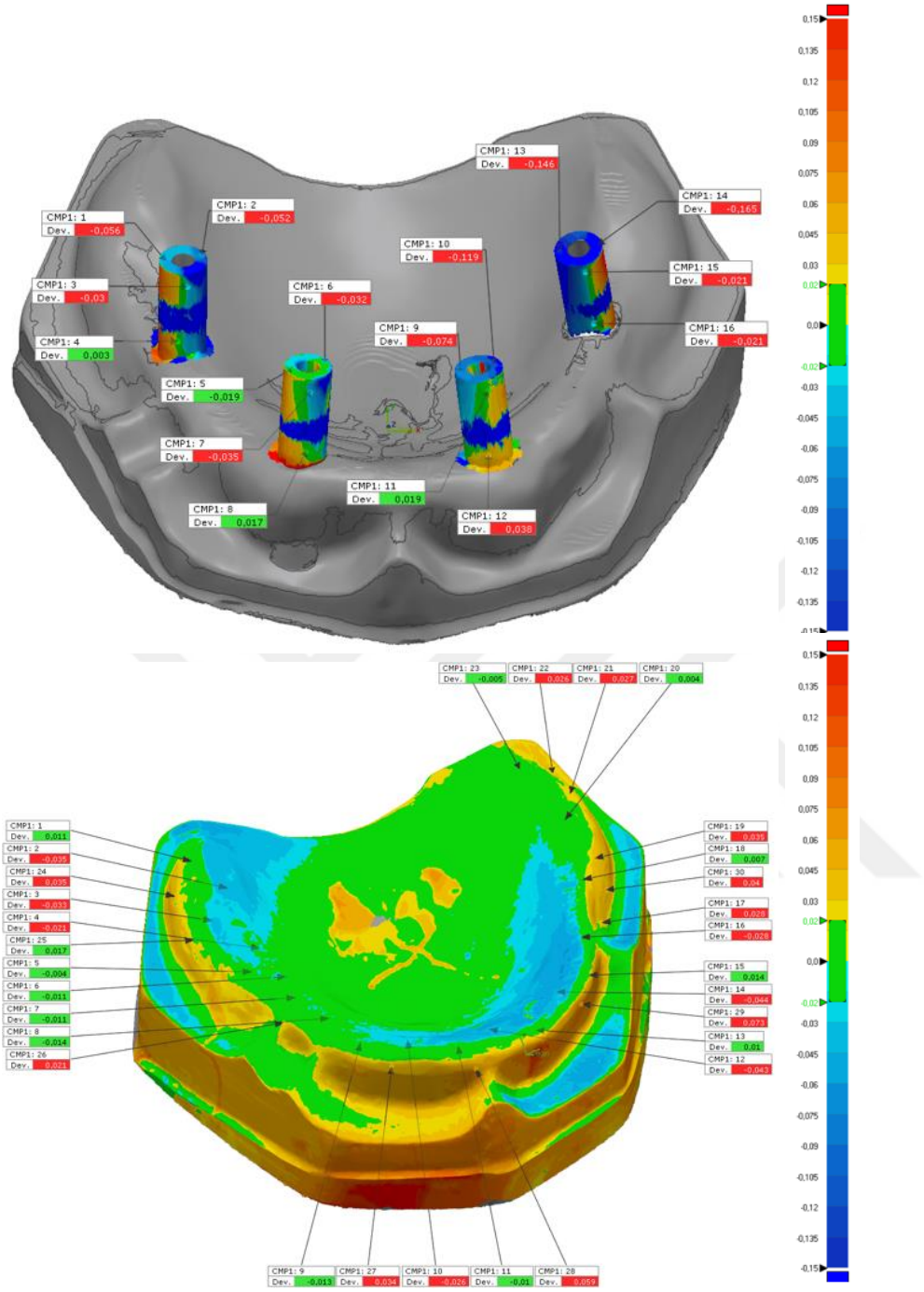
Renk haritasında, belirli bir skalaya göre yerleştirilmiş renkler bulunmaktadır. Yeşil renk, ideal uyumun sağlandığını belirtirken, kırmızı ve mavi renkler sırasıyla negatif ve pozitif sapma miktarını göstermektedir. En koyu kırmızı alanlar, sapmanın en fazla ve negatif olduğu bölgeleri işaret ederken, en koyu mavi alanlar ise en az ve pozitif sapma miktarının olduğu bölgeleri göstermektedir. Bu durumda, negatif sapma miktarına sahip alanlar referans ölçüden daha dar, pozitif sapma miktarına sahip olanlar ise referans değerden daha geniş olarak değerlendirilebilir. Dijital ölçümlerde kullanılan dar ve geniş terimleri, geleneksel ölçülerde yaygın olarak kullanılan ölçünün büzülerek küçülmesi ve ölçünün genişlemesi kavramlarının alternatifleridir.

Çalışmamızda renk haritası için kullanılan sınır değer, Amerikan Diş Hekimliği Birliği'nin elastomerik ölçü malzemelerinin özelliklerine dair yayımladığı 19 No'lu Şartname temel alınarak belirlendi (91).

Renk skalasında yeşille gösterilen ±20 mikron değerindeki alan ideal olarak kabul edilirken koyu mavi ve koyu kırmızı ile gösterilen ±150 mikron kabul edilebilir ölçü değeridir.

Geomagic Control X yazılımı, 3 boyutlu sapma miktarını hesaplamak için RMS (Root Mean Square) yöntemini kullanır. Bu yöntem, tüm düzlemlerdeki sapma miktarlarını üç boyutlu olarak hesaplarken ortalama sapmanın karesinin karekökü sonucunu alır ve matematiksel bir değere dönüştürür.

Tüm veriler için renk haritası oluşturuldu ve modellerdeki sapma miktarları belirlendi, istatistiksel olarak değerlendirildi.



Şekil 3. 20: Ölçüm noktalarının modeller üzerindeki görüntüsü

3.5. VERİLERİN İSTATİSTİKSEL OLARAK DEĞERLENDİRİLMESİ

İstatistiksel analizler, ilgili veriler kullanılarak IBM SPSS 25 (Statistical Package for the Social Sciences) yazılımı (Armonk, New York, ABD) ile gerçekleştirildi. Bu çalışmada verilen tanımlayıcı istatistikler (ortalama, standart sapma, medyan, minimum,

maksimum) verilmiştir. Normal dağılım varsayımı Shapiro Wilk testi ile, varyans homojenliği Levene testi ile değerlendirilmiştir. Normallik varsayımının karşılandığı durumlarda bağımsız iki grubun karşılaştırılmasında Bağımsız Örneklem T testi, varsayımın karşılanmadığı durumlarda ise Mann Whitney U testi uygulanmıştır. Normal dağılıma sahip olan bağımsız üç ve daha fazla grubun karşılaştırılması için ANOVA testi ve normal dağılım olmadığında ise Kruskal Wallis testi kullanılmıştır. Farkı yaratan grup ya da grupların ortaya çıkartılması için Post Hoc Bonferroni ve Düzeltilmiş Bonferroni testleri yapılmıştır. Hassasiyetin incelenmesinde değişim katsayısı kullanılmıştır..

4.BULGULAR

Yaptığımız çalışmada, referans veri ile deney gruplarının verilerinin çakıştırılması sonucunda elde edilen yüzey sapmalarının ortalaması hesaplandı ve bu değerler istatistiksel olarak analiz edildi. Değerlendirme sırasında dikkate alınan parametreler, ölçümlerdeki 3 boyutlu sapmanın belirlenerek kullanıldığı doğruluk, ayrıca değişkenlik katsayısının kullanıldığı deney gruplarının kendi içlerindeki tutarlılığını gösteren hassasiyettir.

Tablo 4. 1: Cihazlara göre doğruluğun incelenmesi(mm)

Ağız içi tarayıcılar	Model 1		Model 2			
	Min.-Maks.	Ort±S.S.(M.)	Min.-Maks.	Ort±S.S.(M.)	Test İstatistiği	p
CP	0,02-0,04	0,032±0,008(0,03)	0,06-0,33	0,206±0,131(0,23)	2,967‡	0,041*
LM	0,01-0,03	0,02±0,007(0,02)	0,01-0,02	0,018±0,004(0,02)	-0,516	0,069
M7	0,02-0,04	0,03±0,007(0,03)	0,01-0,03	0,014±0,009(0,01)	-2,228	0,032*
T3	0,02-0,04	0,03±0,007(0,03)	0,17-1,2	0,59±0,548(0,23)	-2,652	0,008*
T4	0-0,03	0,016±0,011(0,02)	0-0,03	0,016±0,011(0,02)	0,000‡	1
T5	0,01-0,06	0,03±0,02(0,02)	0,02-0,11	0,05±0,037(0,04)	1,054‡	0,323
VV	0,03-0,06	0,044±0,011(0,04)	0-0,04	0,01±0,017(0)	-2,249	0,032*
Test İstatistiği	3,120†		25,466			
p	0,043*		<0,001*			

*p<0,05, ‡: Bağımsız Örneklem T testi ve †: ANOVA testi

Min: Minimum, Maks: Maksimum, Ort: Ortalama, S.S: Standart Sapma, M: Medyan, mm: Mikrometre

CP tarayıcısının Model 2'de doğruluk değerleri 0,06-0,33 birim arasında değişmekte olup ortalama 0,206±0,131 birimdir, Model 1'de ise doğruluk değerleri 0,02-0,04 birim arasında değişmekte olup ortalama 0,032±0,008 birimdir.

LM tarayıcısının Model 2'de doğruluk değerleri 0,01-0,02 birim arasında değişmekte olup ortalama 0,018±0,004 birimdir, Model 1'de ise doğruluk değerleri 0,01-0,03 birim arasında değişmekte olup ortalama 0,02±0,007 birimdir.

M7 tarayıcısının Model'2 de doğruluk değerleri 0,01-0,03 birim arasında değişmekte olup ortalama 0,014±0,009 birimdir, Model 1'de ise doğruluk değerleri 0,02-0,04 birim arasında değişmekte olup ortalama 0,03±0,007 birimdir.

T3 tarayıcısının Model'2 de doğruluk değerleri 0,17-1,2 birim arasında değişmekte olup ortalama 0,59±0,548 birimdir, Model 1'de ise doğruluk değerleri 0,02-0,04 birim arasında değişmekte olup ortalama 0,03±0,007 birimdir.

T4 tarayıcısının Model'2 de doğruluk değerleri 0-0,03 birim arasında değişmekte olup ortalama 0,016±0,011 birimdir, Model 1'de ise doğruluk değerleri 0-0,03 birim arasında değişmekte olup ortalama 0,016±0,011 birimdir.

T5 tarayıcısının Model'2 de modelinde doğruluk değerleri 0,02-0,11birim arasında değişmekte olup ortalama 0,05±0,037 birimdir, Model 1'de ise doğruluk değerleri 0,01-0,06 birim arasında değişmekte olup ortalama 0,03±0,02 birimdir.

VV tarayıcısının Model'2 de doğruluk değerleri 0-0,04 birim arasında değişmekte olup ortalama 0,01±0,017 birimdir, Model 1'de ise doğruluk değerleri 0,03-0,06 birim arasında değişmekte olup ortalama 0,044±0,011 birimdir.

4.1. DOĞRULUĞUN DEĞERLENDİRİLMESİNE AİT BULGULAR

Gruplara göre normal dağılan sapma değerlerinin karşılaştırılmasında Bağımsız Örneklem T, Mann Whitney U, ANOVA ve Kruskal Wallis testleri uygulanmıştır. Ağız içi tarayıcılar için yapılan analizler sonucunda CP, M7, T3 ve VV tarayıcılarında modellere göre sapma miktarları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklar belirlenmiştir ($p<0,05$). CP ve T3 tarayıcılarında Model 2'deki sapma değerleri Model 1'deki sapma değerlerinden yüksektir. M7 ve VV tarayıcılarında Model 1'deki sapma değerleri Model 2'deki sapma değerlerinden yüksektir. LM, T4 ve T5 tarayıcılarında modellere göre sapma miktarları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklar elde edilmemiştir ($p>0,05$).

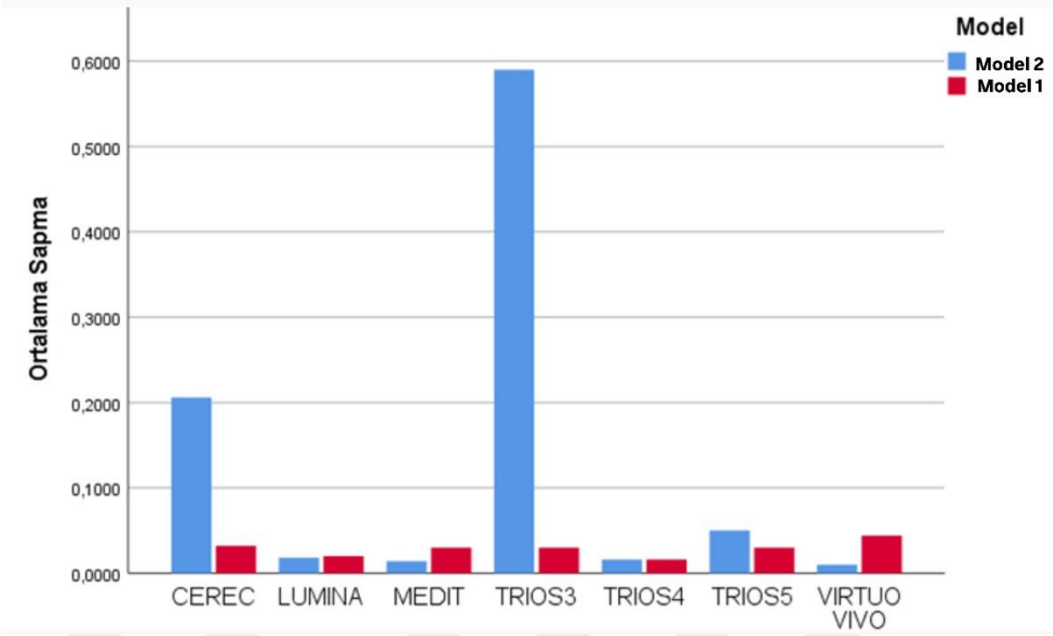
Ağız içi tarayıcılar için yapılan analizler sonucunda Model 2 ve Model 1'deki tarayıcılara göre sapma miktarları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklar tespit edilmiştir ($p<0,05$). Model 2 için yapılan Bonferroni testlerine göre VV ile CP ve T3 tarayıcıları arasında ve M7 ve T3 tarayıcıları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklar bulunmuştur ($p=0,016$, $p=0,005$ ve $p=0,025$). CP ve T3 tarayıcıların sapma değerleri, VV tarayıcısının sapma değerinden yüksektir. T3 tarayıcısının sapma değeri, M7 tarayıcısının sapma değerinden yüksektir.

Model 1 için yapılan Bonferroni testlerine göre VV ile LM ve T4 tarayıcıları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklar gözlenmiştir ($p=0,045$ ve $p=0,010$). VV tarayıcısının sapma değeri, LM ve T4 tarayıcıların sapma değerinden yüksektir.

Tablo 4. 2: Doğruluk değerine ilişkin post-hoc analizler ve Bonferroni sonuçları(mm)

Model 1		Ortalamalar Farkı	Standart Hata	p	%95 Alt sınır	%95 Üst sınır
CP	LM	0,012	0,007	1	-0,012	0,036
	M7	0,002	0,007	1	-0,022	0,026
	T3	0,002	0,007	1	-0,022	0,026
	T4	0,016	0,007	0,673	-0,008	0,04
	T5	0,002	0,007	1	-0,022	0,026
	VV	-0,012	0,007	1	-0,036	0,012
LM	M7	-0,01	0,007	1	-0,034	0,014
	T3	-0,01	0,007	1	-0,034	0,014
	T4	0,004	0,007	1	-0,02	0,028
	T5	-0,01	0,007	1	-0,034	0,014
	VV	-0,024	0,007	0,045*	-0,048	0
M7	T3	0	0,007	1	-0,024	0,024
	T4	0,014	0,007	1	-0,01	0,038
	T5	0	0,007	1	-0,024	0,024
	VV	-0,014	0,007	1	-0,038	0,01
T3	T4	0,014	0,007	1	-0,01	0,038
	T5	0	0,007	1	-0,024	0,024
	VV	-0,014	0,007	1	-0,038	0,01
T4	T5	-0,014	0,007	1	-0,038	0,01
	VV	-0,028	0,007	0,010*	-0,052	-0,004
T5	VV	-0,014	0,007	1	-0,038	0,01
Model 2		Ortalamalar Farkı	Standart Hata	p	%95 Alt sınır	%95 Üst sınır
CP	LM	0,188	0,135	0,372	-0,263	0,639
	M7	0,192	0,135	0,074	-0,259	0,643
	T3	-0,384	0,135	1	-0,835	0,067
	T4	0,19	0,135	0,184	-0,261	0,641
	T5	0,156	0,135	1	-0,295	0,607
	VV	0,196	0,135	0,016*	-0,255	0,647
LM	M7	0,004	0,135	1	-0,447	0,455
	T3	-0,572	0,135	0,146	-1,023	-0,121
	T4	0,002	0,135	1	-0,449	0,453
	T5	-0,032	0,135	1	-0,483	0,419
	VV	0,008	0,135	1	-0,443	0,459
M7	T3	-0,576	0,135	0,025*	-1,027	-0,125
	T4	-0,002	0,135	1	-0,453	0,449
	T5	-0,036	0,135	1	-0,487	0,415
	VV	0,004	0,135	1	-0,447	0,455
T3	T4	0,574	0,135	0,067	0,123	1,025
	T5	0,54	0,135	1	0,089	0,991
	VV	0,58	0,135	0,005*	0,129	1,031
T4	T5	-0,034	0,135	1	-0,485	0,417
	VV	0,006	0,135	1	-0,445	0,457
T5	VV	0,04	0,135	0,768	-0,411	0,491

*p<0,05



Şekil 4. 1: Tarayıcılara göre doğruluk değerleri Histogram grafiği

4.2. HASSASİYETİN DEĞERLENDİRİLMESİNE AİT BULGULAR

Model ve tarayıcılar için değişim miktarlarının dağılımları verilmiş ve karşılaştırılmasında Bağımsız Örneklem T, Mann Whitney U, ANOVA ve Kruskal Wallis testleri yapılmıştır. Tarayıcılar için yapılan analizler sonucunda T3'ün modellere göre değişim miktarları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark saptanmıştır ($p<0,05$). Model 2 ölçümleri model 1 ölçümlerinden yüksektir. CP, M7, LM, T4, T5 ve VV tarayıcılarının modellere göre değişim miktarları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklar elde edilmemiştir ($p>0,05$).

Ağız içi tarayıcılar için yapılan analizler sonucunda Model 1'de tarayıcıların değişim miktarları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklar tespit edilmiştir ($p<0,05$). Model 1 için yapılan Bonferroni testlerine göre LM ile CP ve M7 arasında istatistiksel olarak anlamlı farklar tespit edilmiştir ($p=0,039$ ve $p=0,035$). CP ve M7 ölçümleri LM ölçümlerinden yüksektir. Model 2'nin değişim miktarları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark elde edilmemiştir ($p>0,05$).

Tablo 4. 3: Tarayıcılara göre hassasiyetin incelenmesi (mm)

	Model 1		Model 2			
Cihazlar	Min.-Maks.	Ort.±S.S.(M.)	Min.-Maks.	Ort.±S.S.(M.)	Test İstatistiği	p
CP	0,001-0,006	0,003±0,002(0,003)	0,002-0,077	0,04±0,037(0,04)	-1,476	0,151
LM	0-0,001	0±0(0)	0-0	0±0(0)	-1,000‡	0,347
M7	0,001-0,006	0,004±0,002(0,004)	0-0,003	0,002±0,001(0,001)	-1,591	0,151
T3	0,002-0,006	0,003±0,002(0,002)	0,007-0,037	0,019±0,012(0,019)	-2,912‡	0,020*
T4	0-0,001	0,001±0(0,001)	0-0,001	0±0,001(0)	-1,265‡	0,242
T5	0,001-0,005	0,003±0,002(0,003)	0-0,014	0,005±0,005(0,004)	-0,525	0,69
VV	0-0,003	0,001±0,001(0,001)	0-0,001	0±0(0)	-2,191‡	0,06
Test İstatistiği	19,918		2,776†			
p	0,003*		0,064			

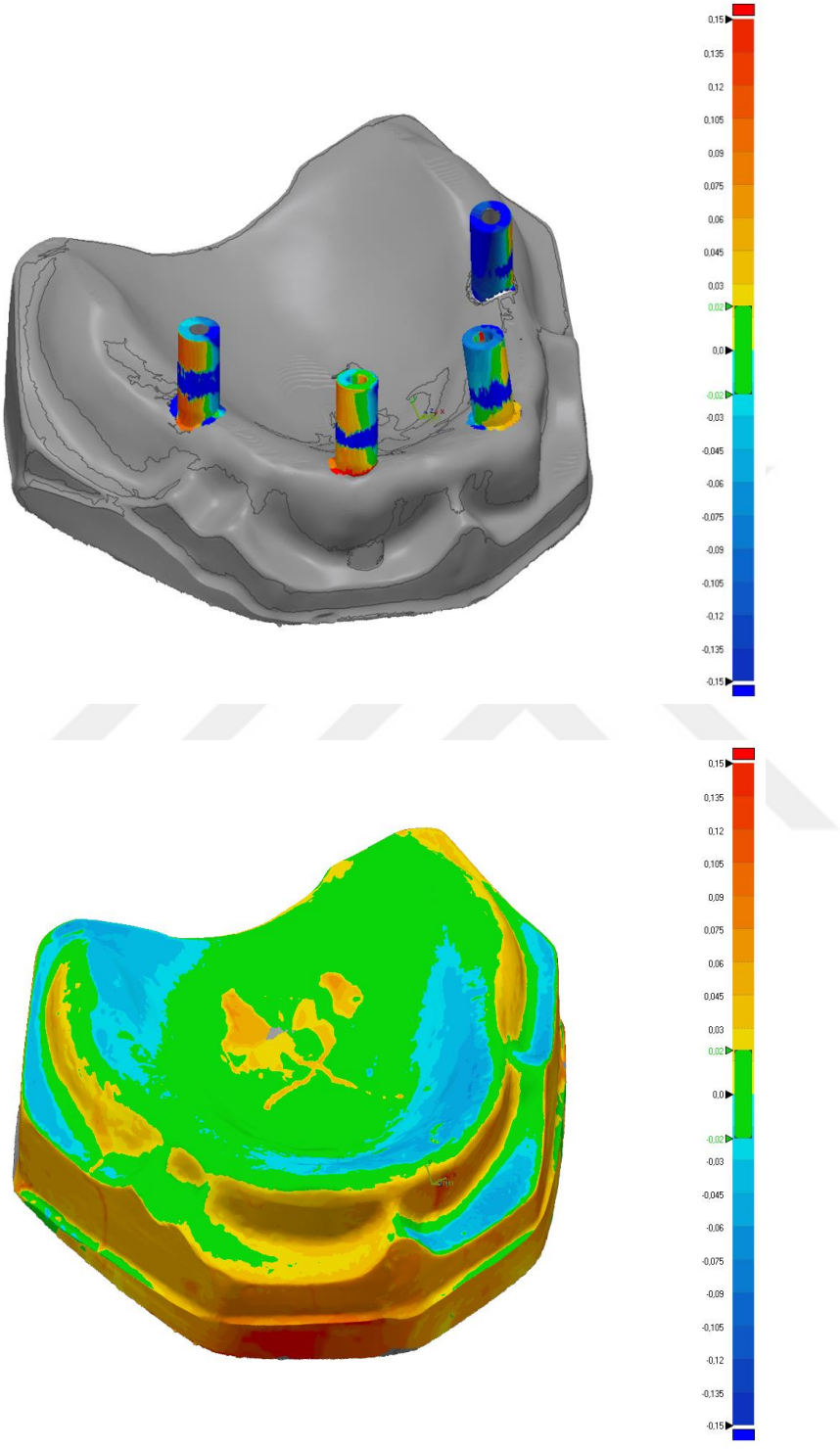
*p<0,05, ‡: Bağımsız Örneklem T testi ve †: ANOVA testi

Min: Minimum, Maks: Maksimum, Ort: Ortalama, S.S: Standart Sapma, M: Medyan, mm: Mikrometre

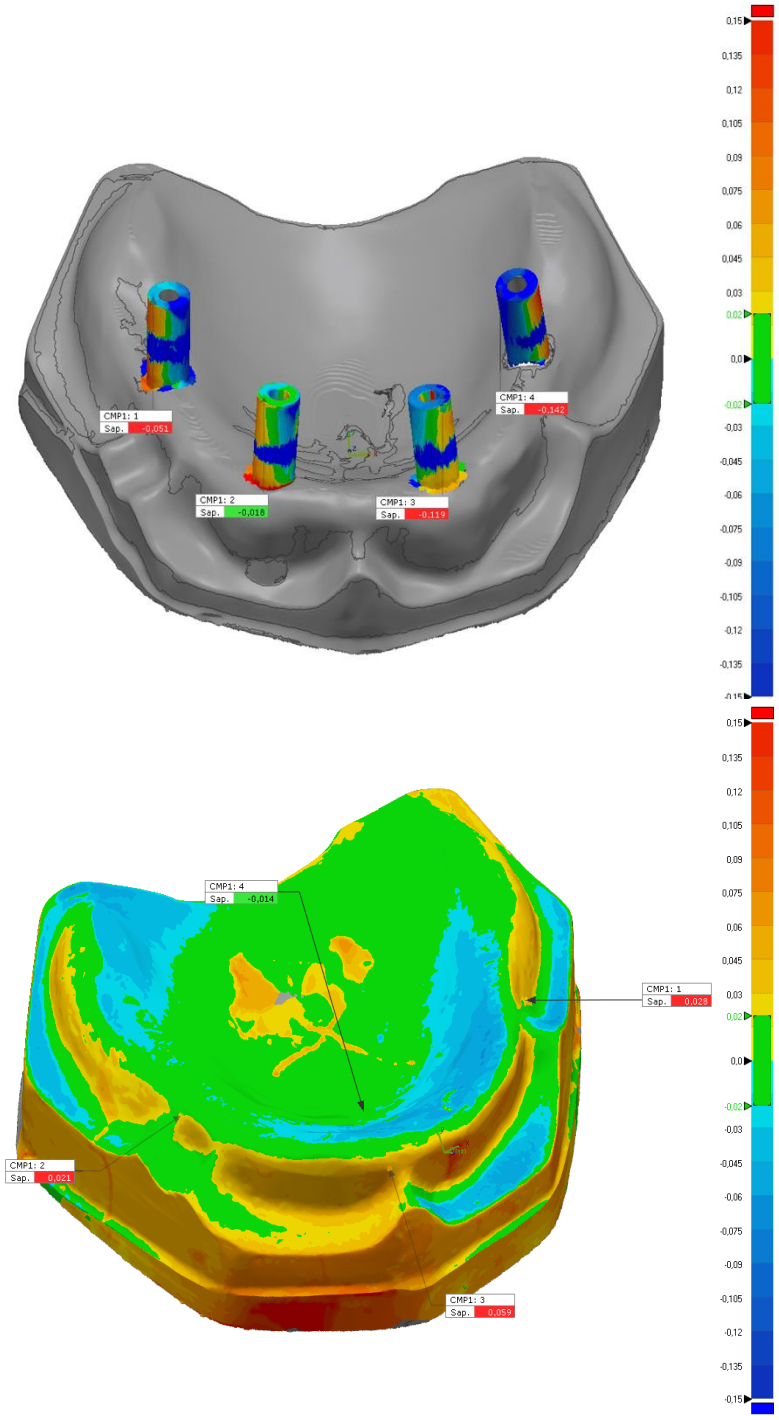
4.3. RENK HARİTALARINA DAİR BULGULAR

Çalışmamızda referans ve çalışma modellerinin çakıştırılması yapıldıktan sonra Geomagic Control X (Geomagic, Amerika Birleşik Devletleri) yazılımının 3 boyutlu Renk haritası özelliği kullanılmıştır. Renk haritasının limit değerleri kullanıcı tarafından ±150 mikrona ayarlanarak üst sınır limitine yaklaştığında kırmızı alt sınır limitine yaklaştığında mavi renk olmaktadır. ±20 mikron limitinde sapma gösteren alanlar ise yeşil renk ile ifade edilmektedir. Renk haritasında yeşil renk ideal uyumun sağlandığını belirtirken, kırmızı ve mavi renkler sırasıyla negatif ve pozitif sapma miktarını göstermektedir. Negatif sapma miktarına sahip alanlar referans ölçüden daha dar, pozitif sapma miktarına sahip alanlar ise referans ölçüden daha geniş olarak değerlendirilebilir.

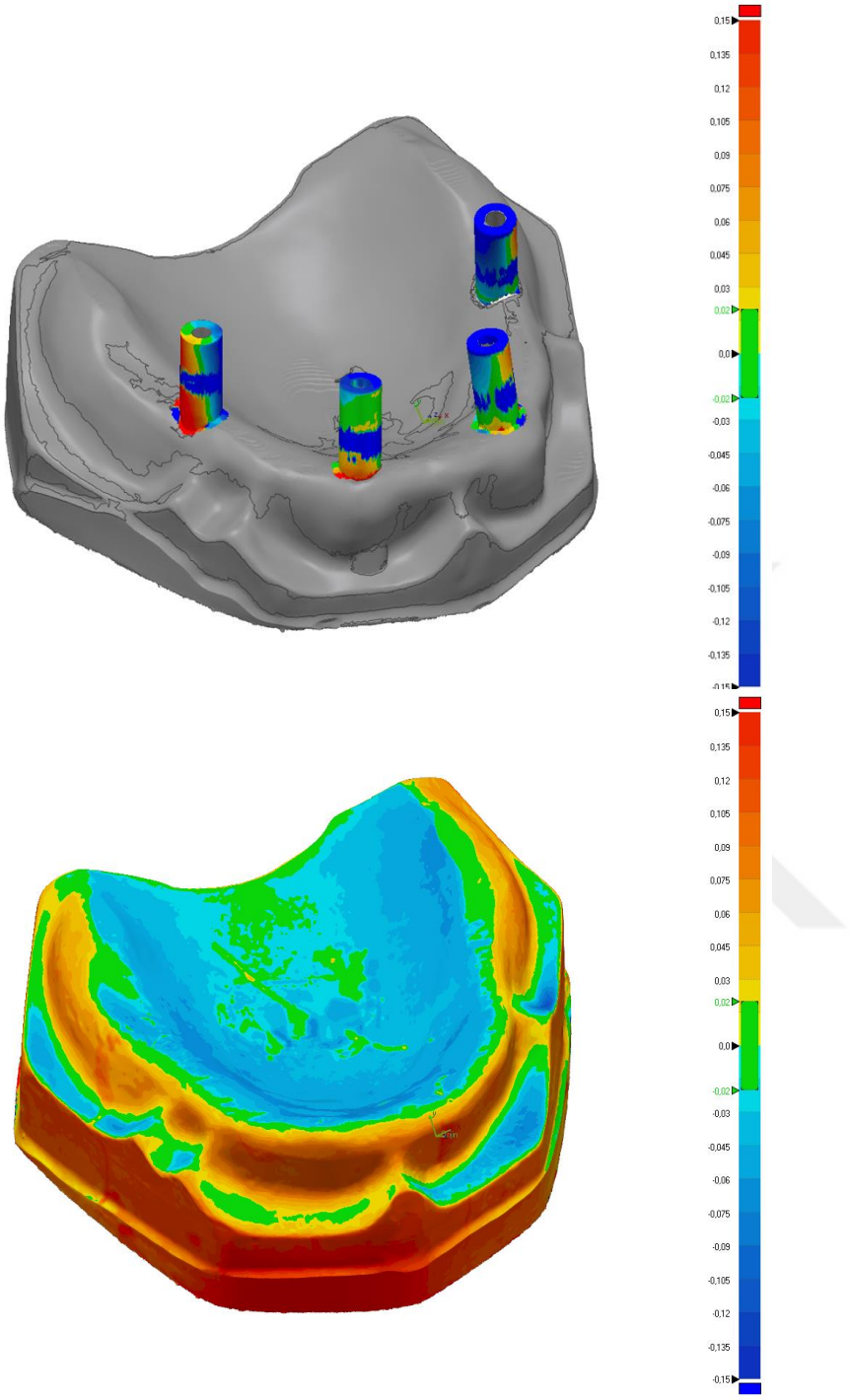
4.3.1. Cerec Primescan tarayıcısına ait renk haritaları



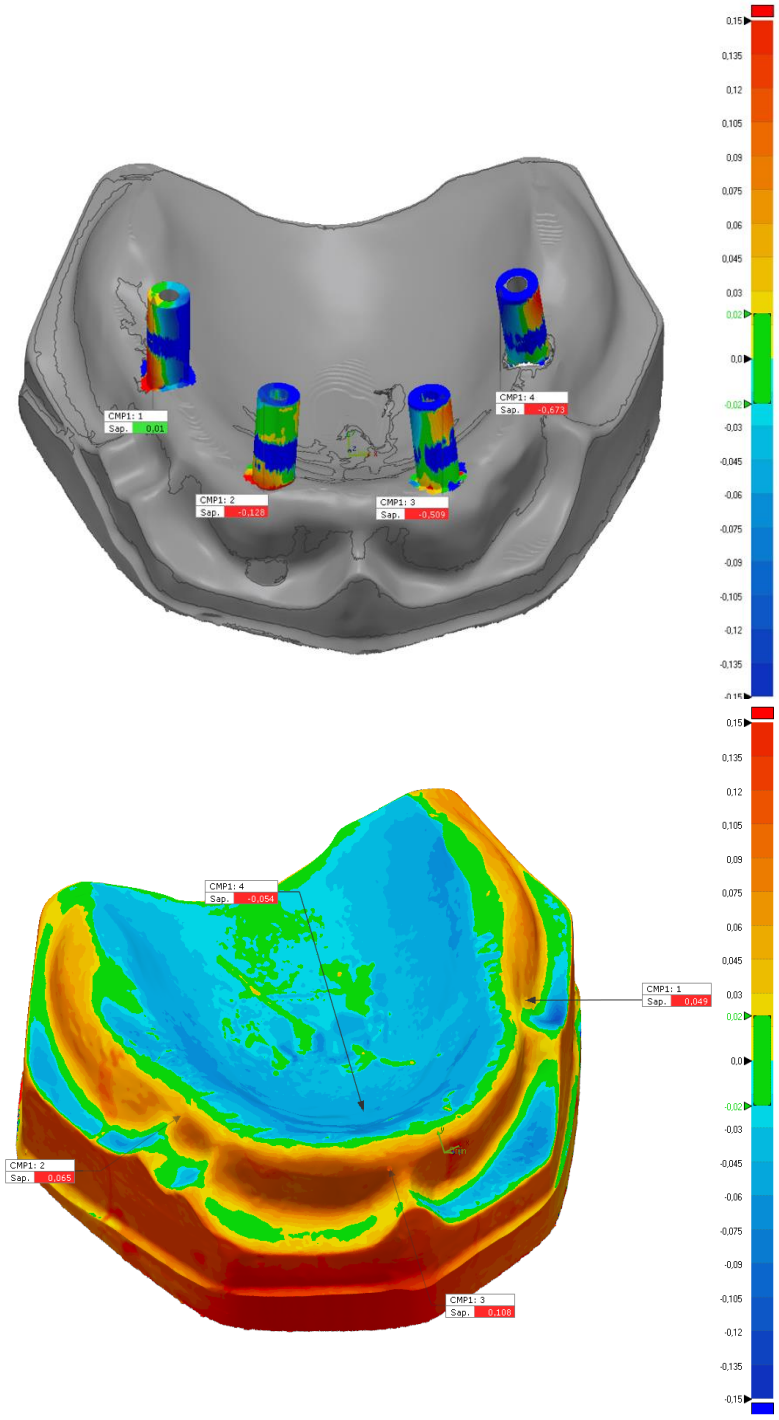
Şekil 4. 2: CP ile alınan birinci ölçünün renk haritası



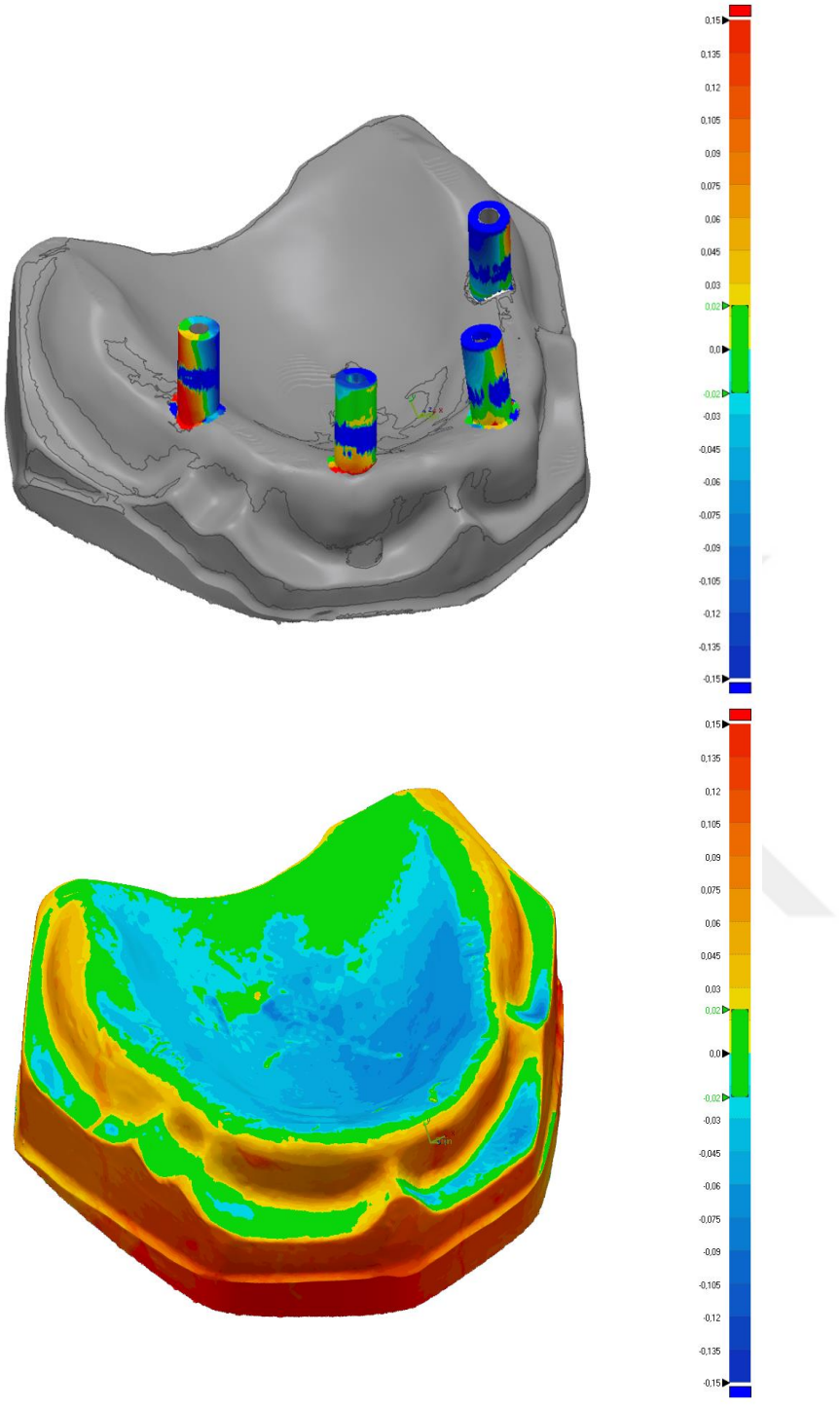
Şekil 4. 3: CP ile alınan birinci ölçünün sapma değerleri



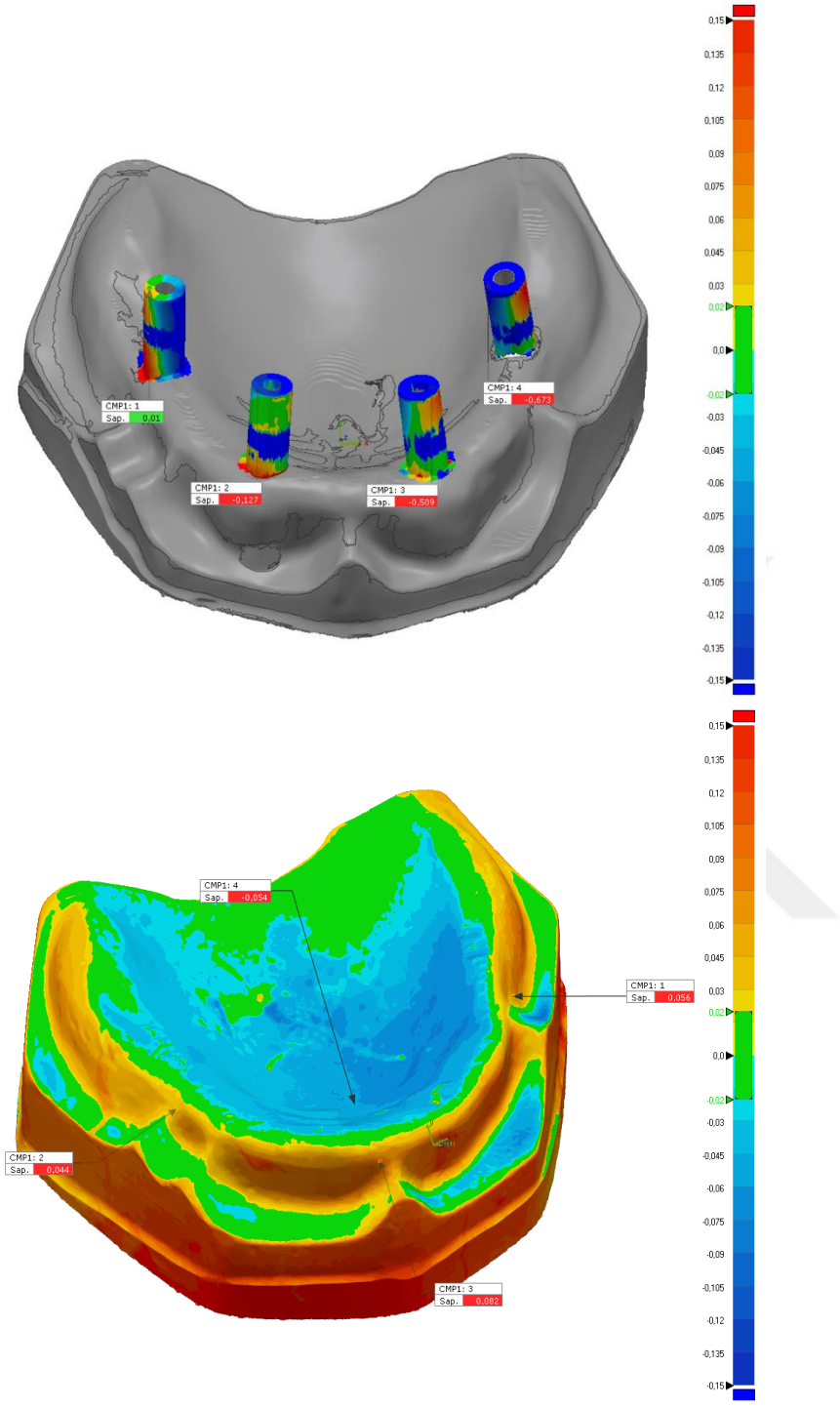
Şekil 4. 4: CP ile alınan ikinci ölçünün renk haritası



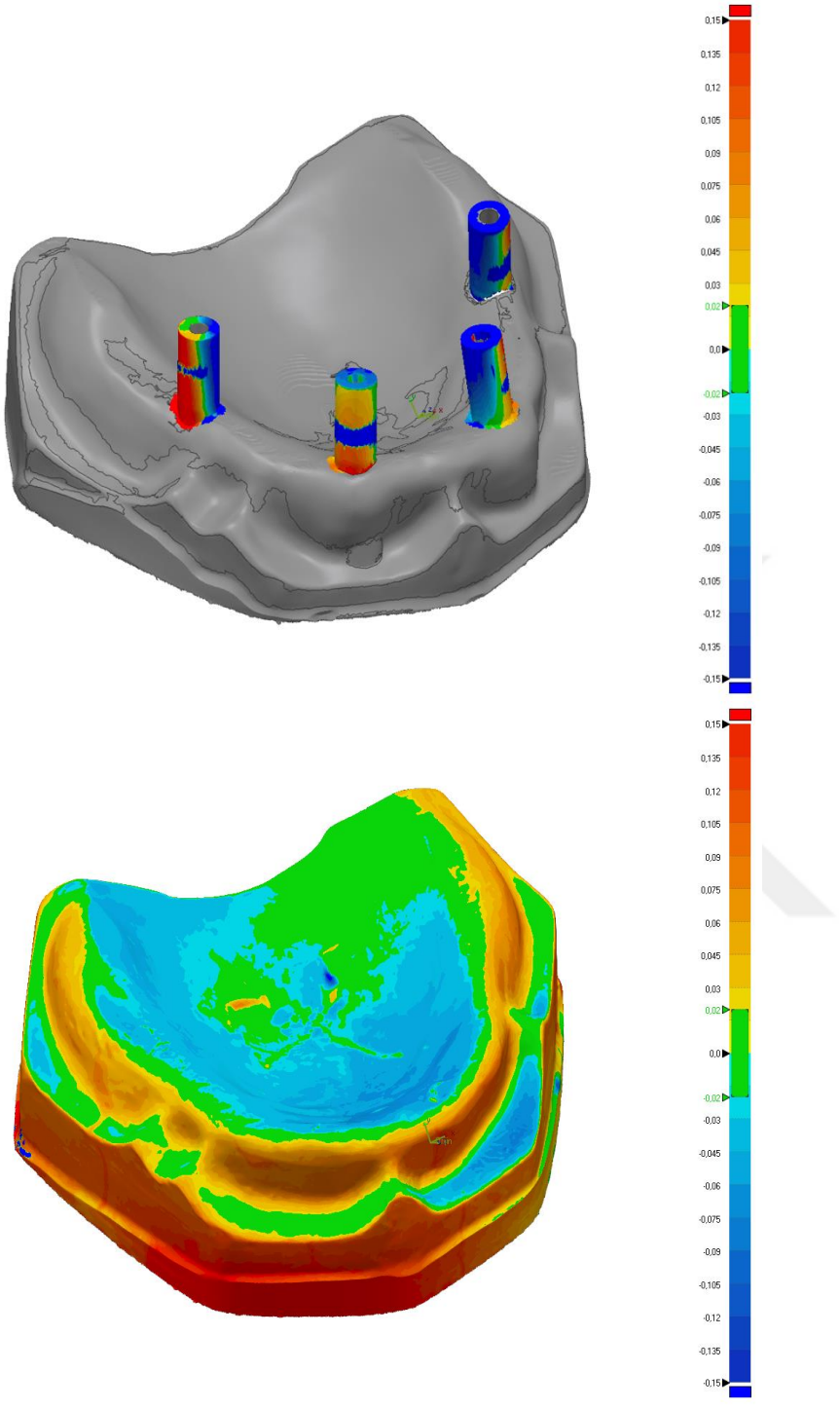
Şekil 4. 5: CP ile alınan ikinci ölçünün sapma değerleri



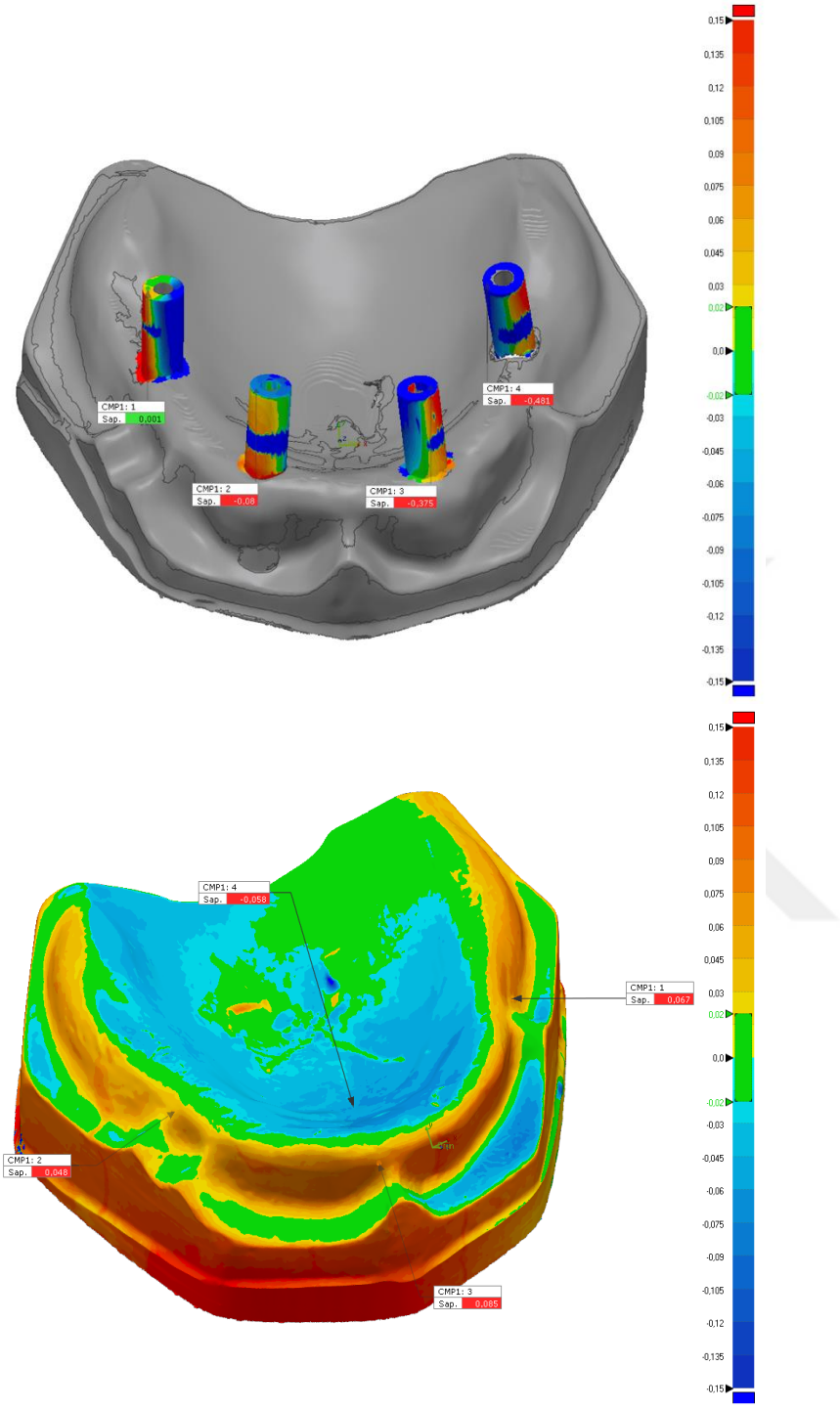
Şekil 4. 6: CP ile alınan üçüncü ölçünün renk haritası



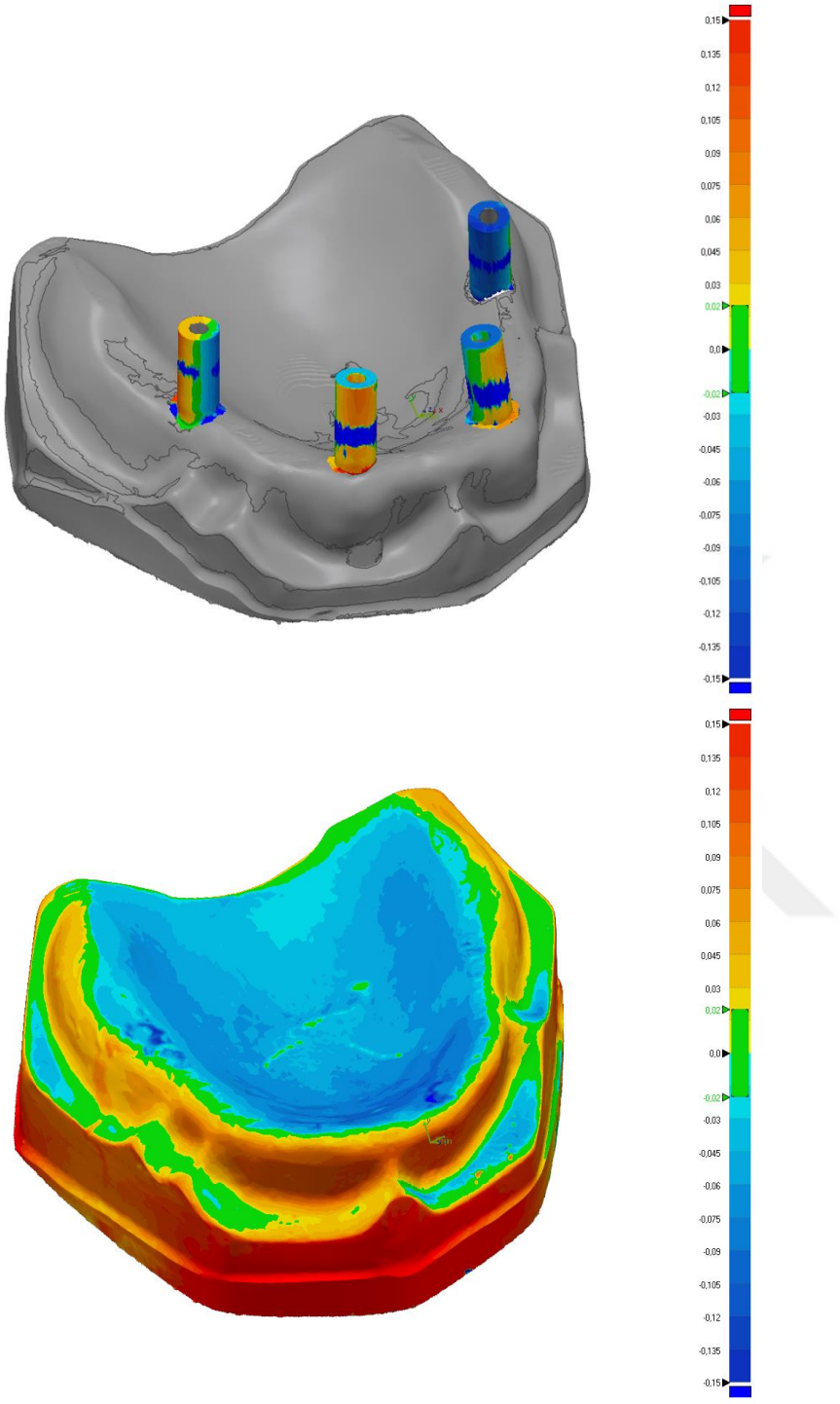
Şekil 4. 7: CP ile alınan üçüncü ölçünün sapma değerleri



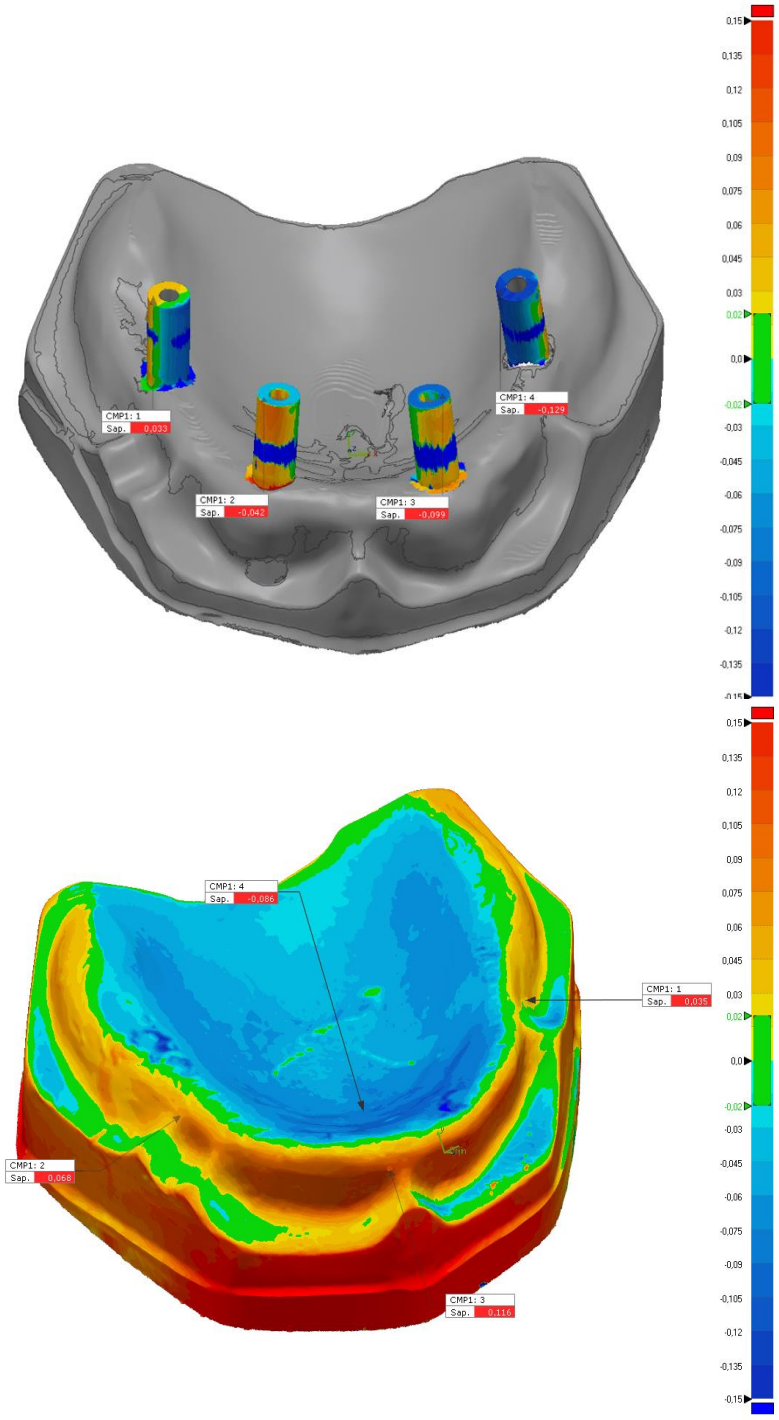
Şekil 4. 8: CP ile alınan dördüncü ölçünün renk haritası



Şekil 4. 9: CP ile alınan dördüncü ölçünün sapma değerleri

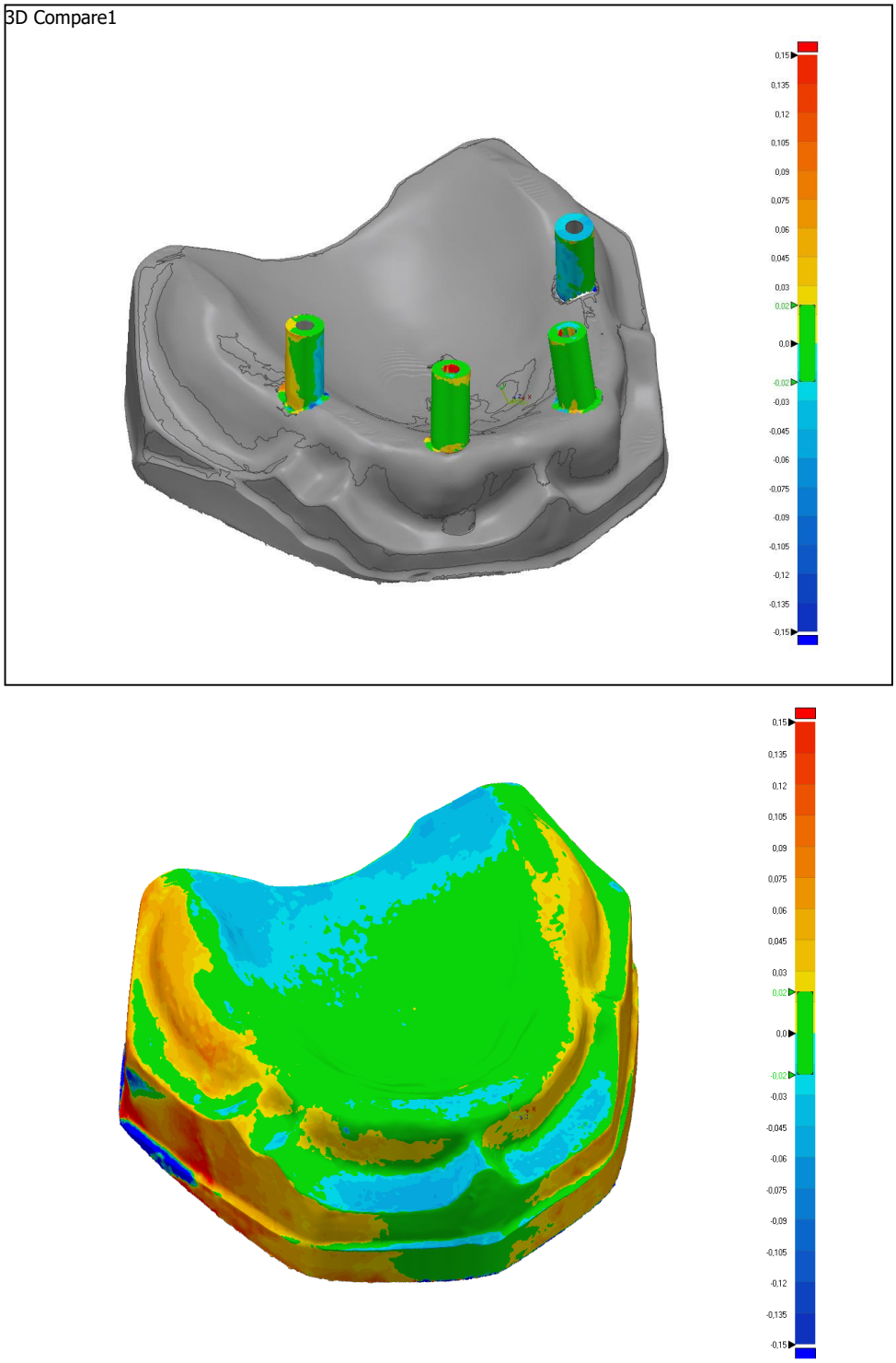


Şekil 4. 10: CP ile alınan beşinci ölçünün renk haritası

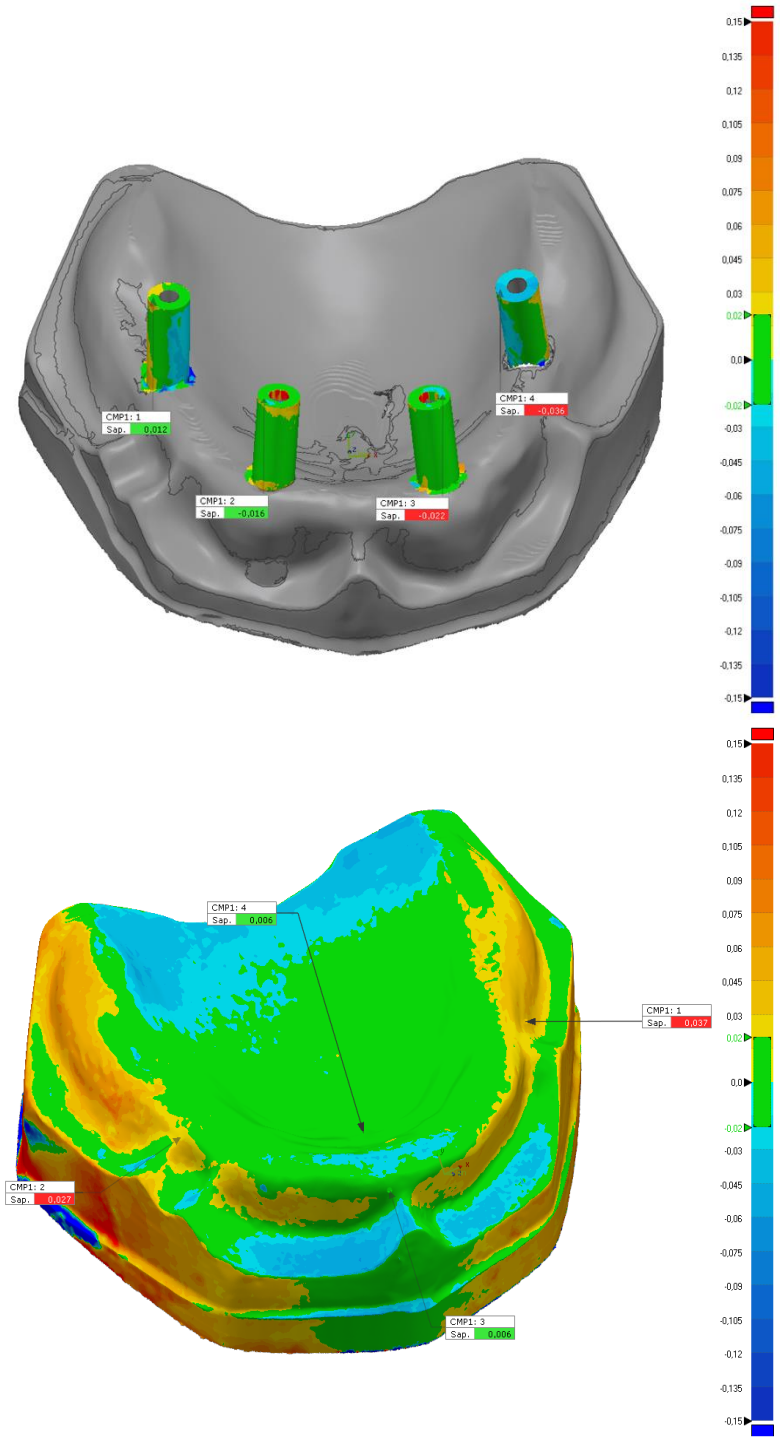


Şekil 4. 11: CP ile alınan beşinci ölçünün sapma değerleri

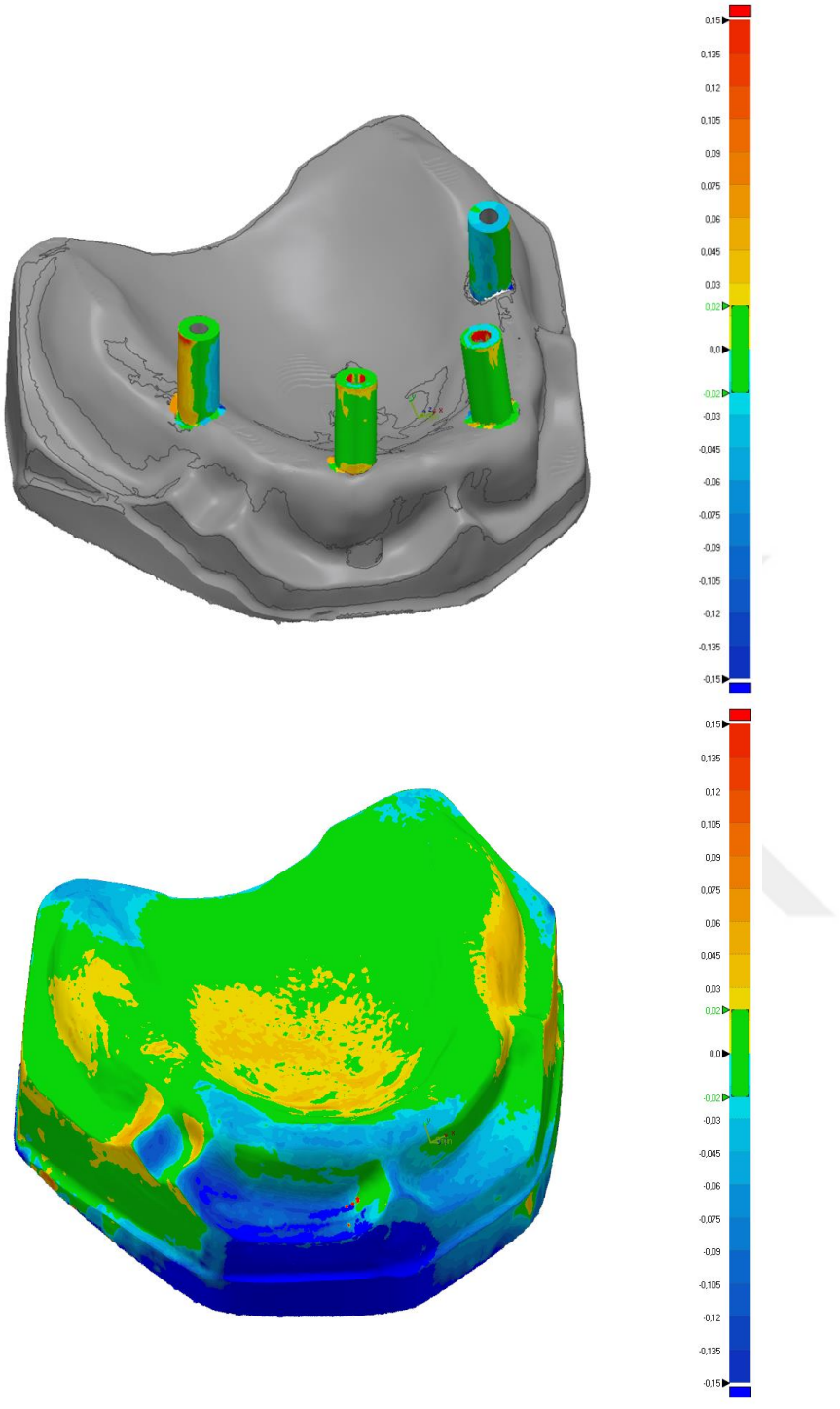
4.3.2. Lumina tarayıcısına ait renk haritaları



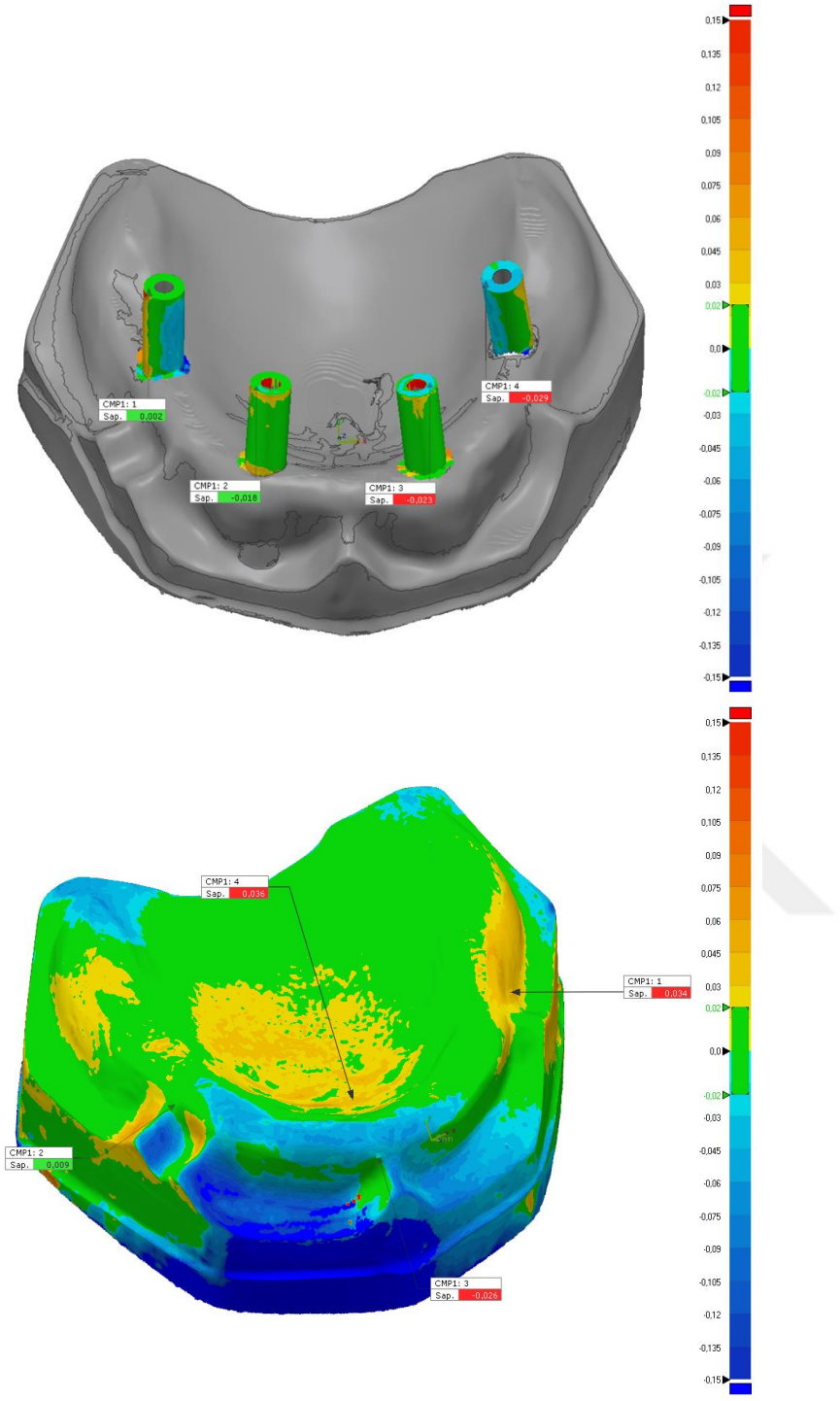
Şekil 4. 12: LM cihazı ile alınan birinci ölçünün renk haritası



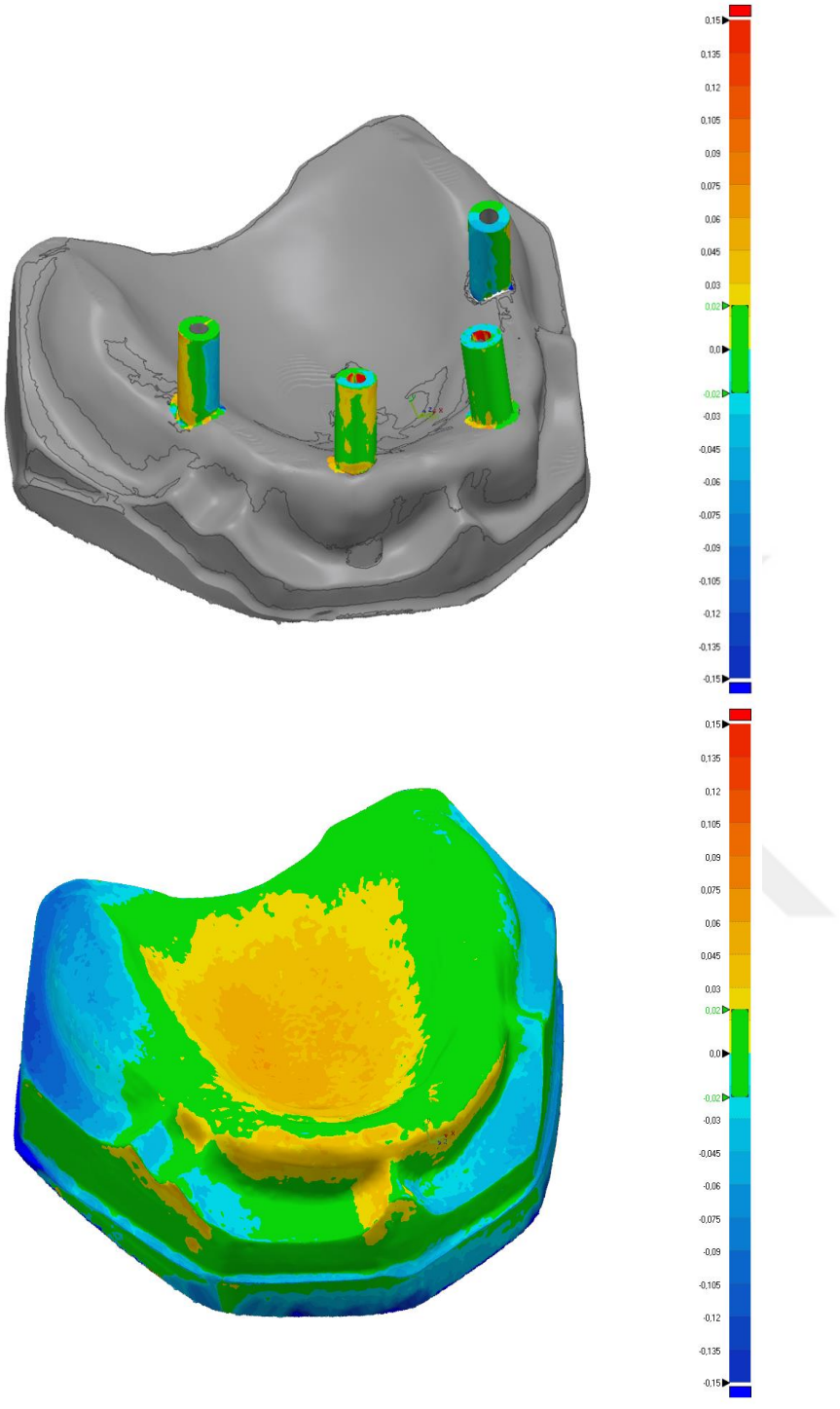
Şekil 4. 13: LM cihazı ile alınan birinci ölçünün sapma değerleri



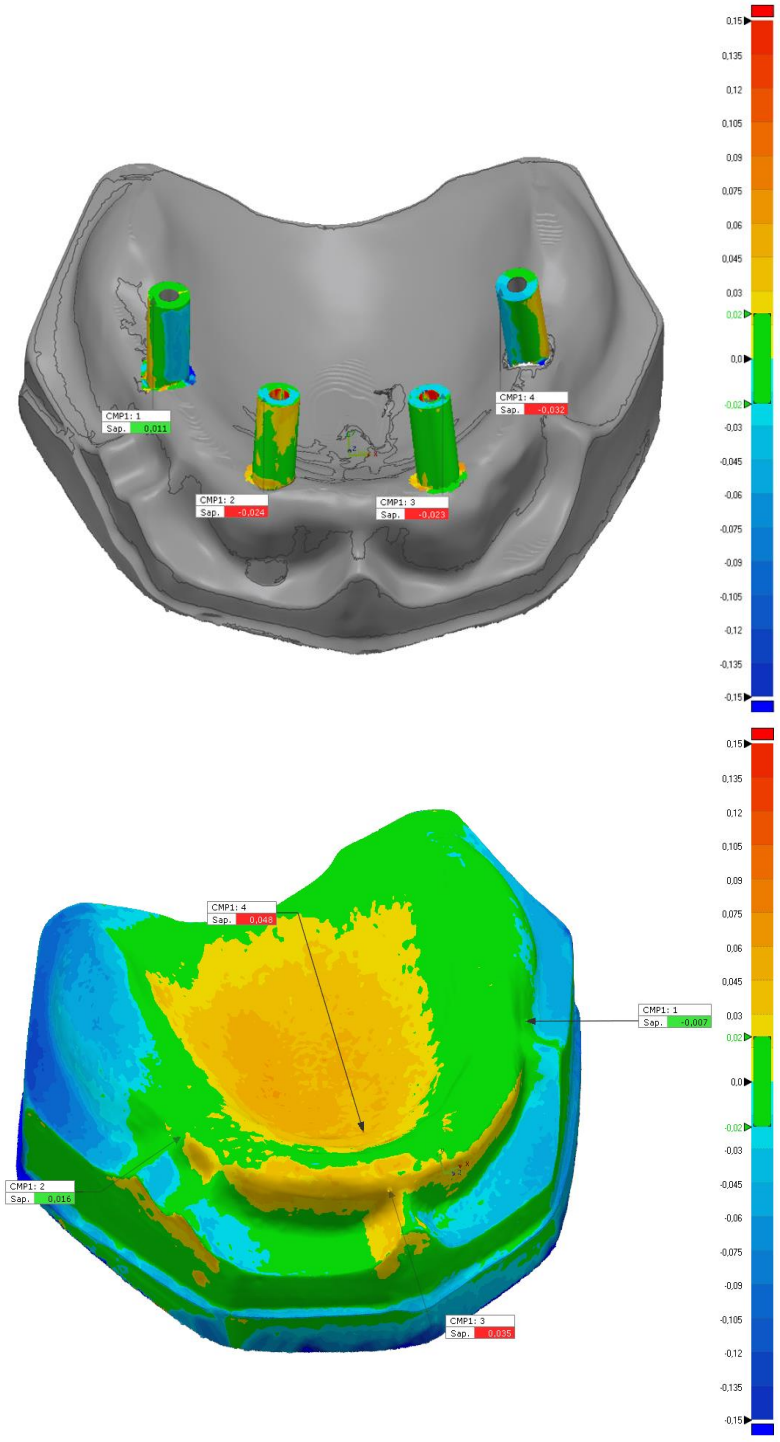
Şekil 4. 14: LM cihazı ile alınan ikinci ölçünün renk haritası



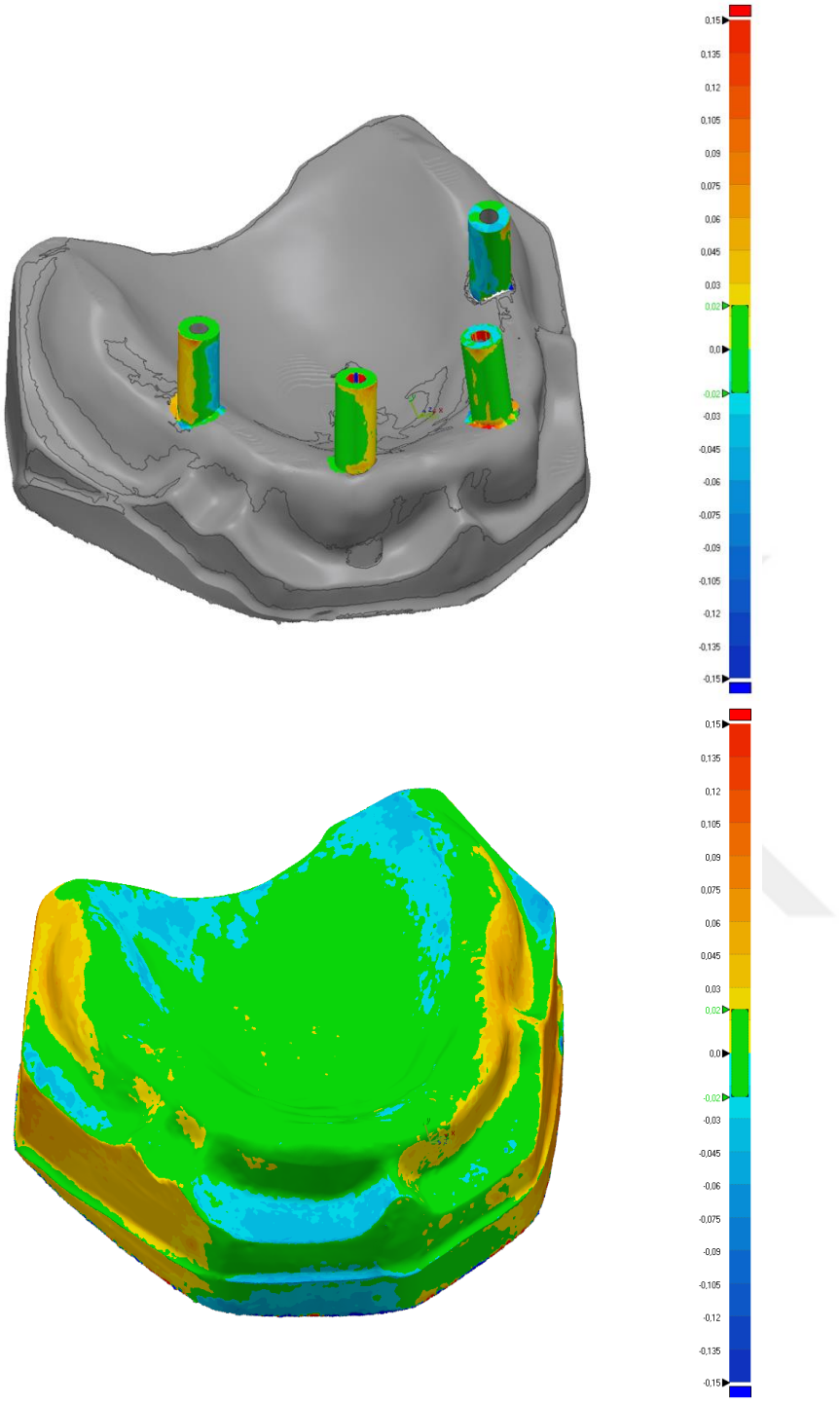
Şekil 4. 15: LM cihazı ile alınan ikinci ölçünün sapma değerleri



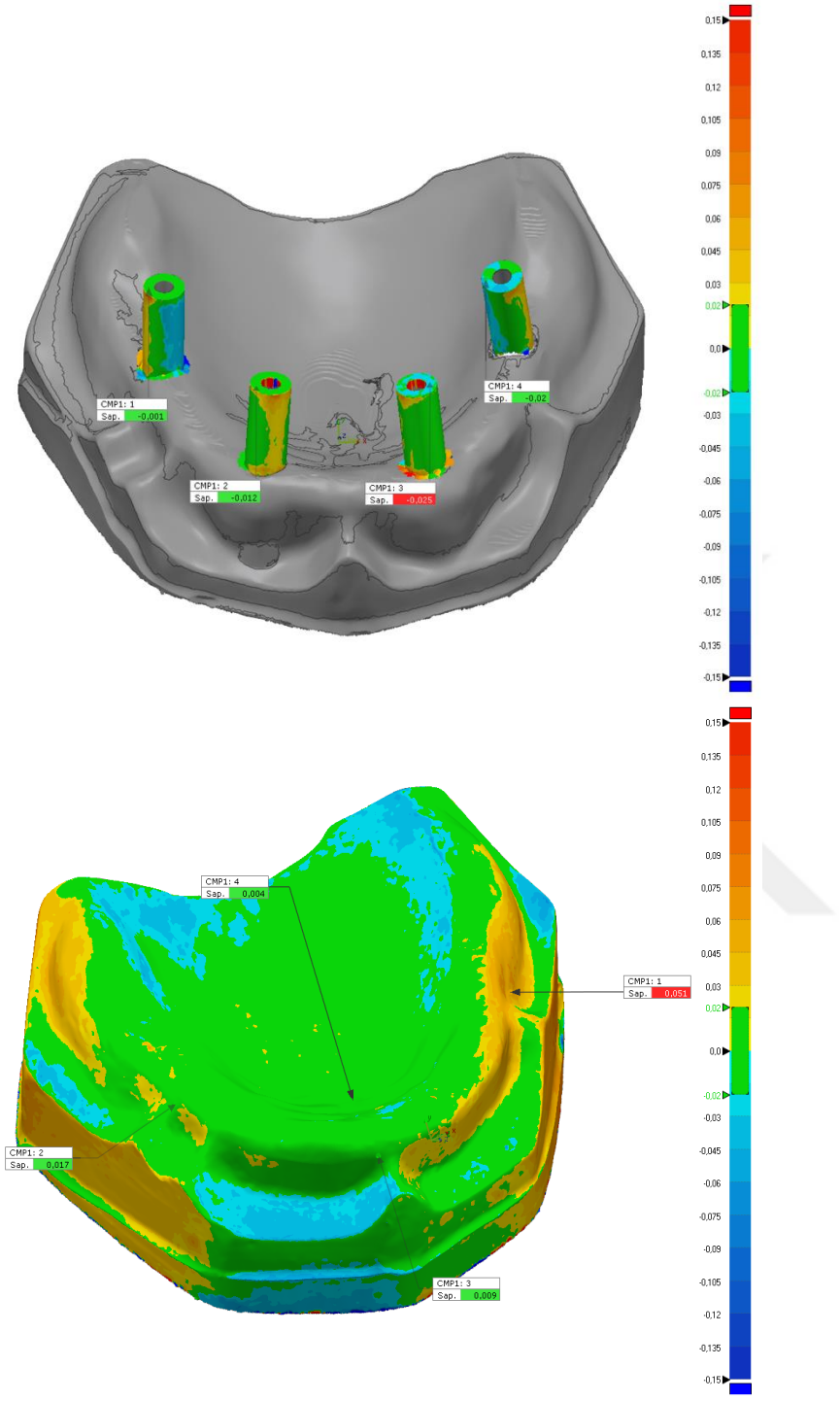
Şekil 4. 16: LM cihazı ile alınan üçüncü ölçünün renk haritası



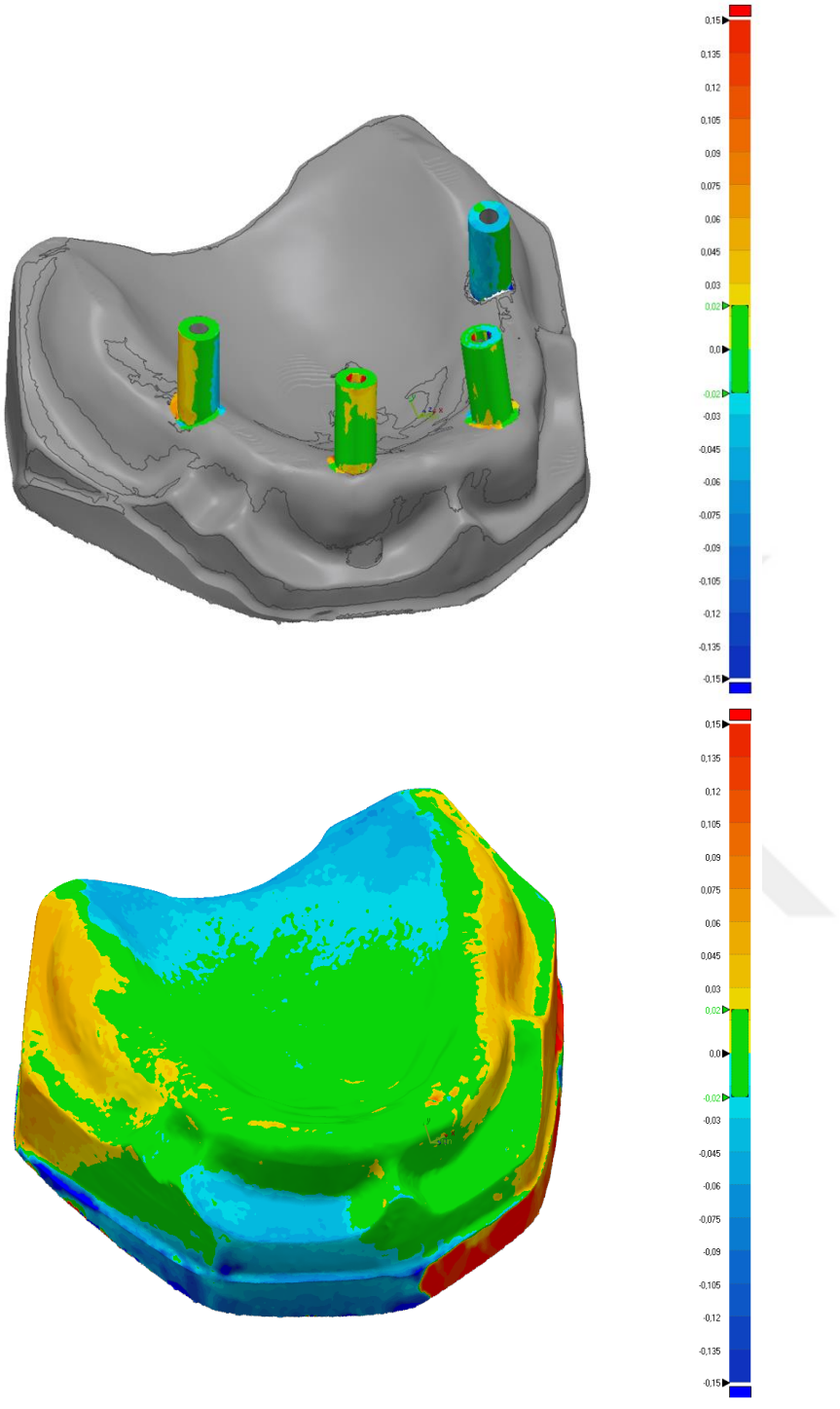
Şekil 4. 17: LM cihazı ile alınan üçüncü ölçünün sapma değerleri



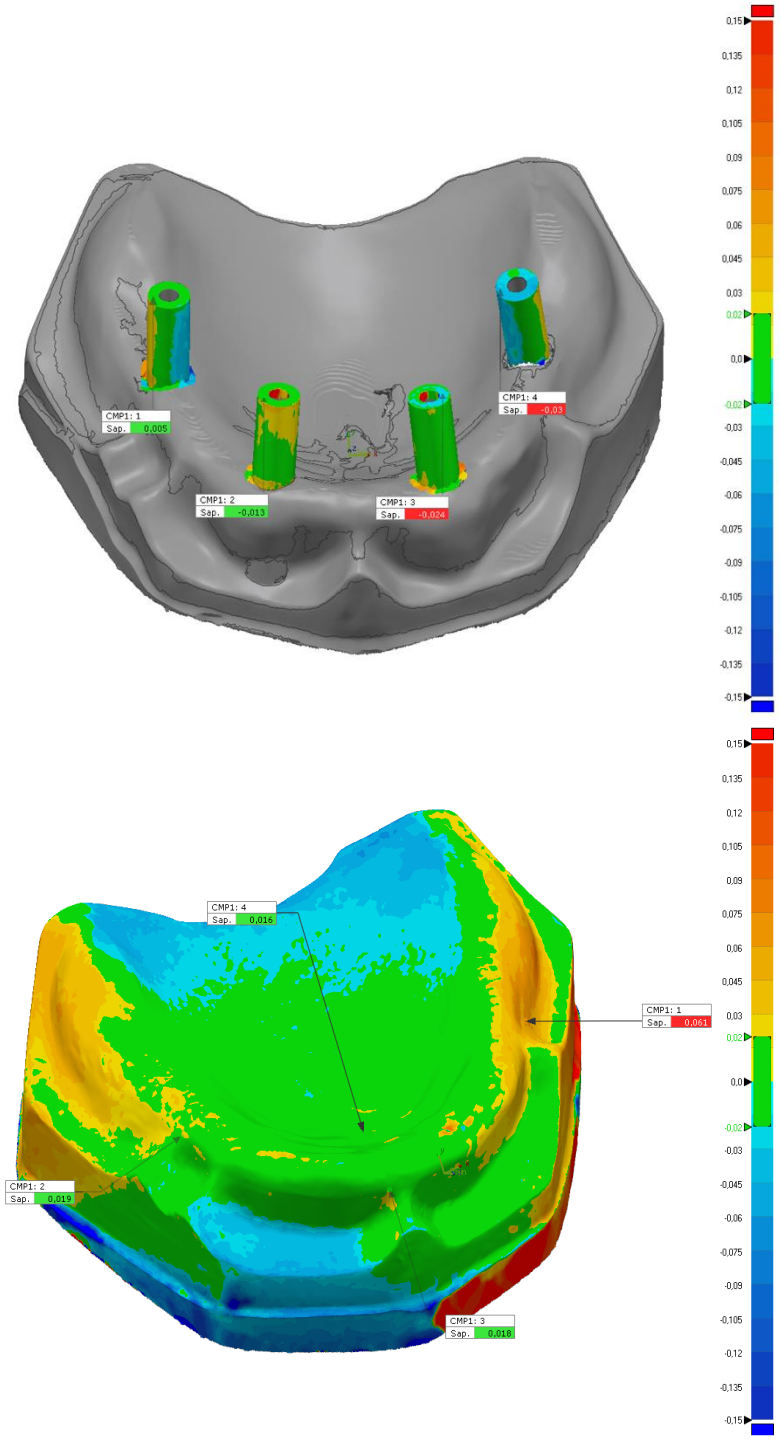
Şekil 4. 18: LM cihazı ile alınan dördüncü ölçünün renk haritası



Şekil 4. 19: LM cihazı ile alınan dördüncü ölçünün sapma değerleri

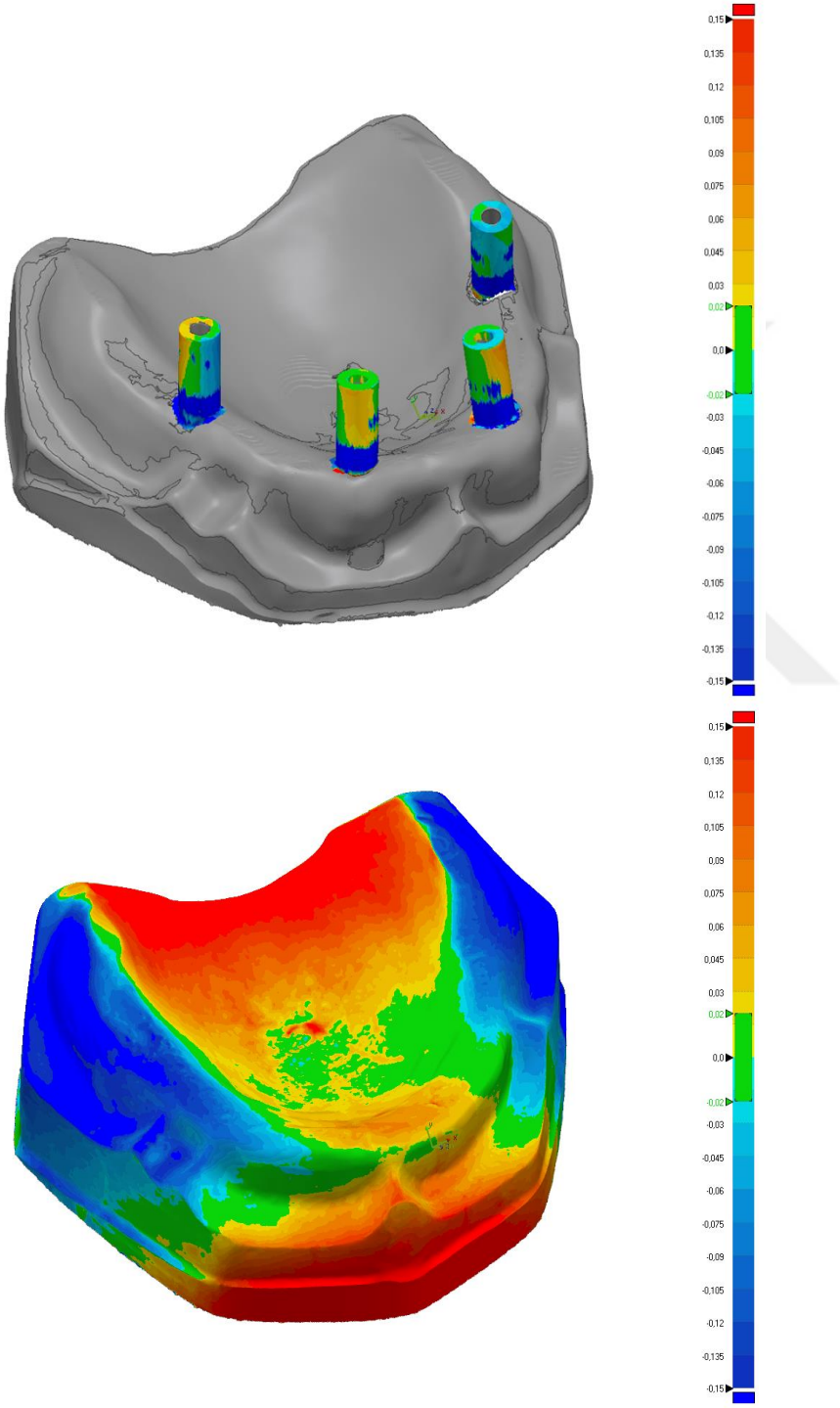


Şekil 4. 20: LM cihazı ile alınan beşinci ölçünün renk haritası

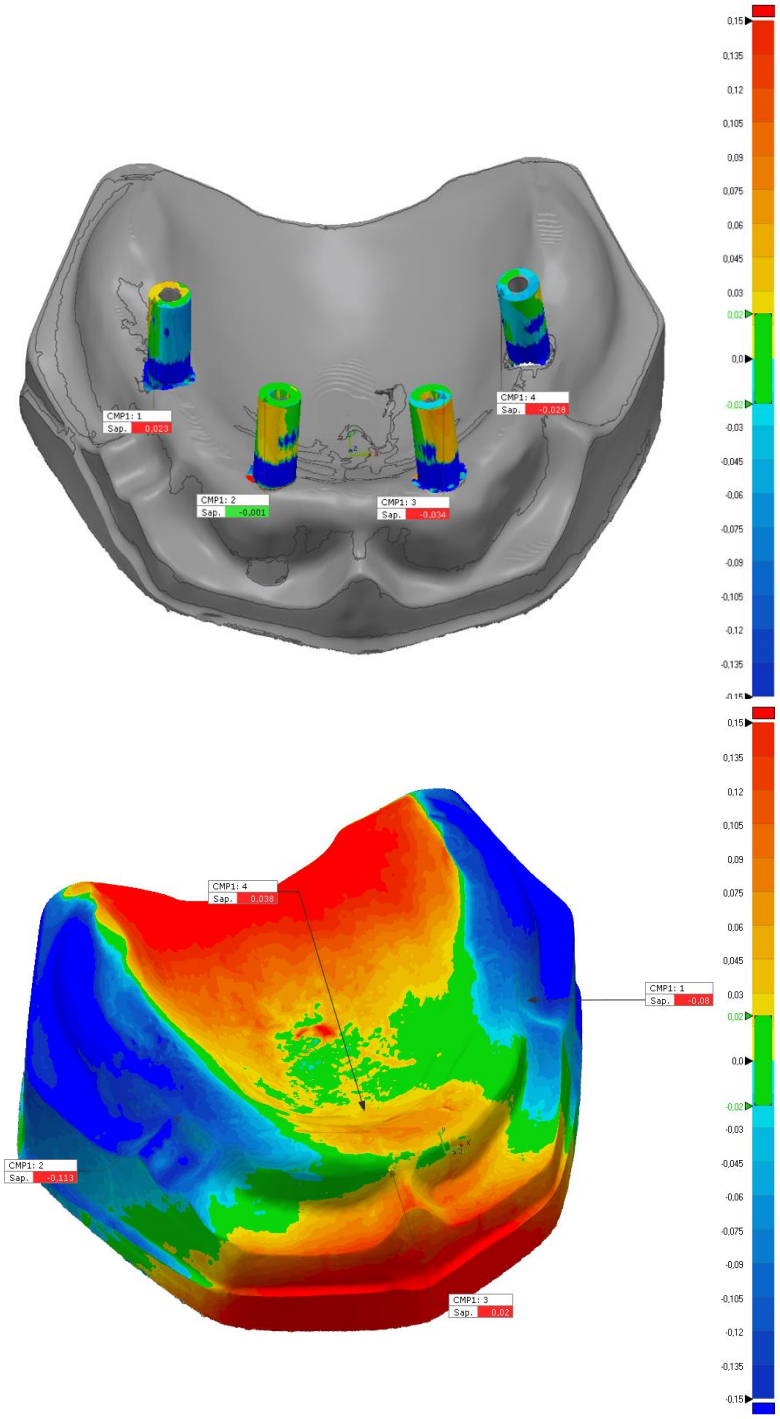


Şekil 4. 21: LM cihazı ile alınan beşinci ölçünün sapma değerleri

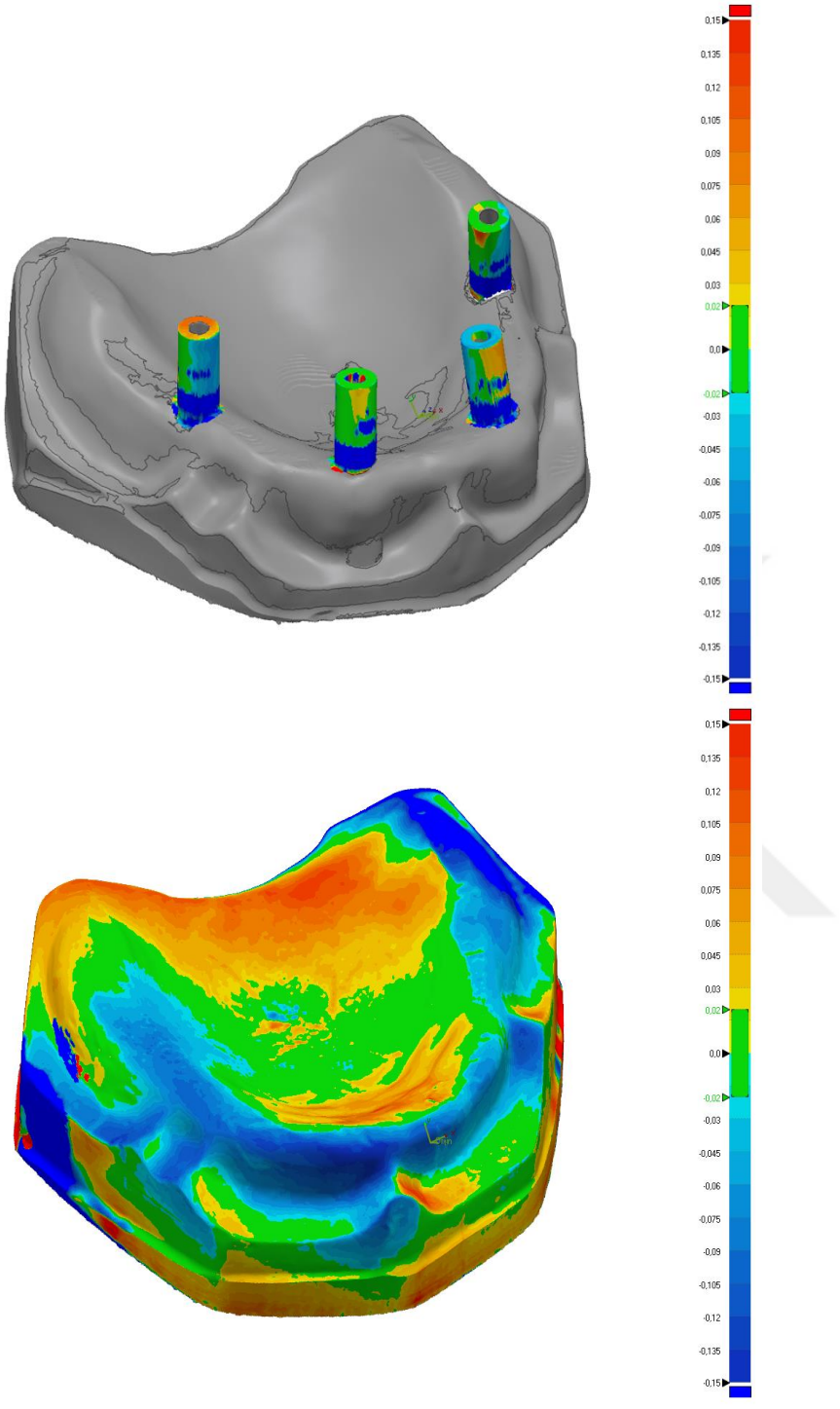
4.3.3. Mediti700 tarayıcısına ait renk haritaları



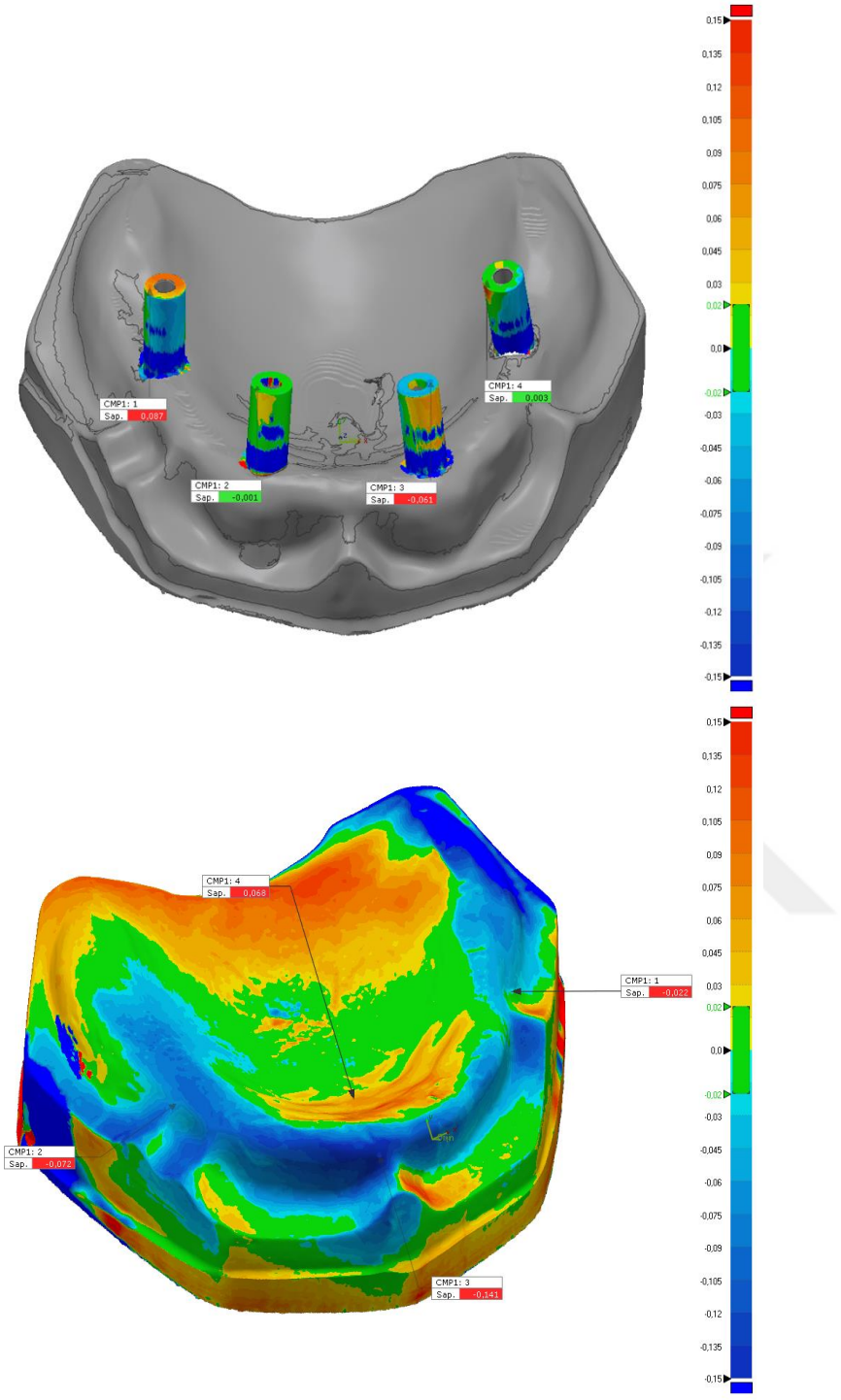
Şekil 4. 22: M7 cihazı ile alınan birinci ölçünün renk haritası



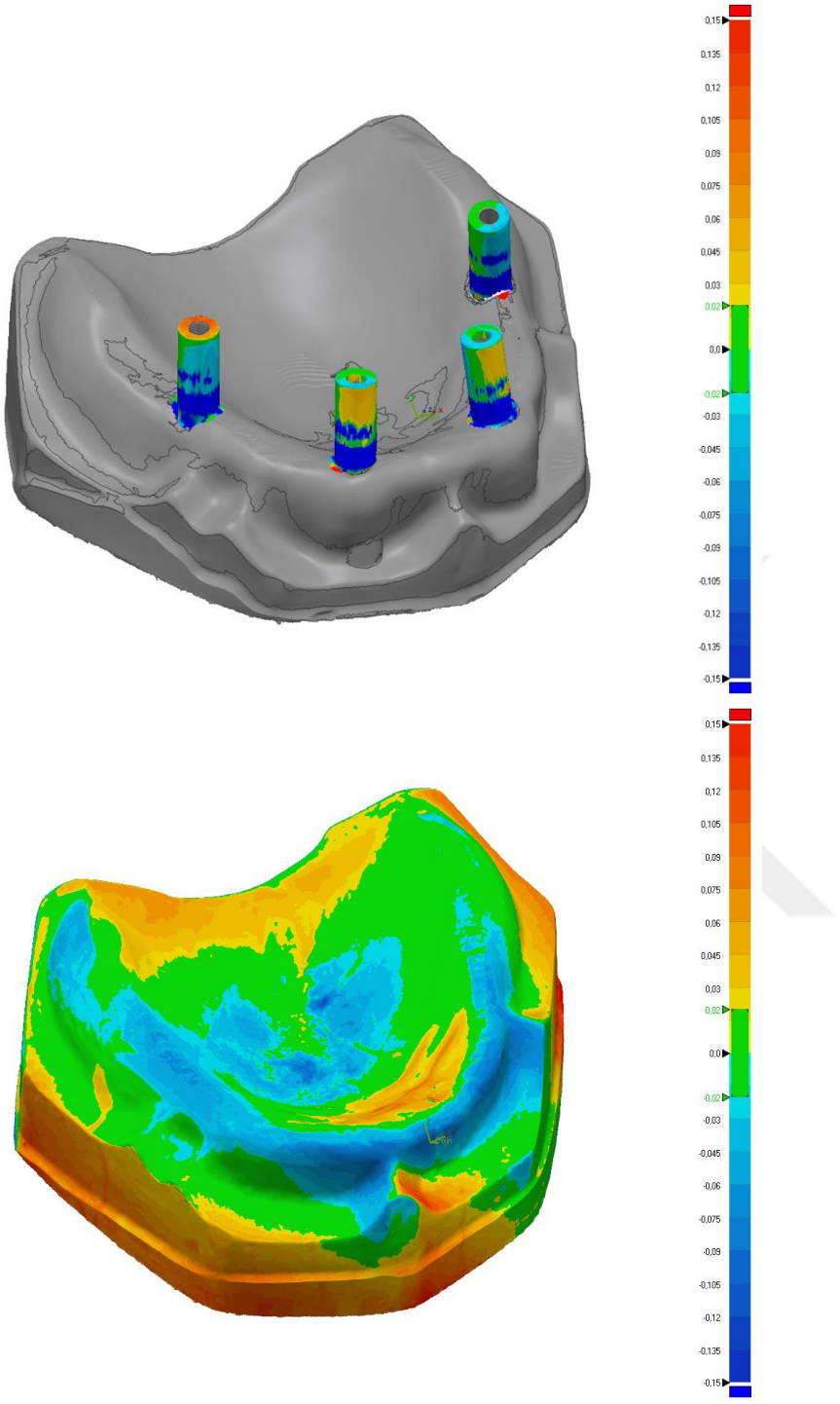
Şekil 4. 23: M7 cihazı ile alınan birinci ölçünün sapma değerleri



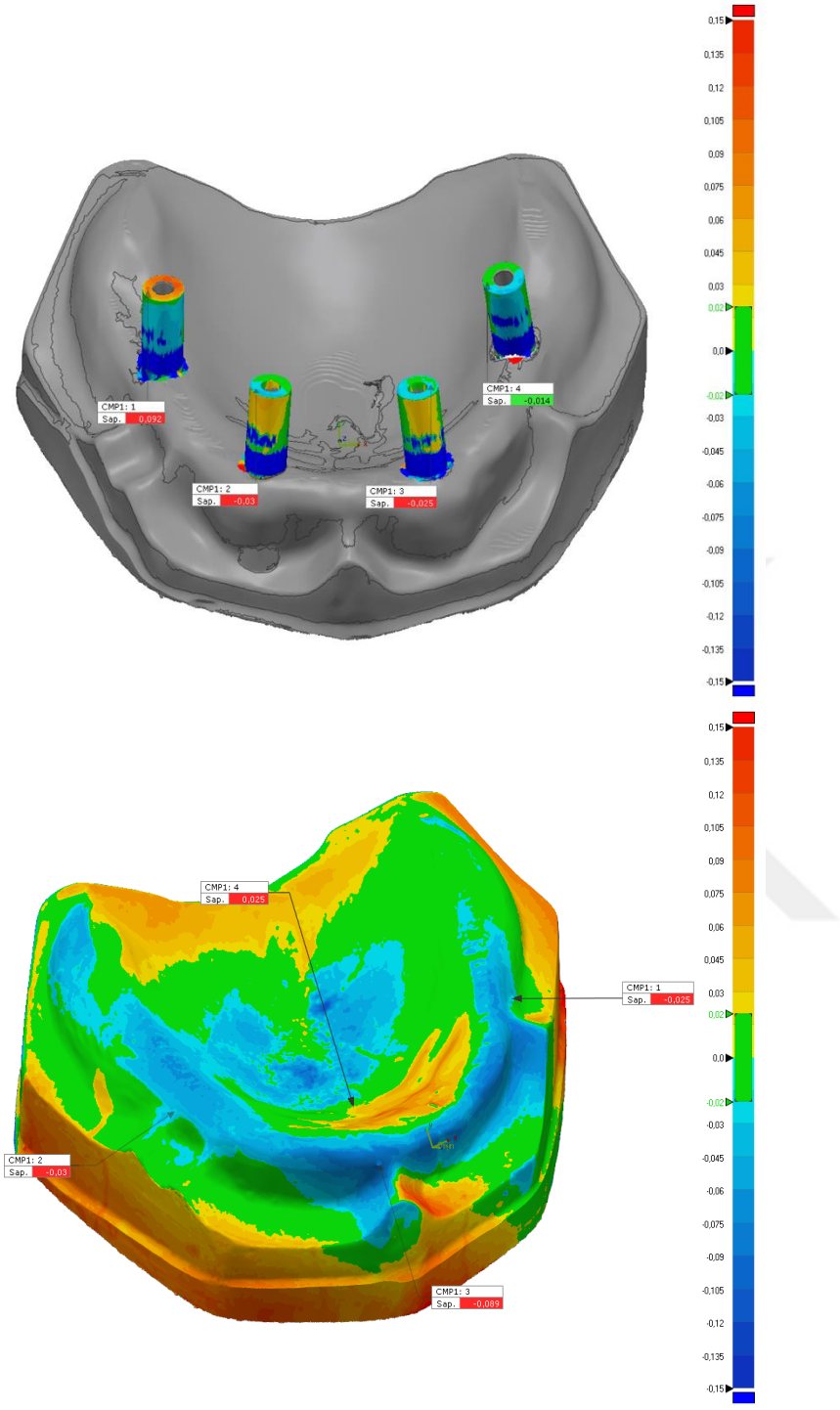
Şekil 4. 24: M7 cihazı ile alınan ikinci ölçünün renk haritası



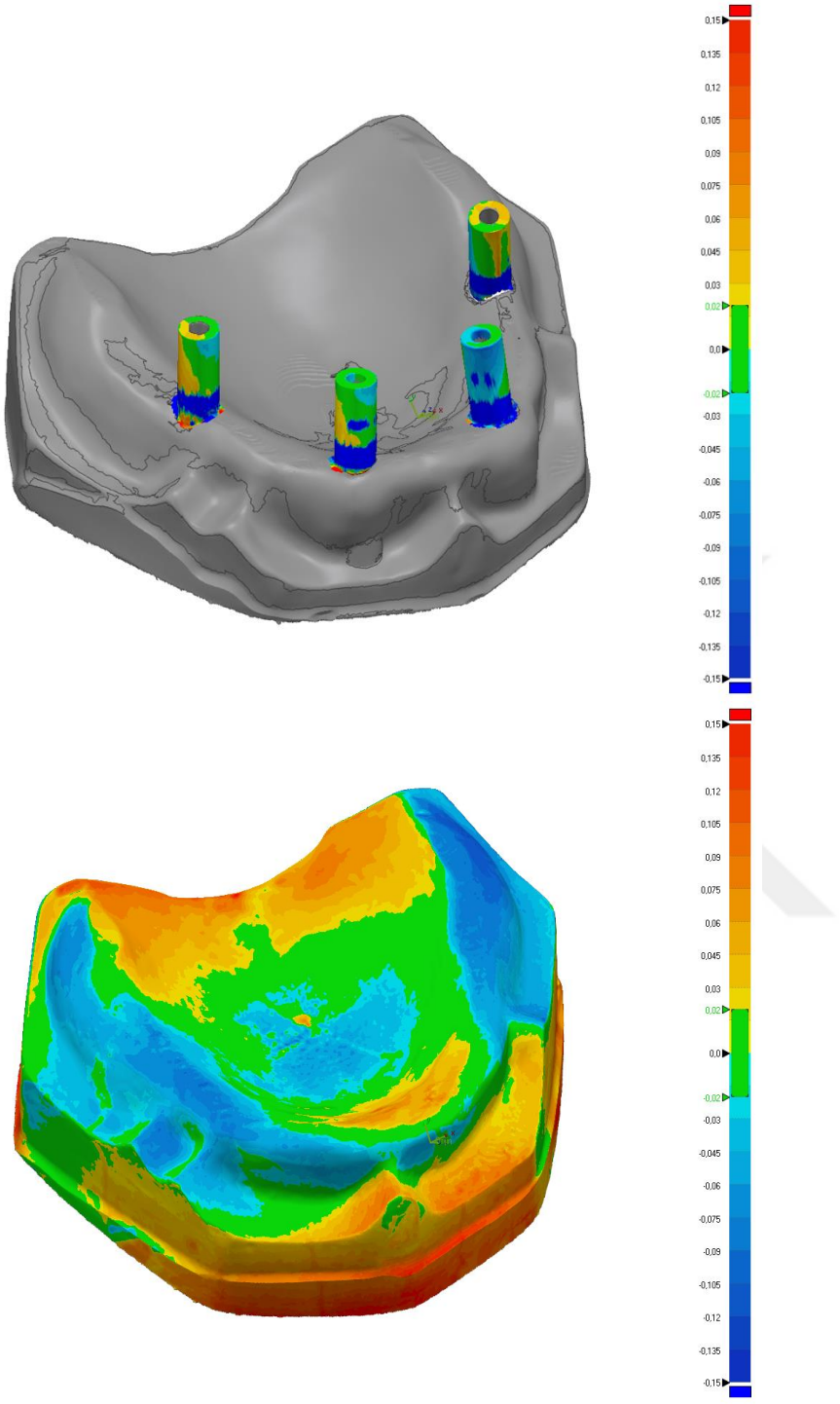
Şekil 4. 25: M7 cihazı ile alınan ikinci ölçünün sapma değerleri



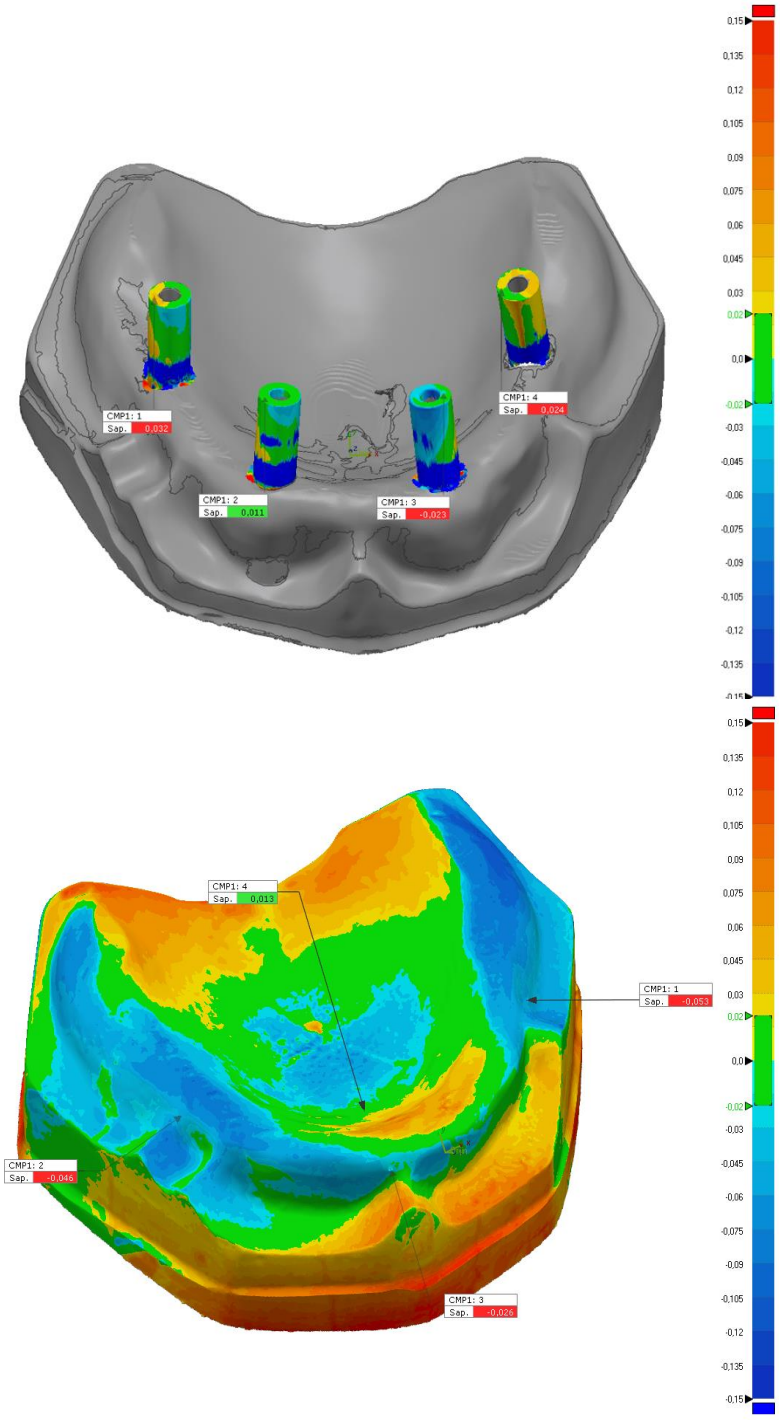
Şekil 4. 26: M7 cihazı ile alınan üçüncü ölçünün renk haritası



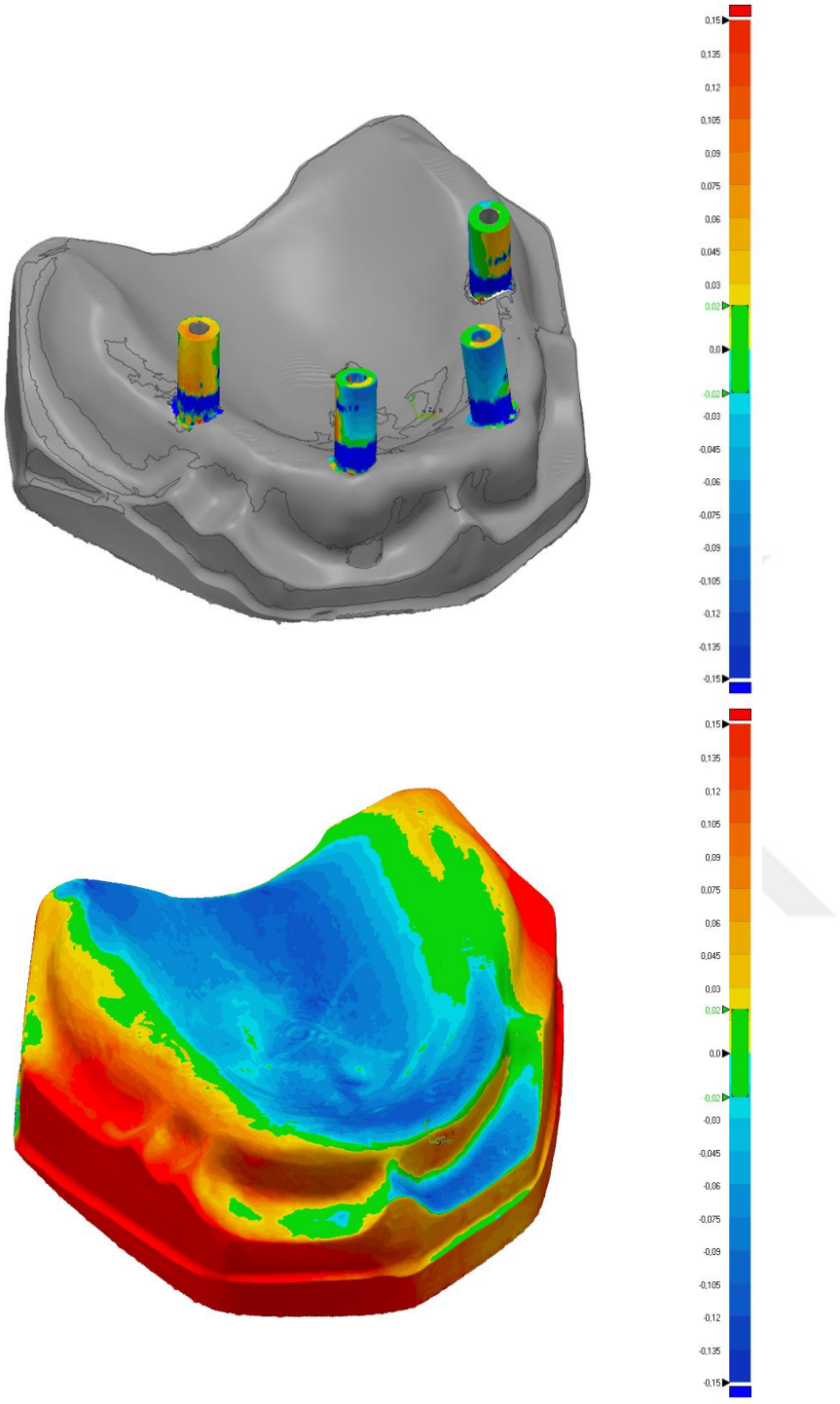
Şekil 4. 27: M7 cihazı ile alınan üçüncü ölçünün sapma değerleri



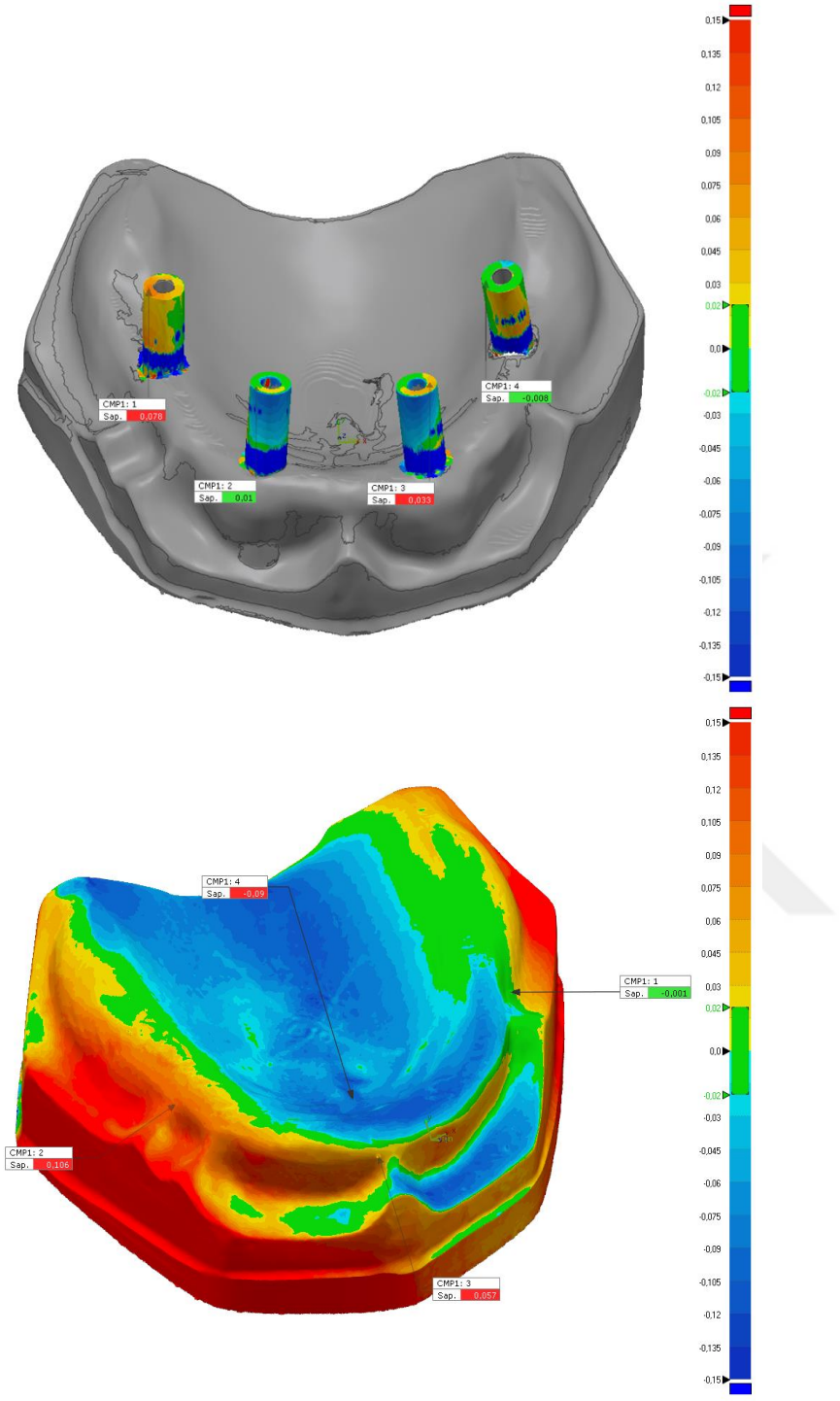
Şekil 4. 28: M7 cihazı ile alınan dördüncü ölçünün renk haritası



Şekil 4. 29: M7 cihazı ile alınan dördüncü ölçünün sapma değerleri

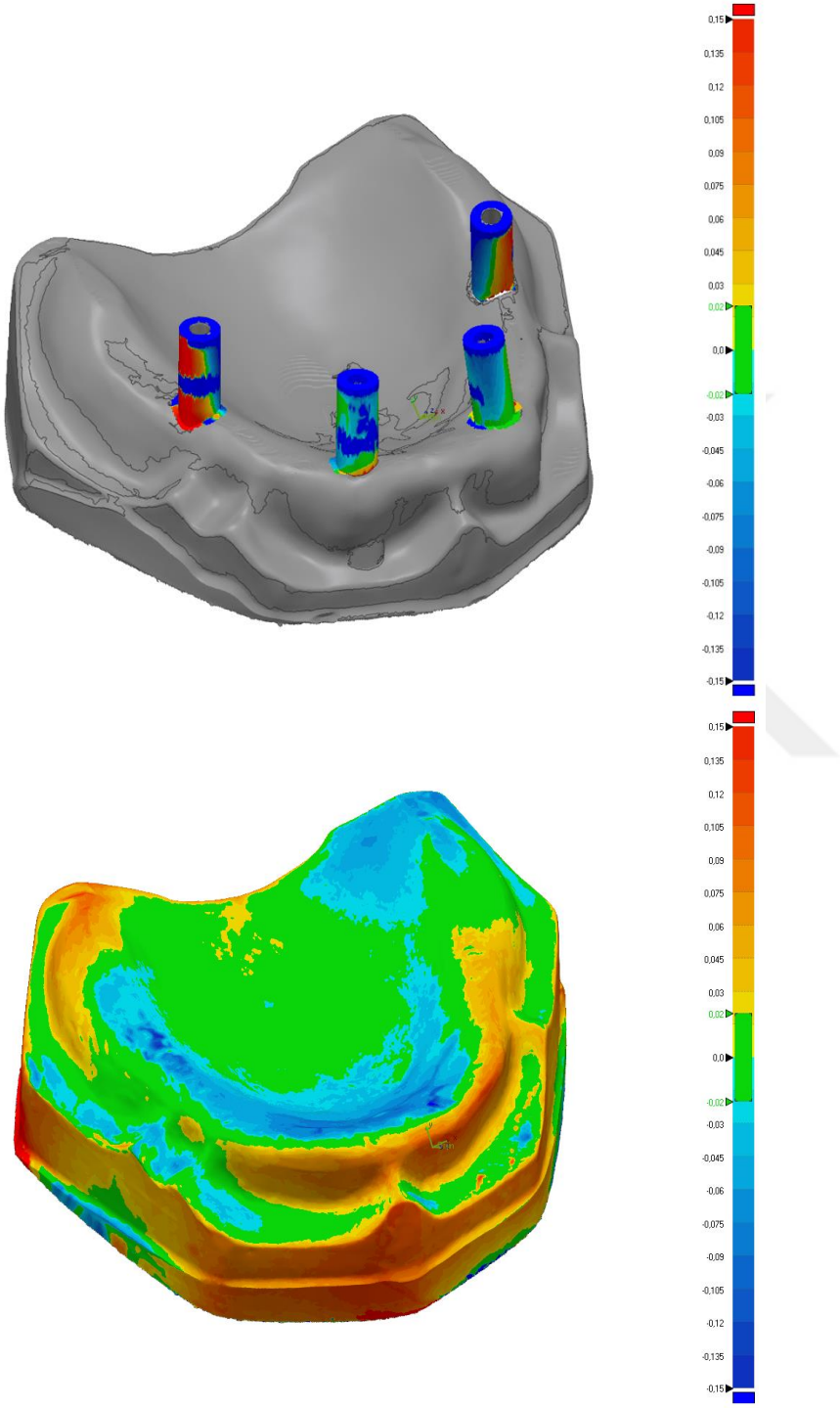


Şekil 4. 30: M7 cihazı ile alınan beşinci ölçünün renk haritası

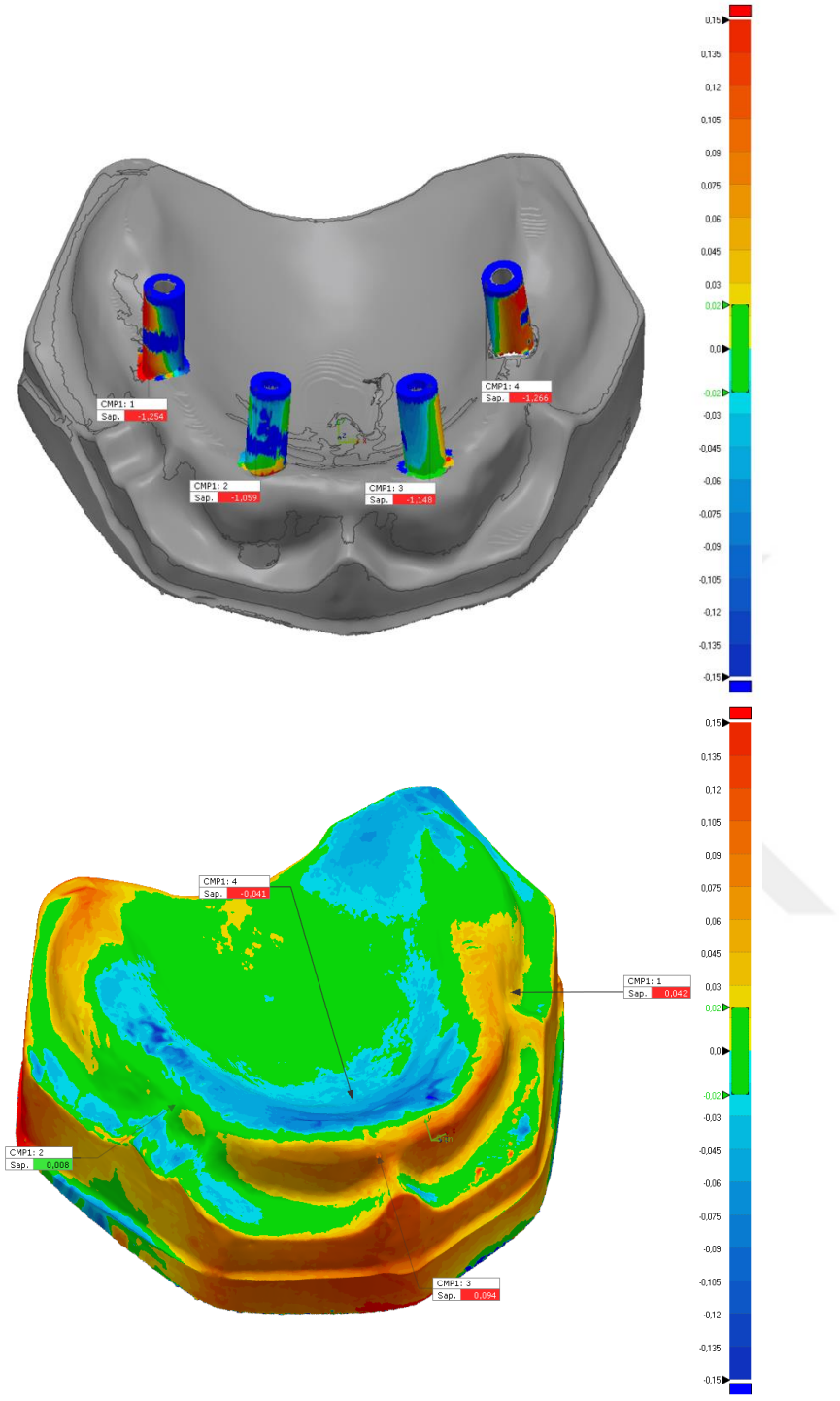


Şekil 4. 31: M7 cihazı ile alınan beşinci ölçünün sapma değerleri

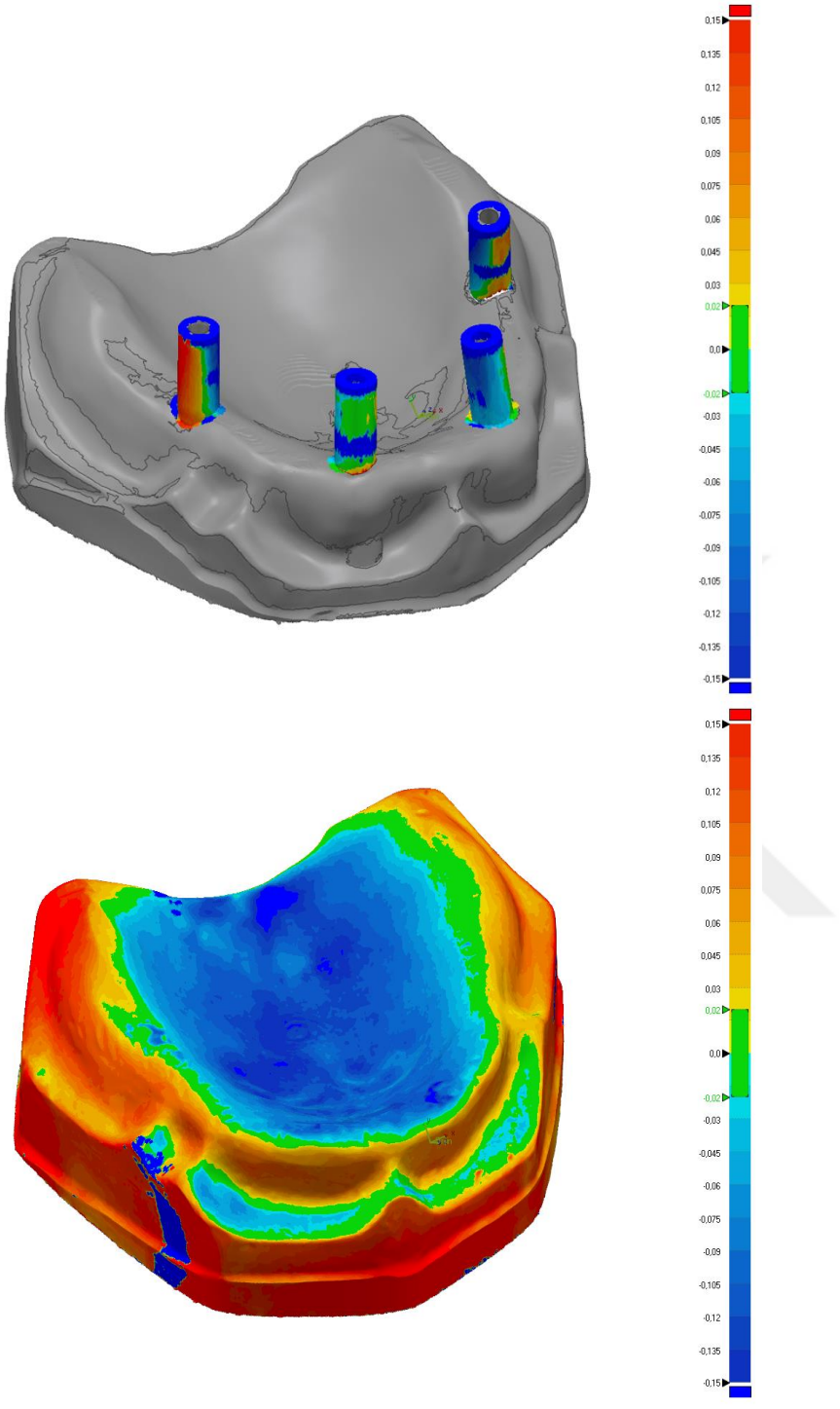
4.3.4. Trios3 tarayıcısına ait renk haritaları



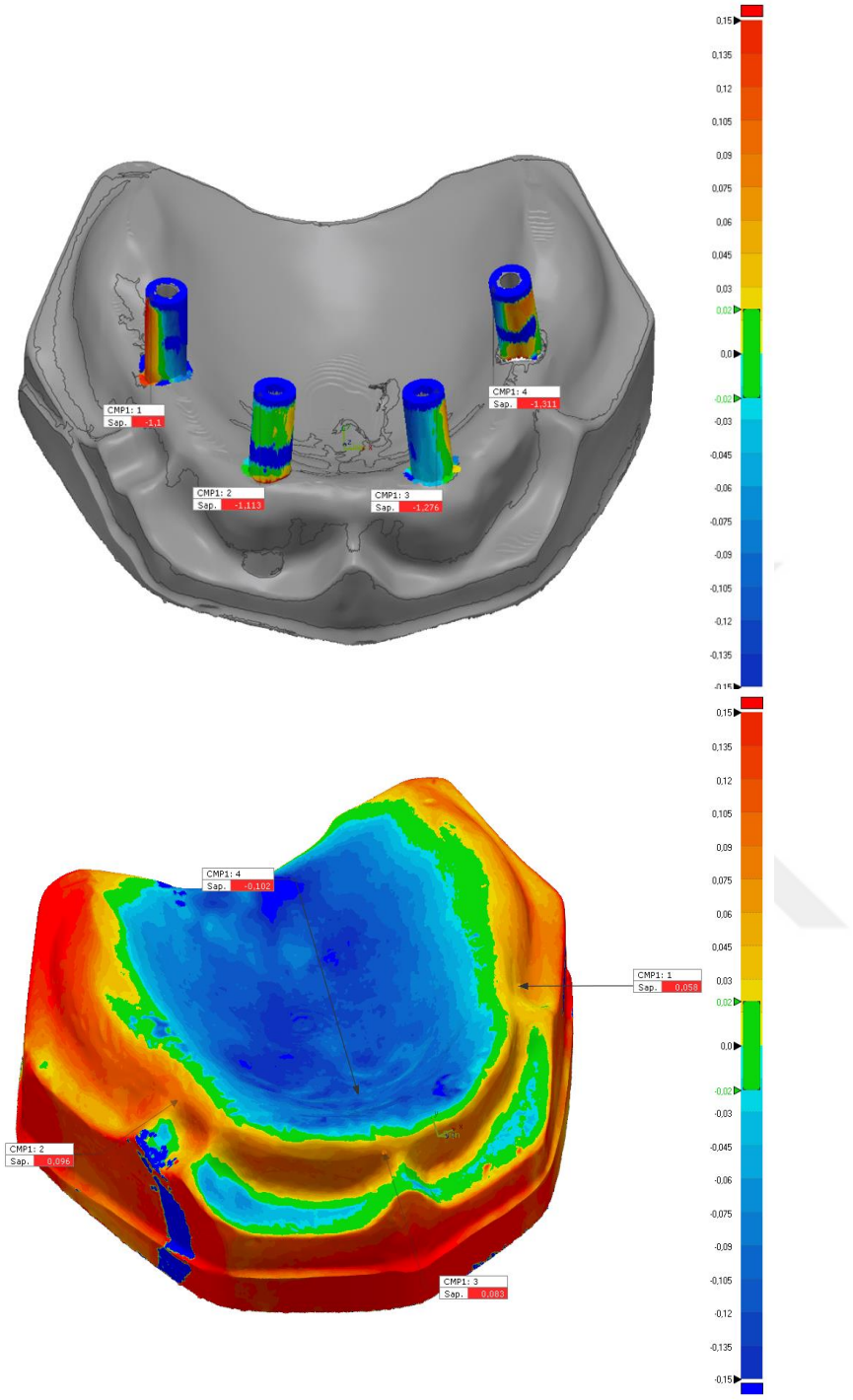
Şekil 4. 32: T3 cihazı ile alınan birinci ölçünün renk haritası



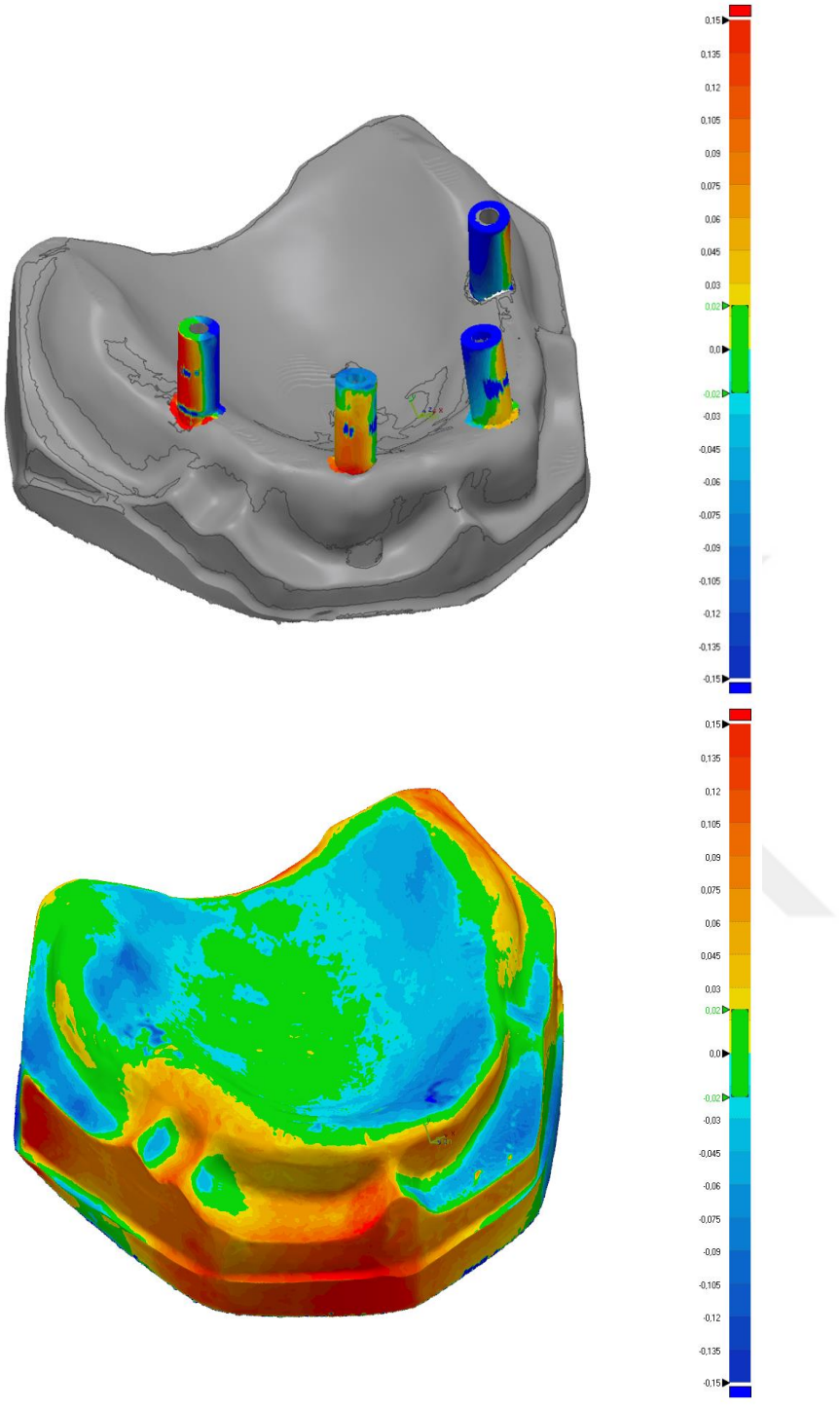
Şekil 4. 33: T3 cihazı ile alınan birinci ölçünün sapma değerleri



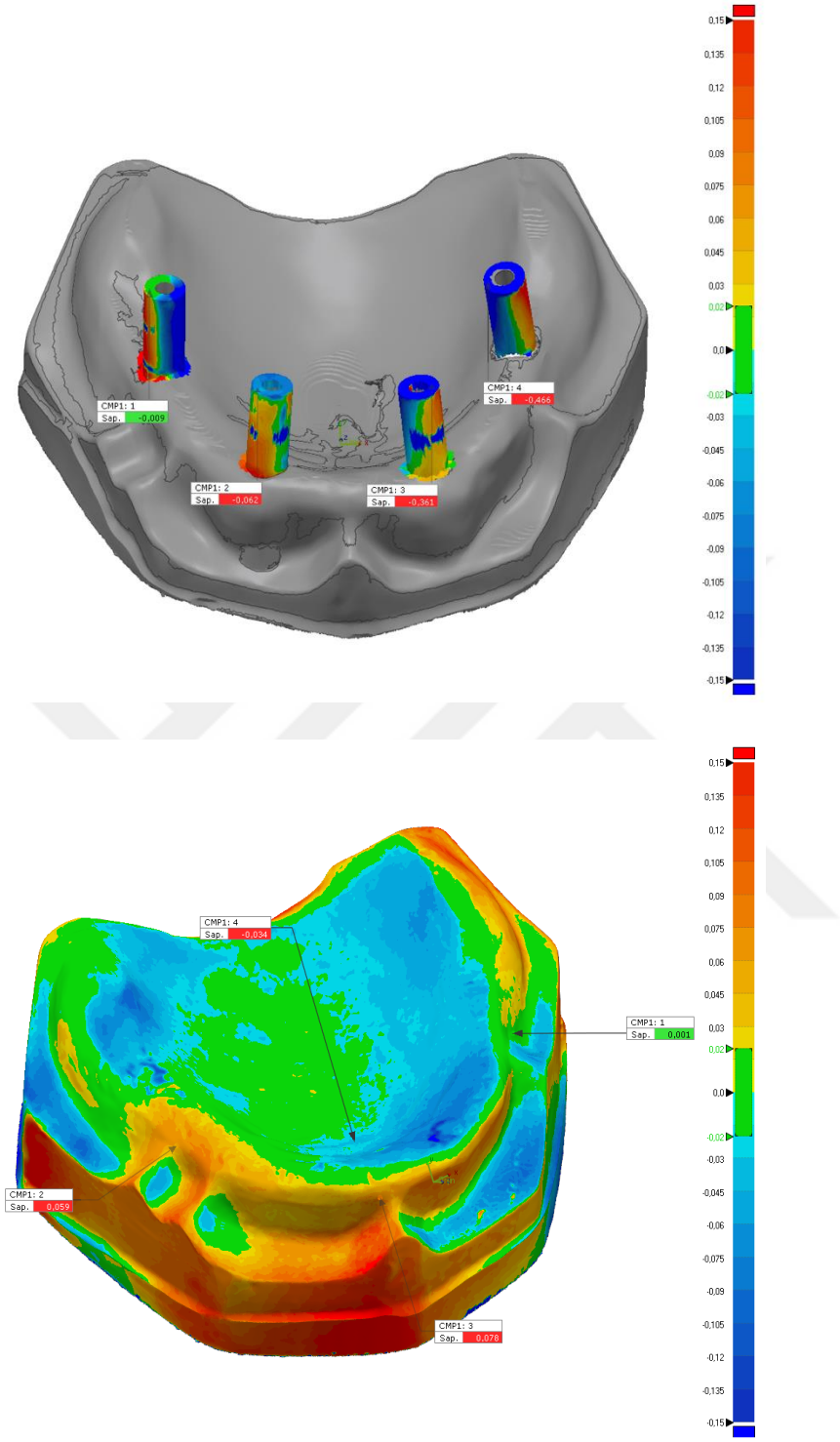
Şekil 4. 34: T3 cihazı ile alınan ikinci ölçünün renk haritası



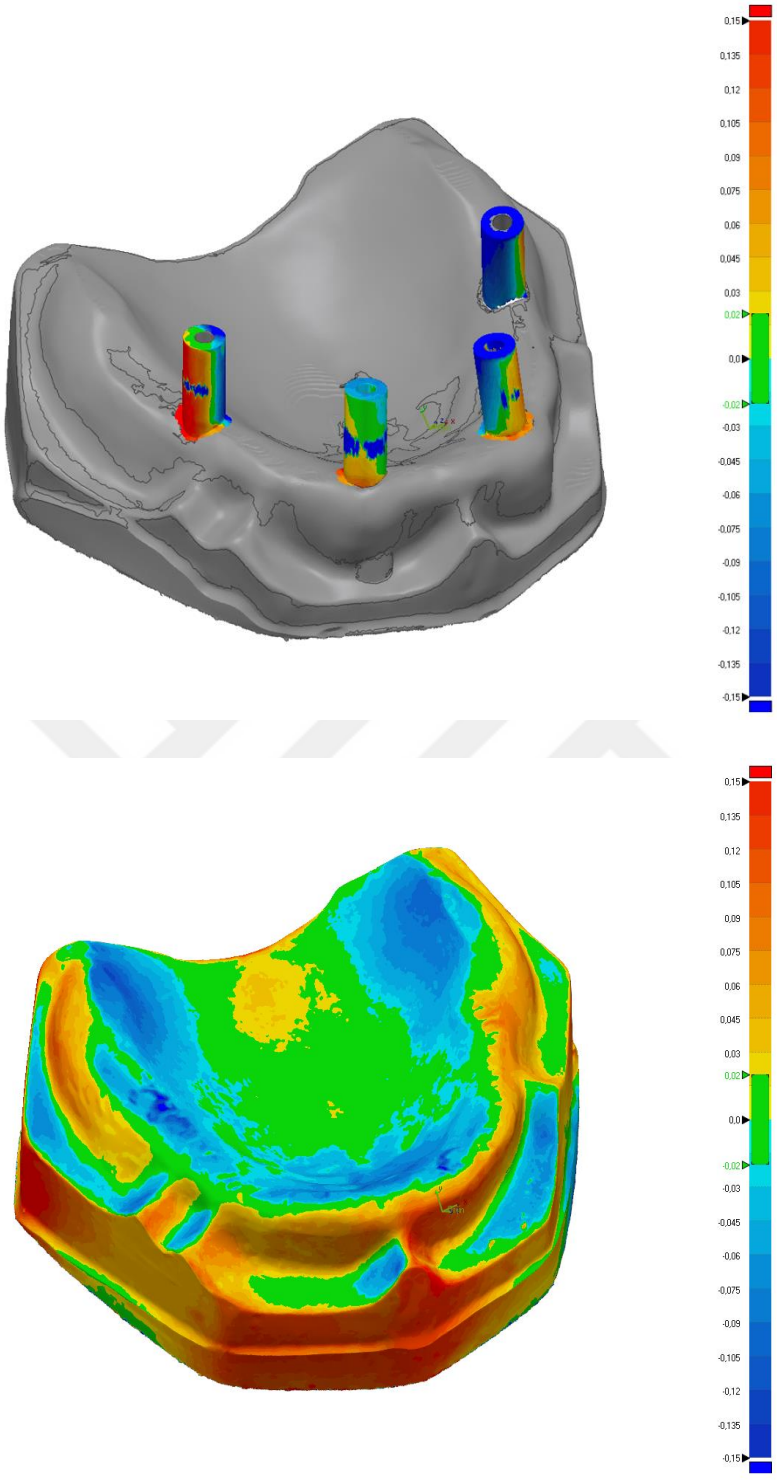
Şekil 4. 35: T3 cihazı ile alınan ikinci ölçünün sapma değerleri



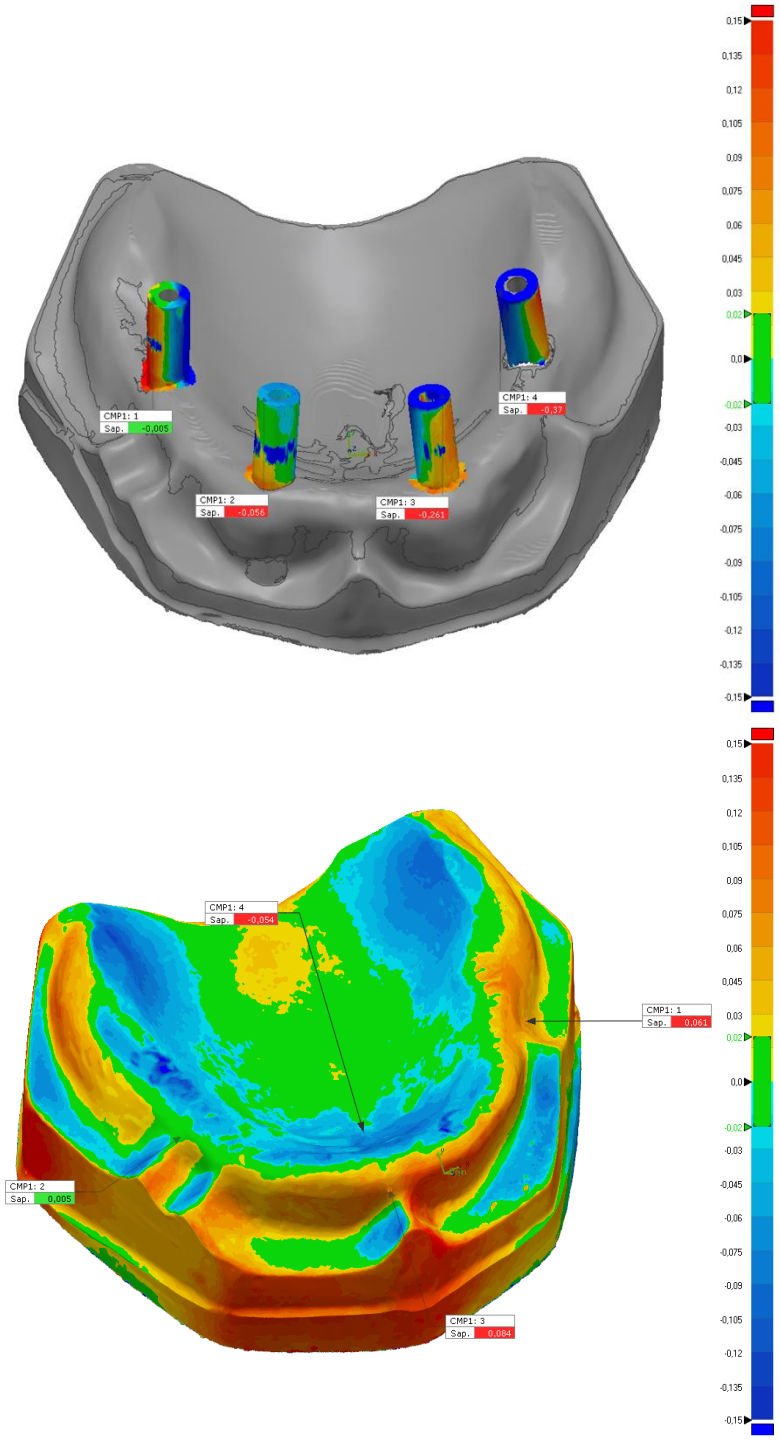
Şekil 4. 36: T3 cihazı ile alınan üçüncü ölçünün renk haritası



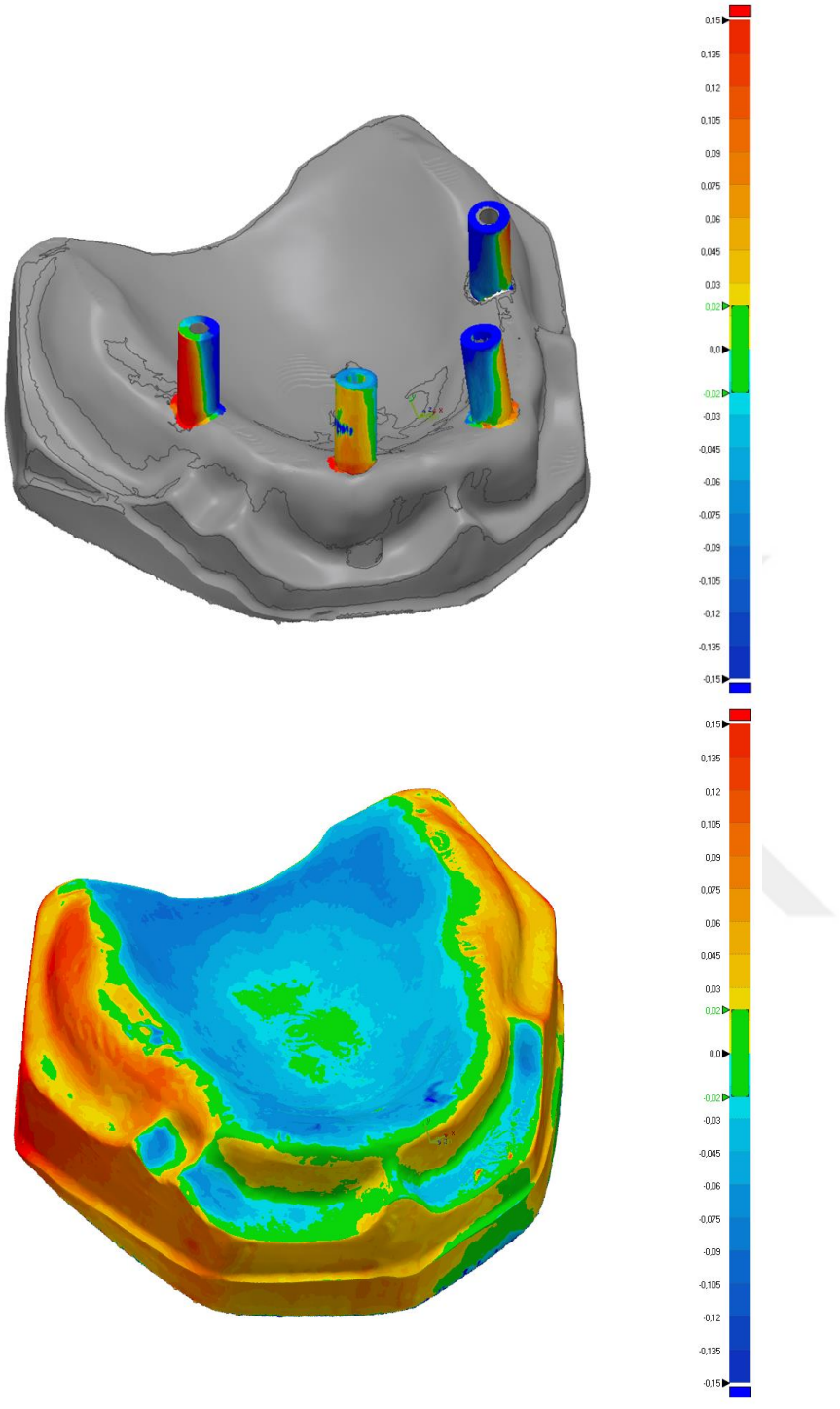
Şekil 4. 37: T3 cihazı ile alınan üçüncü ölçünün sapma değerleri



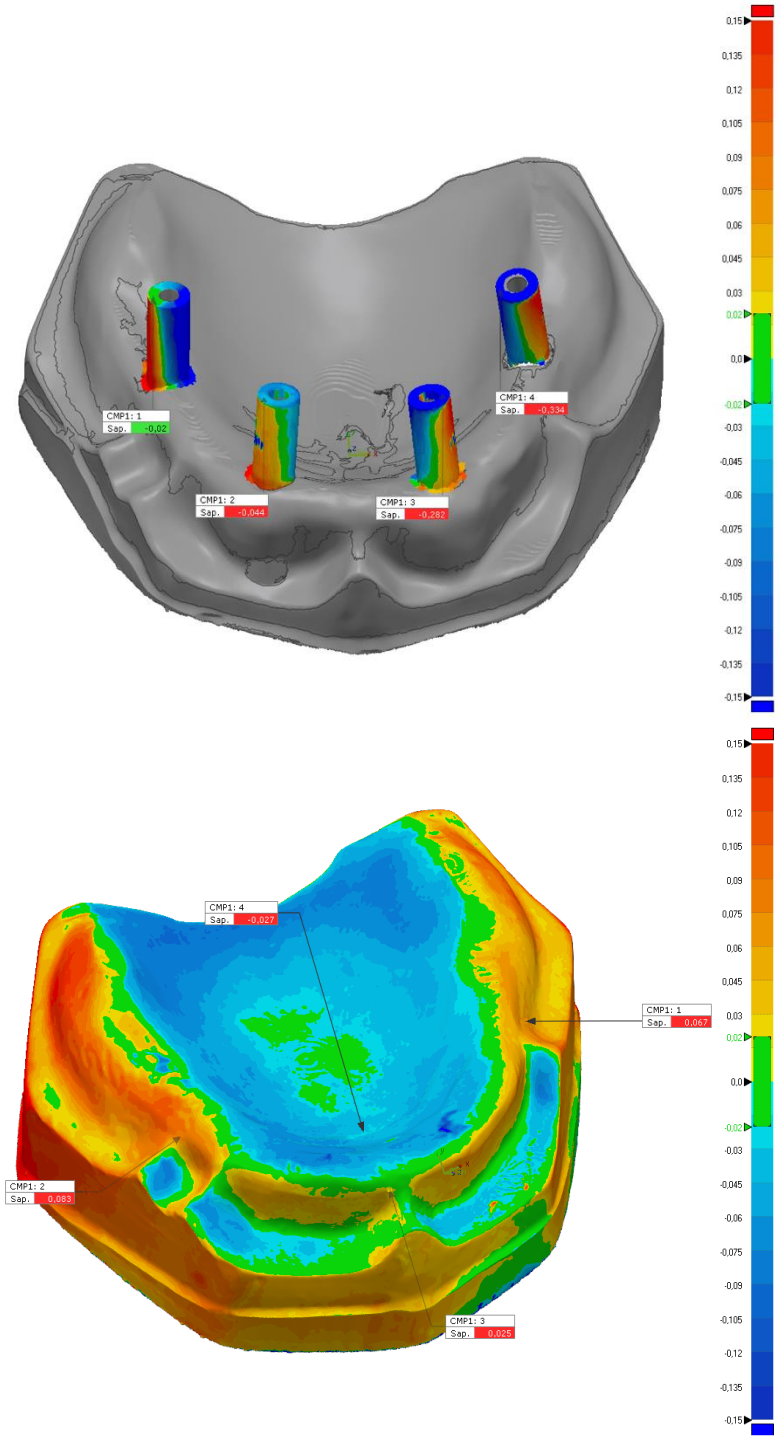
Şekil 4. 38: T3 cihazı ile alınan dördüncü ölçünün renk haritası



Şekil 4. 39: T3 cihazı ile alınan dördüncü ölçünün sapma değerleri

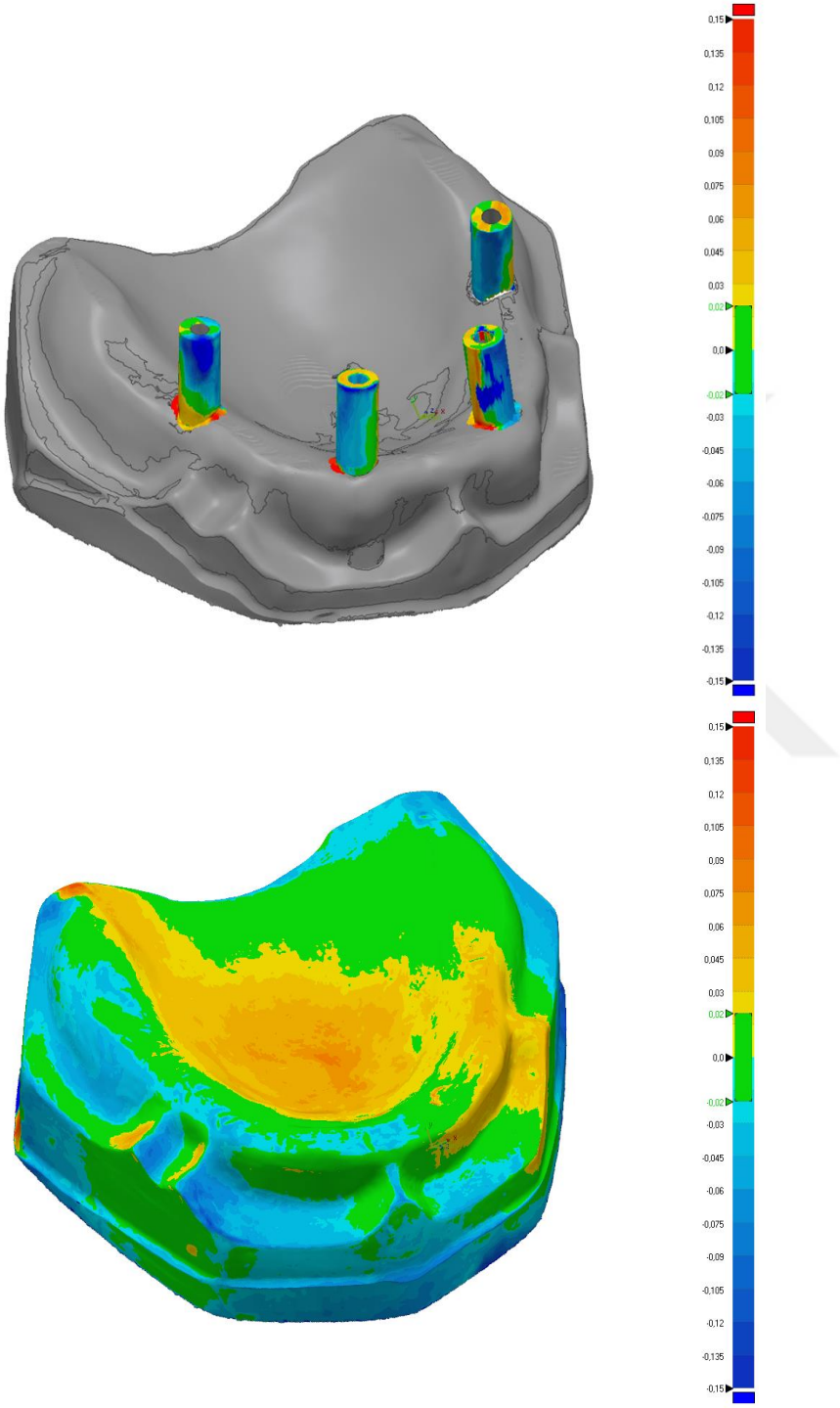


Şekil 4. 40: T3 cihazı ile alınan beşinci ölçünün renk haritası

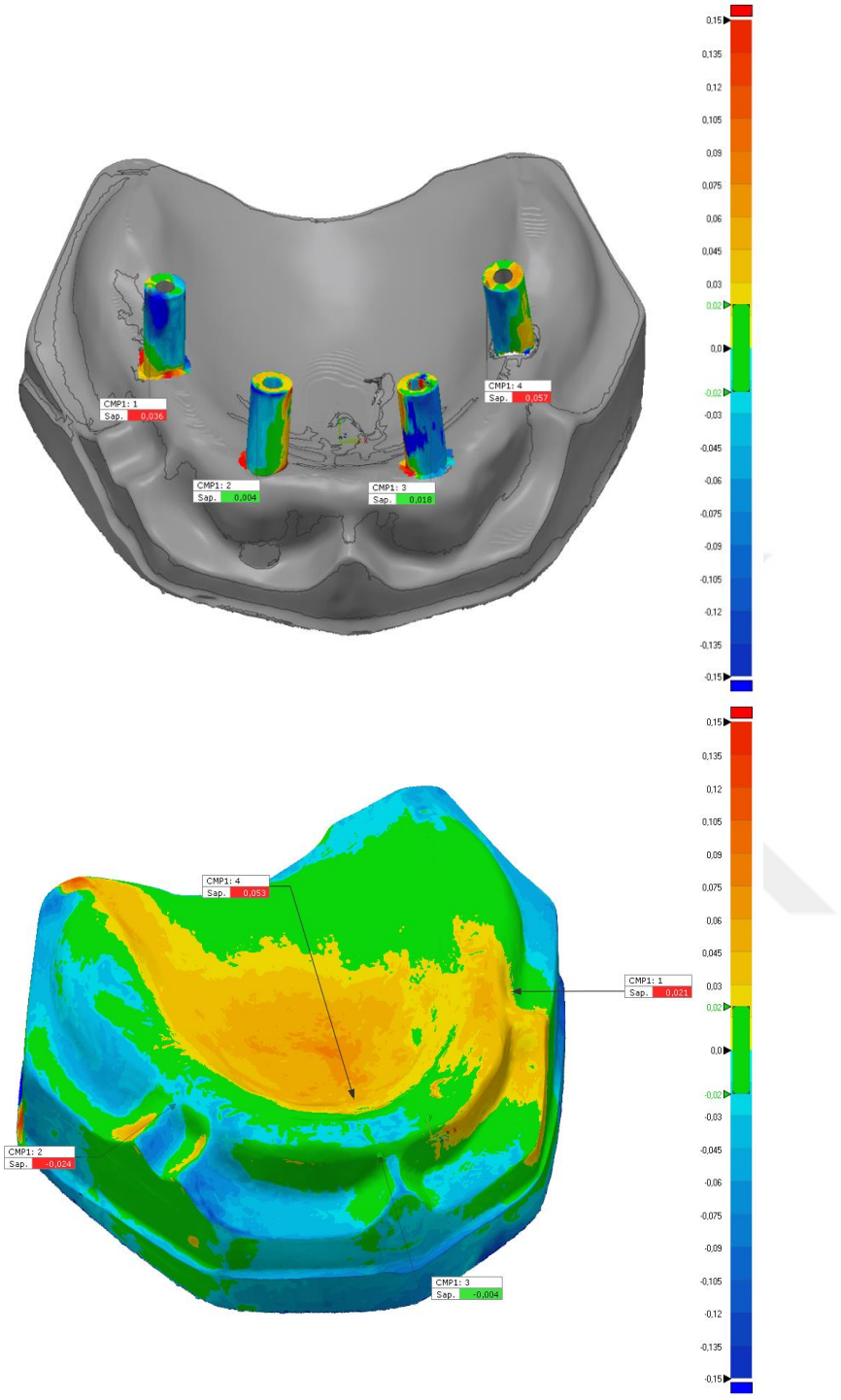


Şekil 4. 41: T3 cihazı ile alınan beşinci ölçünün sapma değerleri

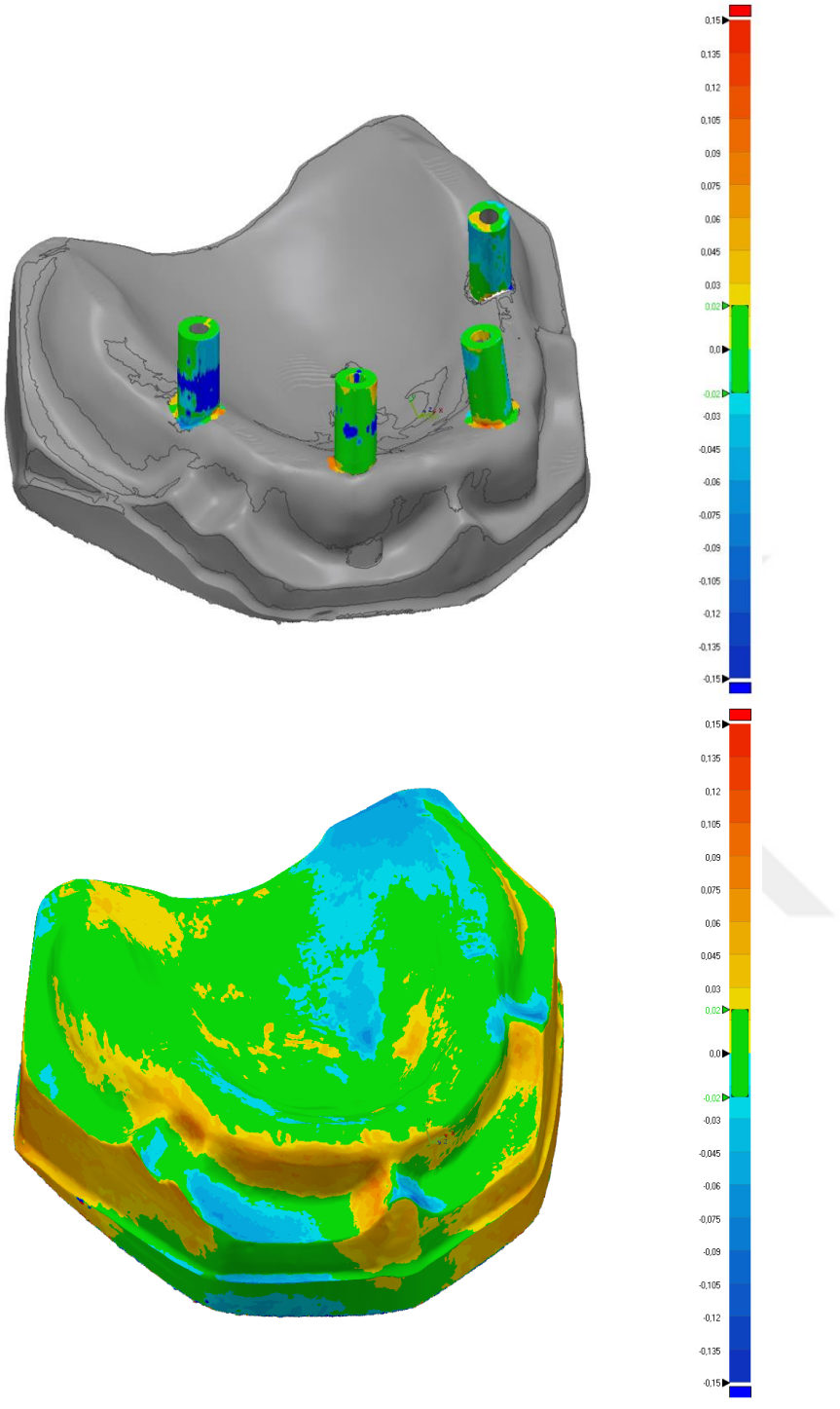
4.3.5. Trios4 tarayıcısına ait renk haritaları



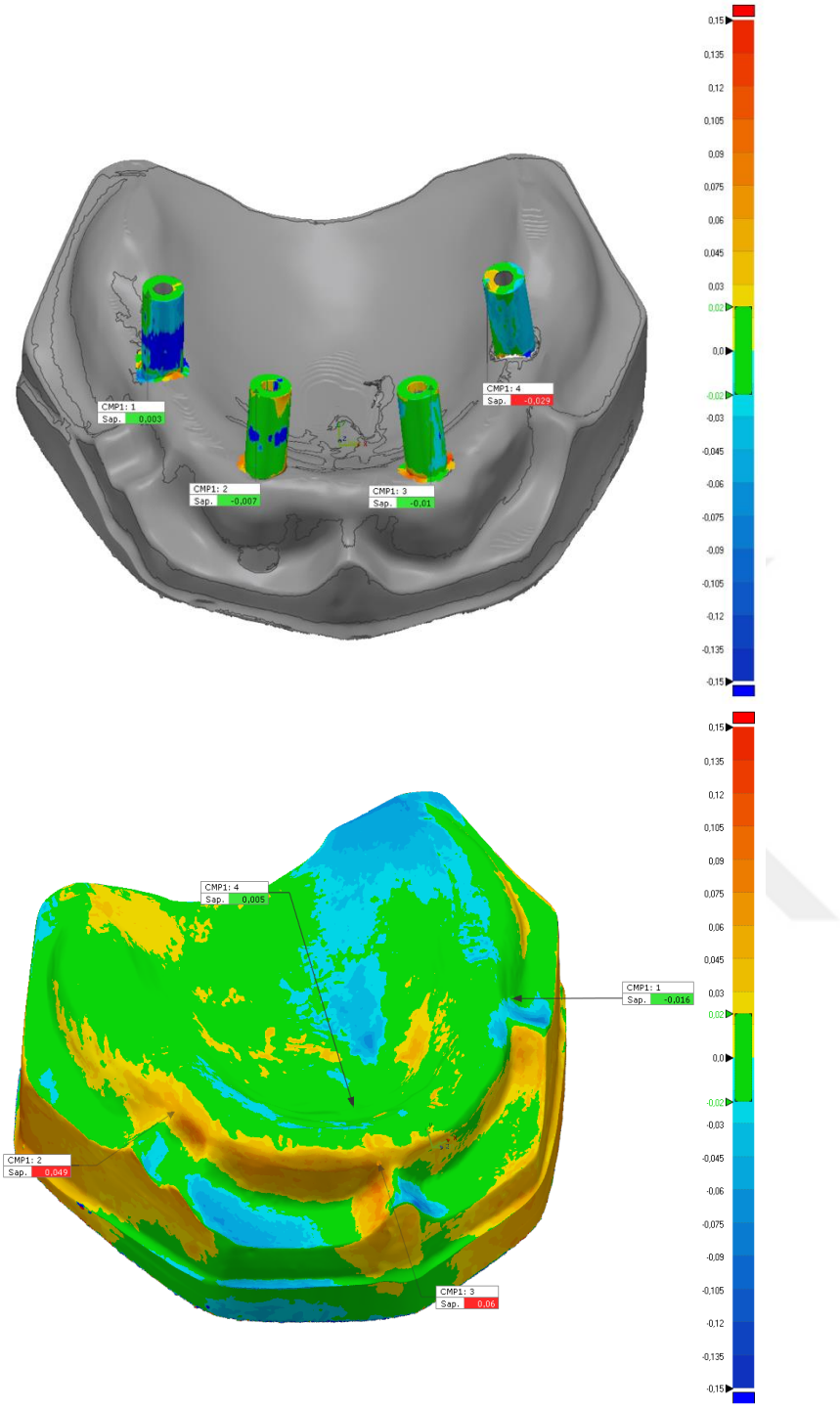
Şekil 4. 42: T4 cihazı ile alınan birinci ölçünün renk haritası



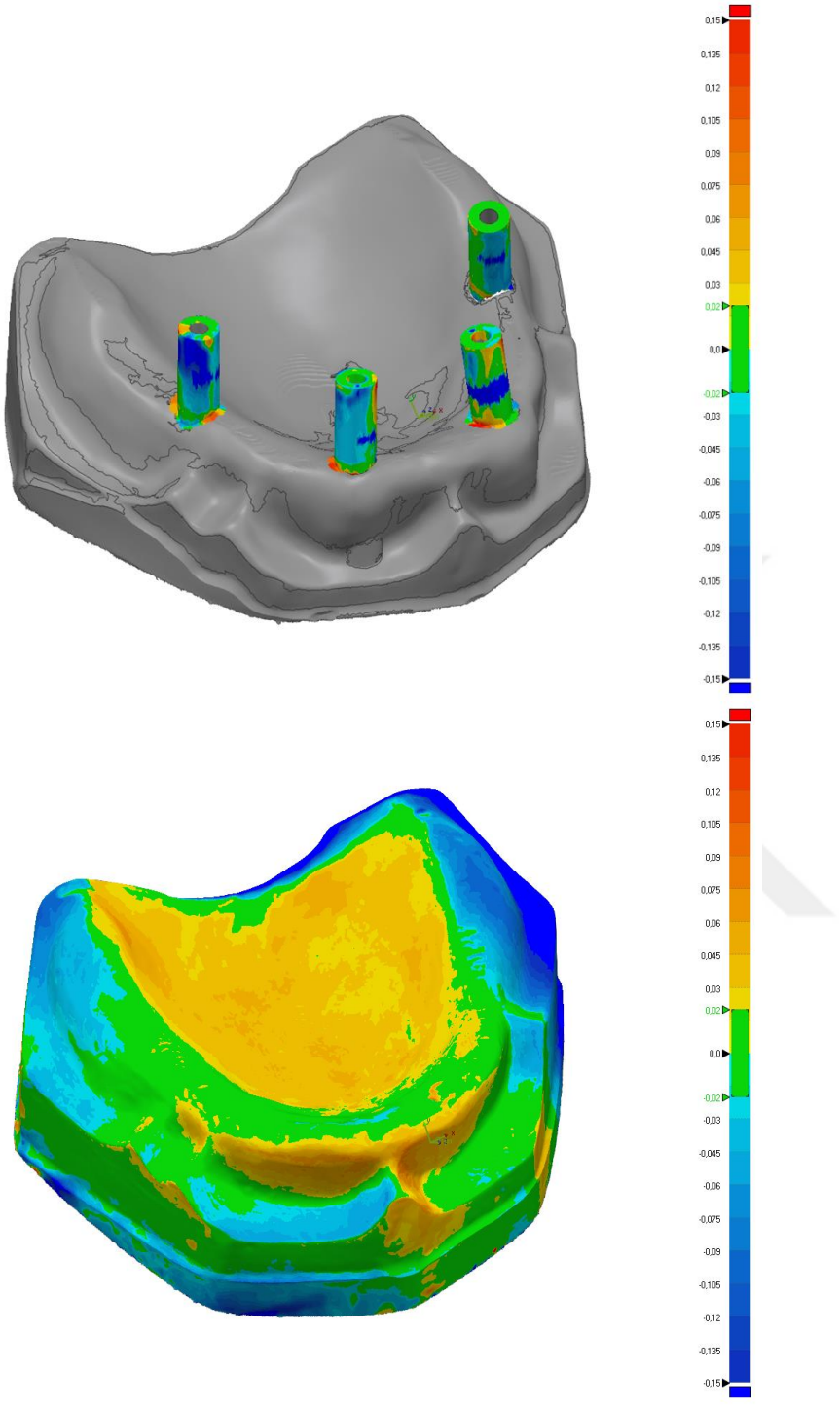
Şekil 4. 43: T4 cihazı ile alınan birinci ölçünün sapma değerleri



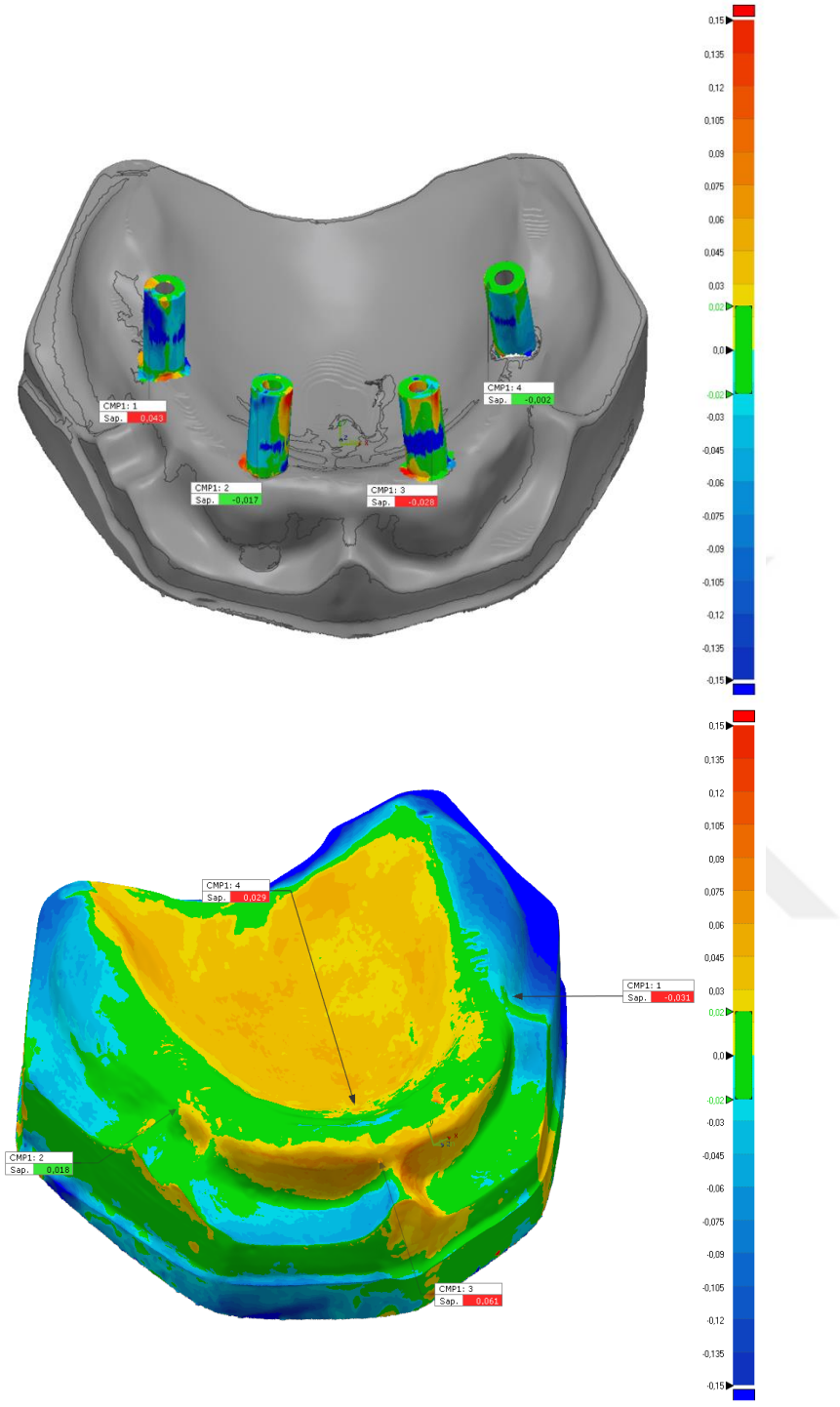
Şekil 4. 44: T4 cihazı ile alınan ikinci ölçünün renk haritası



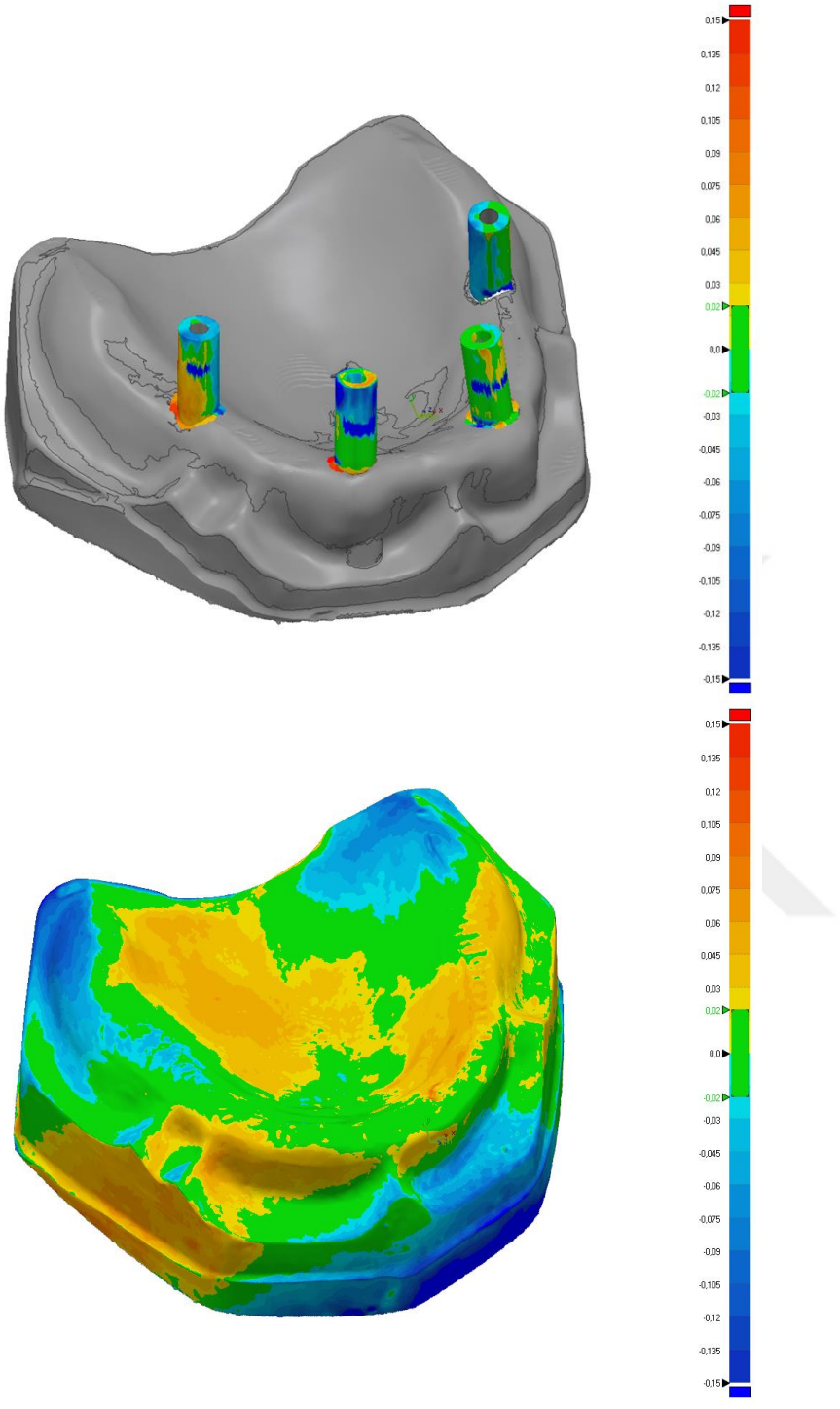
Şekil 4. 45: T4 cihazı ile alınan ikinci ölçünün sapma değerleri



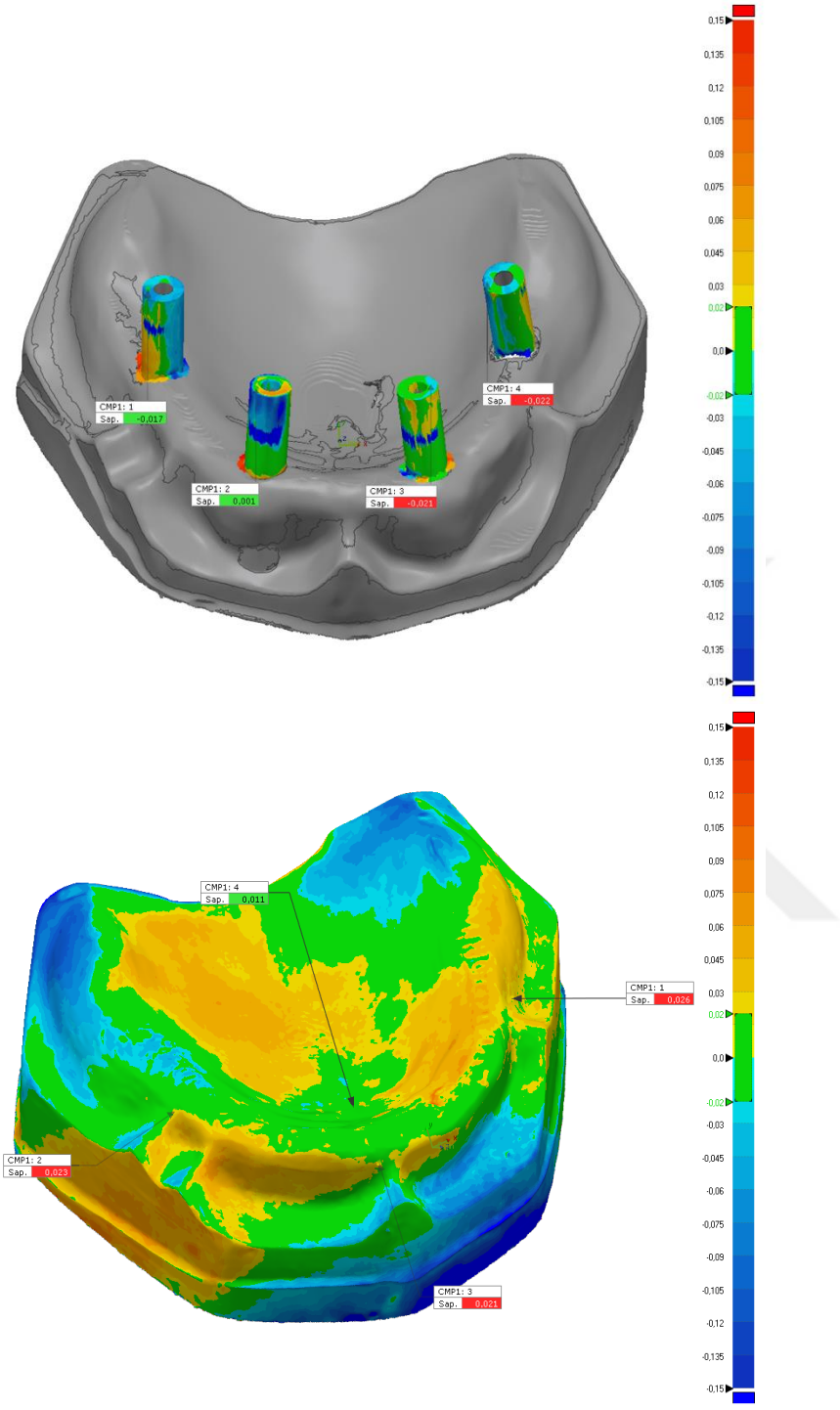
Şekil 4. 46: T4 cihazı ile alınan üçüncü ölçünün renk haritası



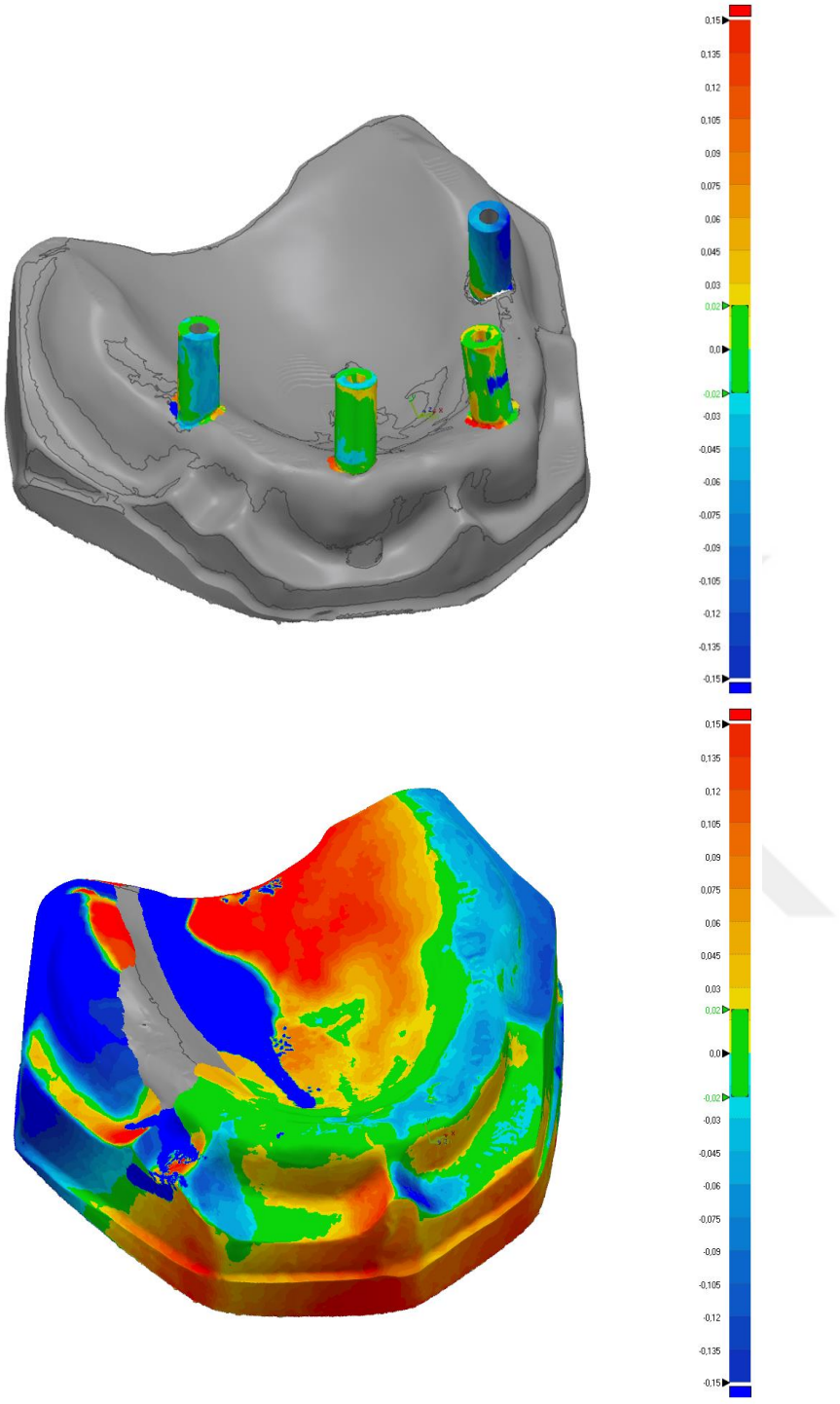
Şekil 4. 47: T4 cihazı ile alınan üçüncü ölçünün sapma değerleri



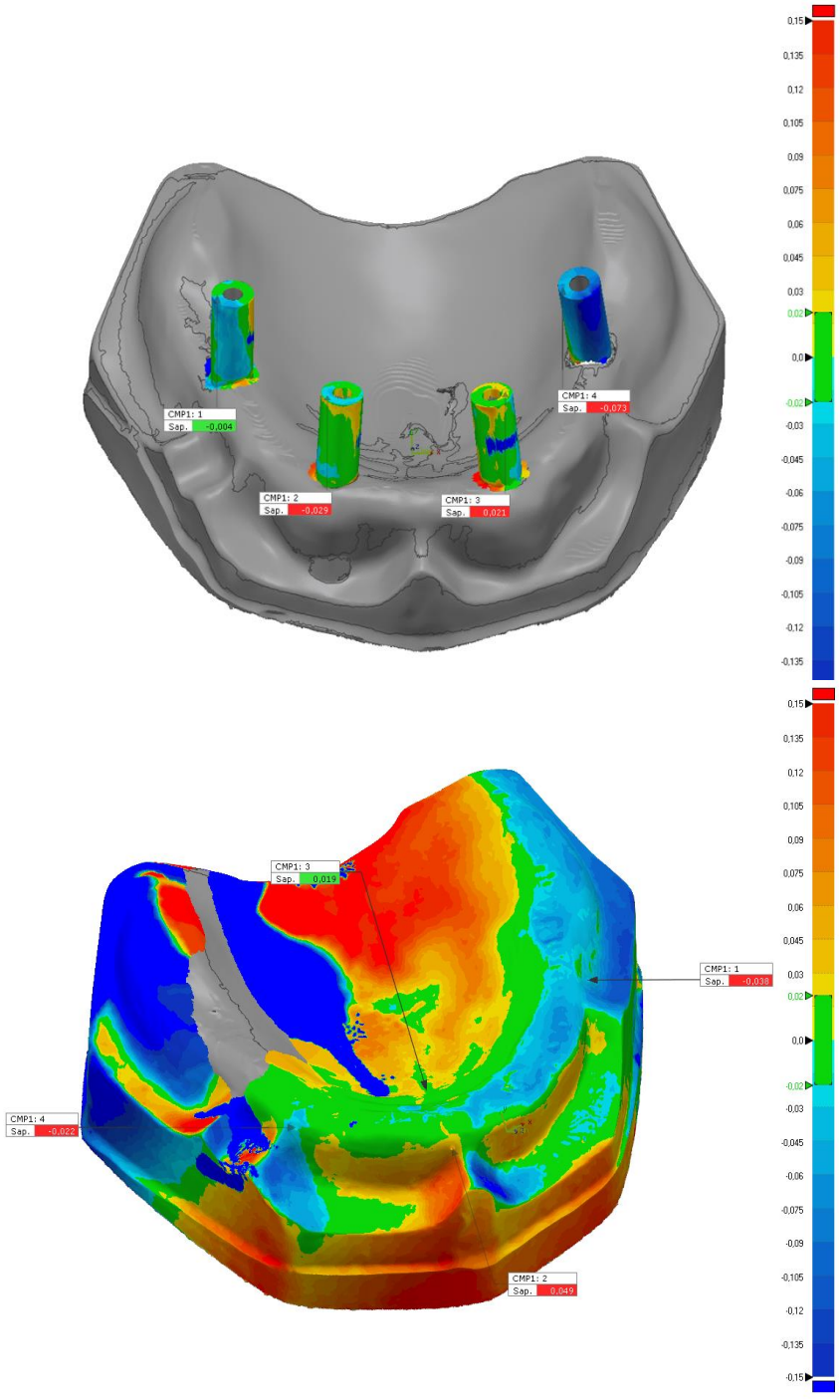
Şekil 4. 48: T4 cihazı ile alınan dördüncü ölçünün renk haritası



Şekil 4. 49: T4 cihazı ile alınan dördüncü ölçünün sapma değerleri

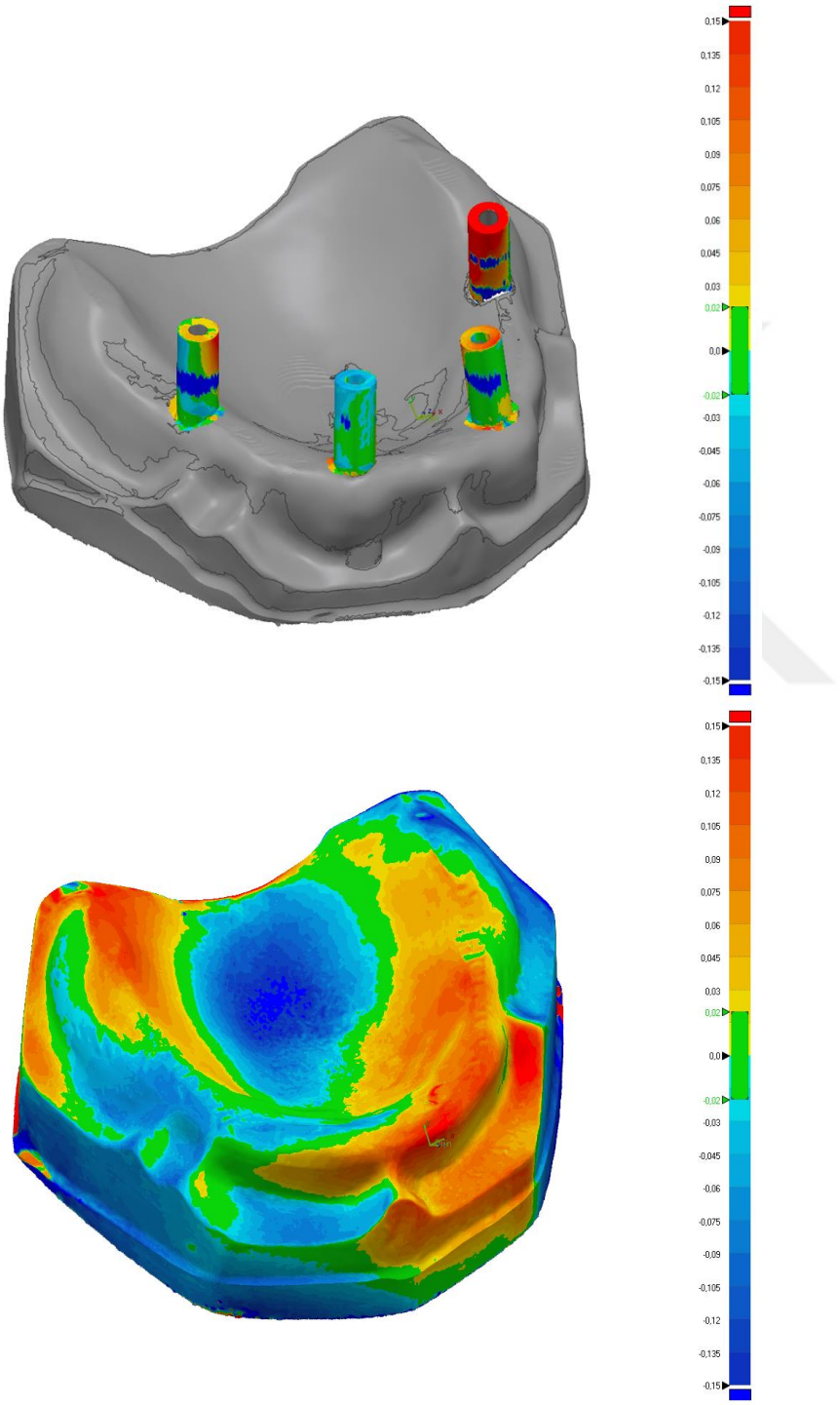


Şekil 4. 50: T4 cihazı ile alınan beşinci ölçünün renk haritası

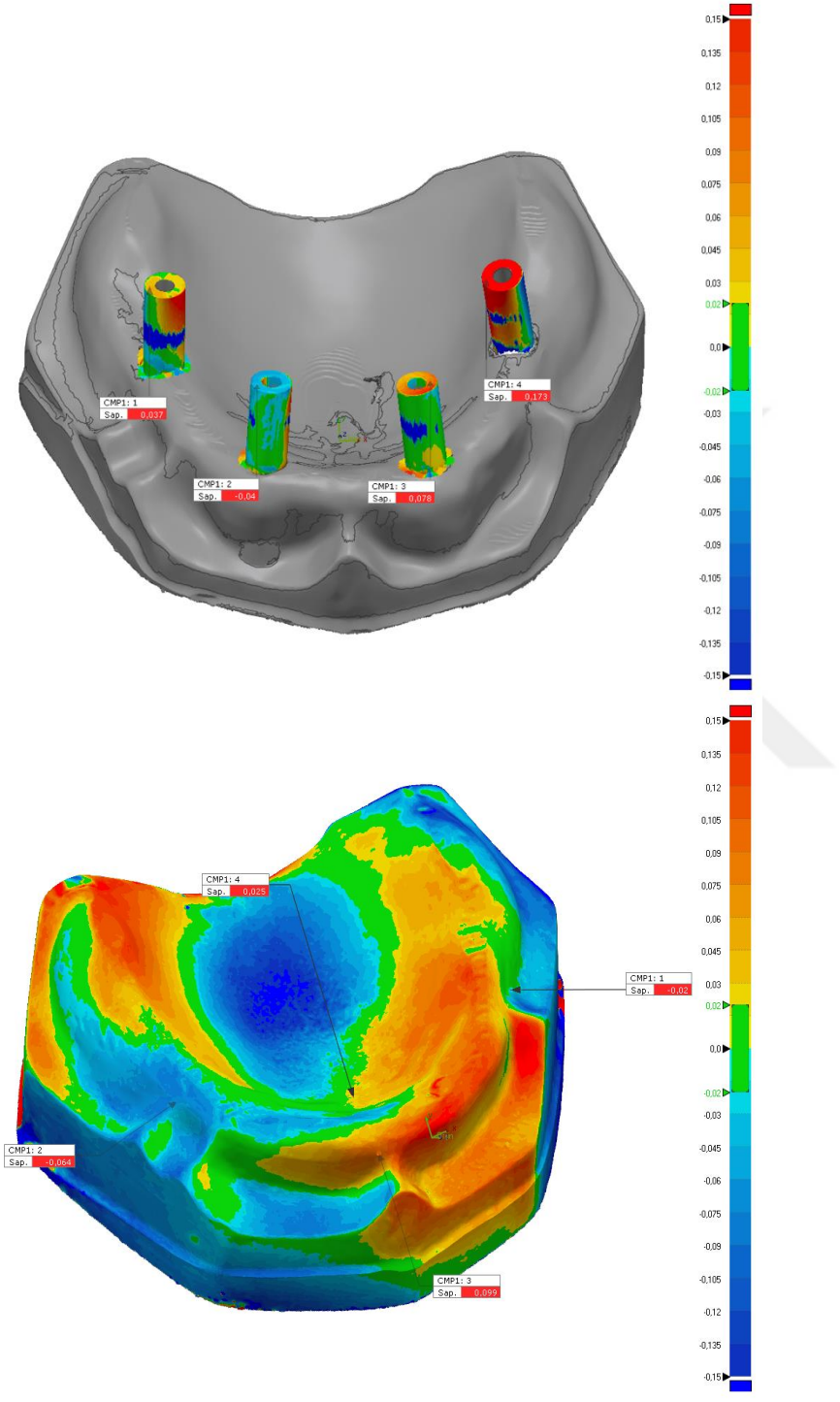


Şekil 4. 51: T4 cihazı ile alınan beşinci ölçünün sapma değerleri

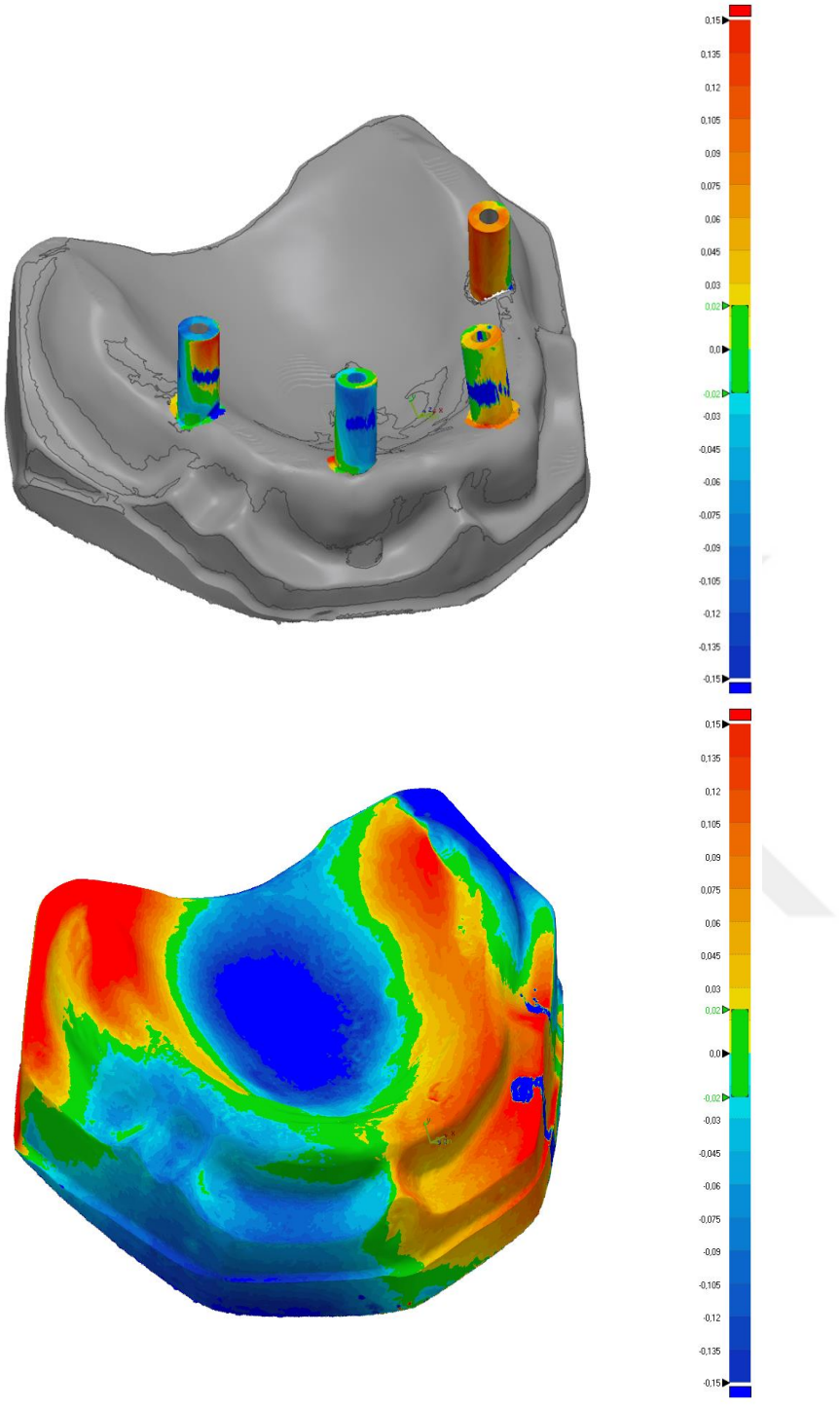
4.3.6. Trios5 tarayıcısına ait renk haritaları



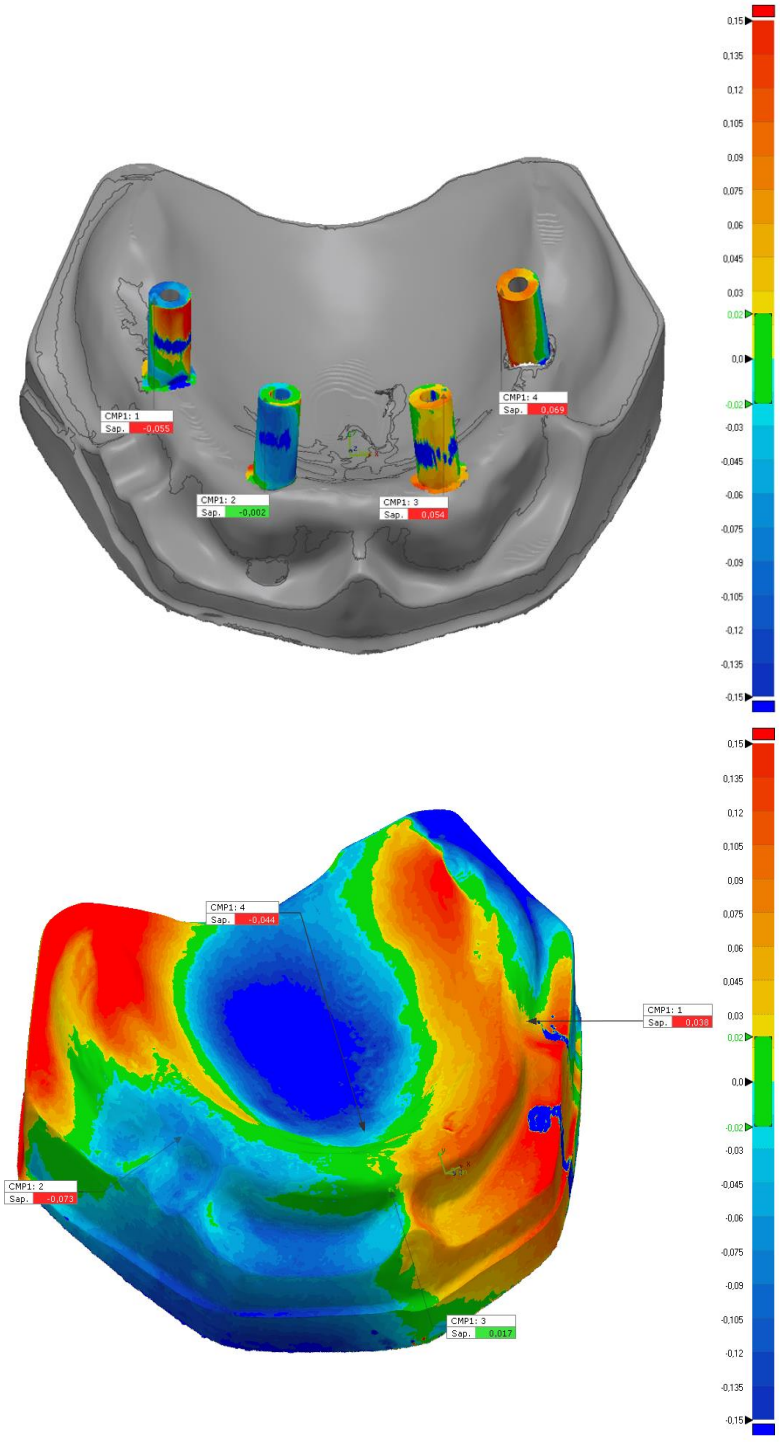
Şekil 4. 52: T5 cihazı ile alınan birinci ölçünün renk haritası



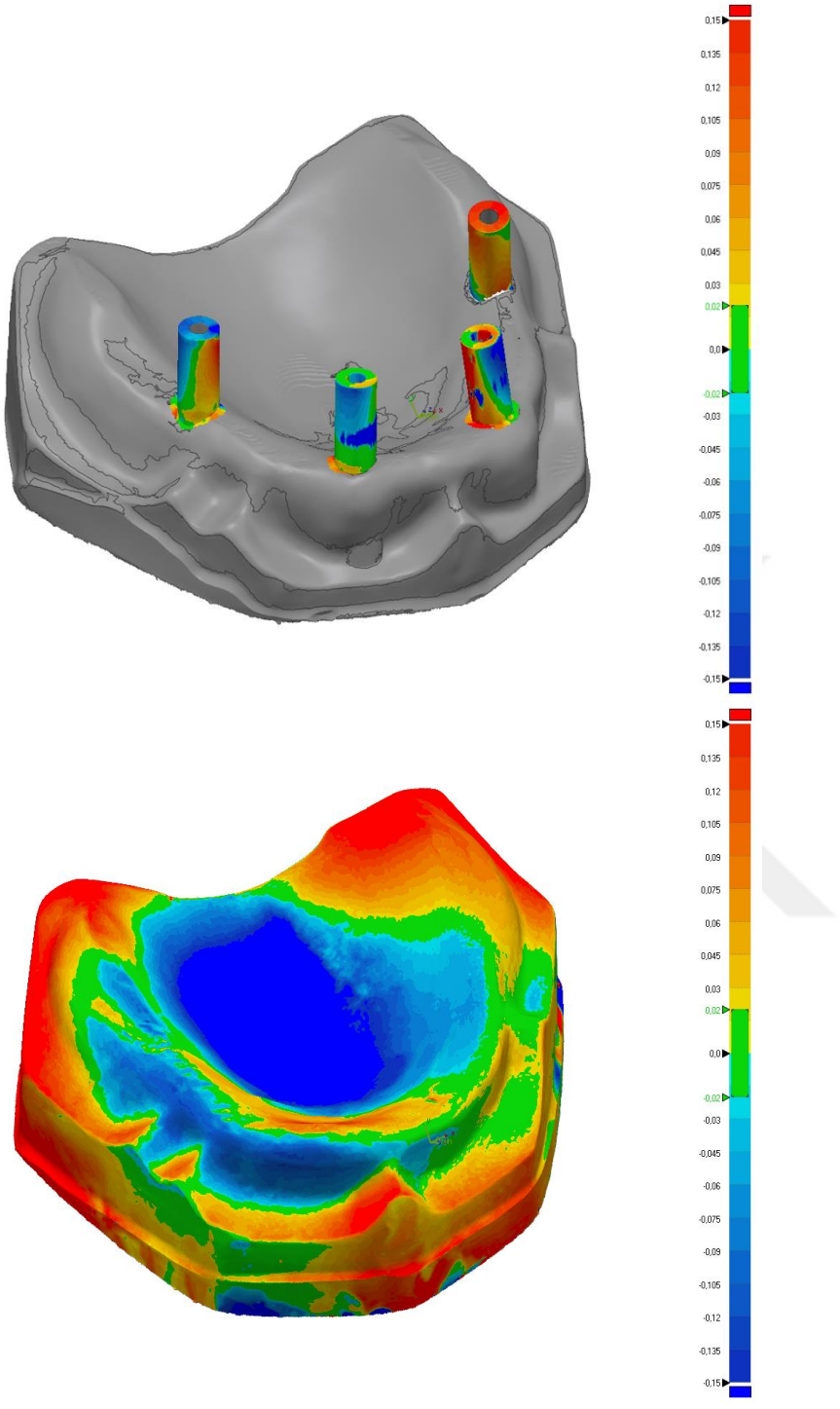
Şekil 4. 53: T5 cihazı ile alınan birinci ölçünün sapma değerleri



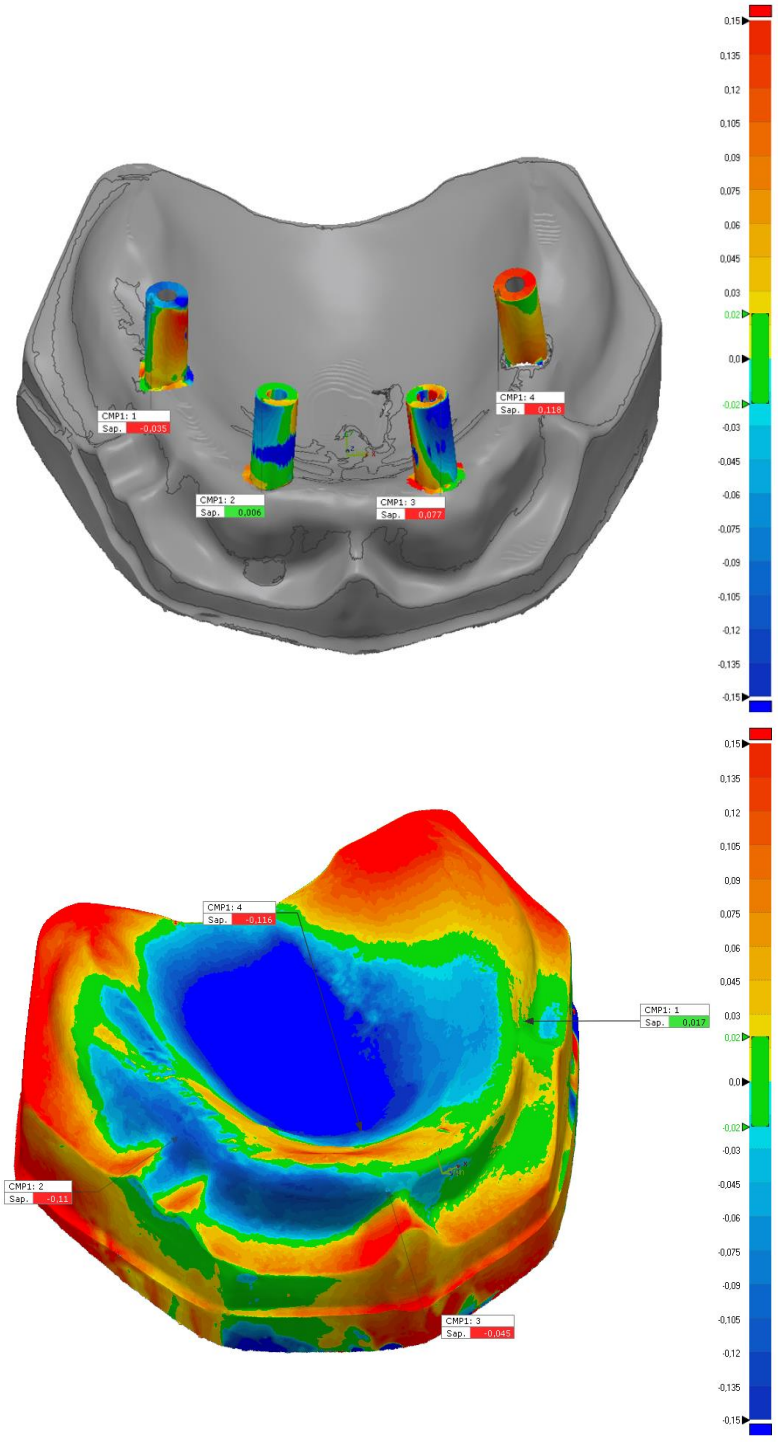
Şekil 4. 54: T5 cihazı ile alınan ikinci ölçünün renk haritası



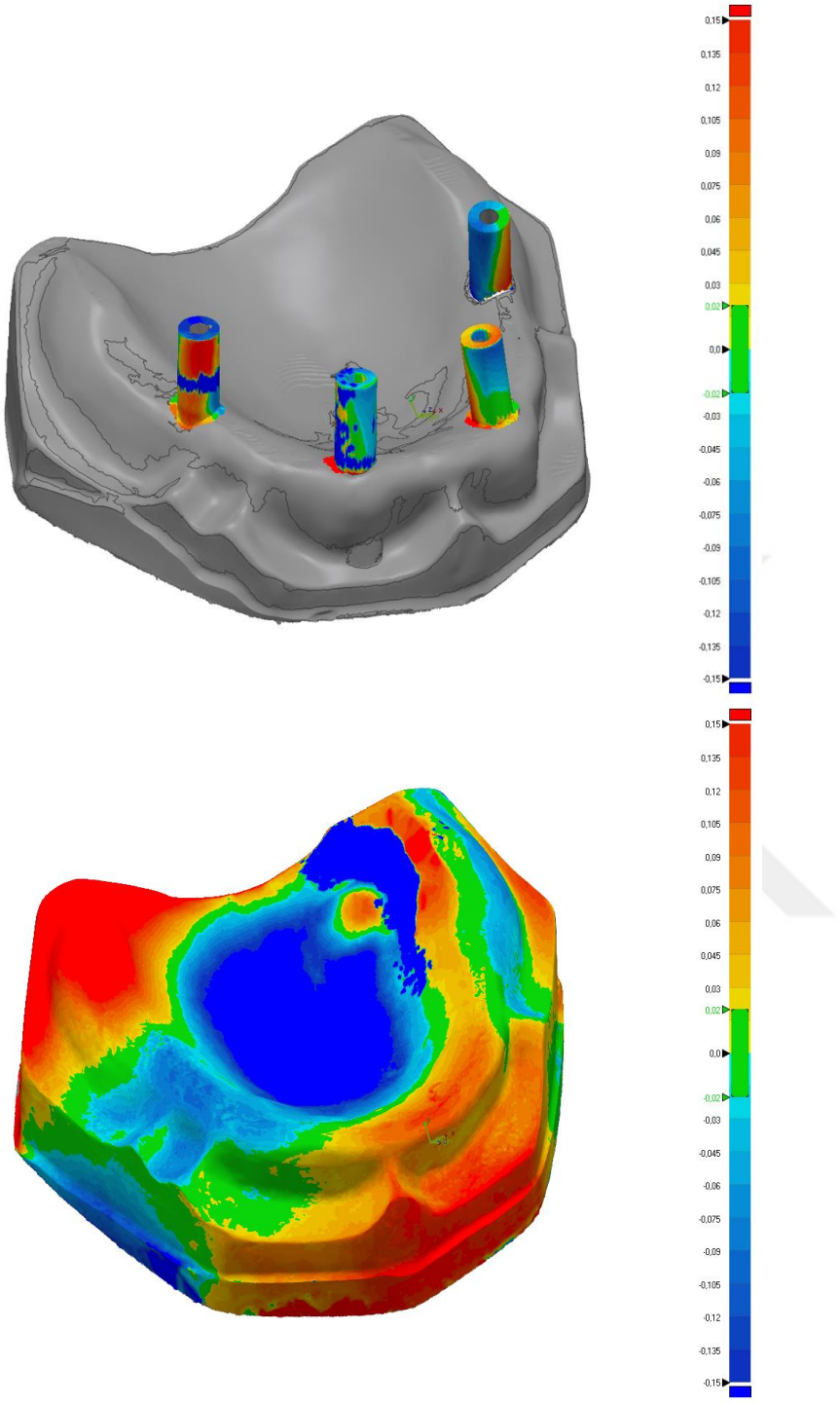
Şekil 4. 55: T5 cihazı ile alınan ikinci ölçünün sapma değerleri



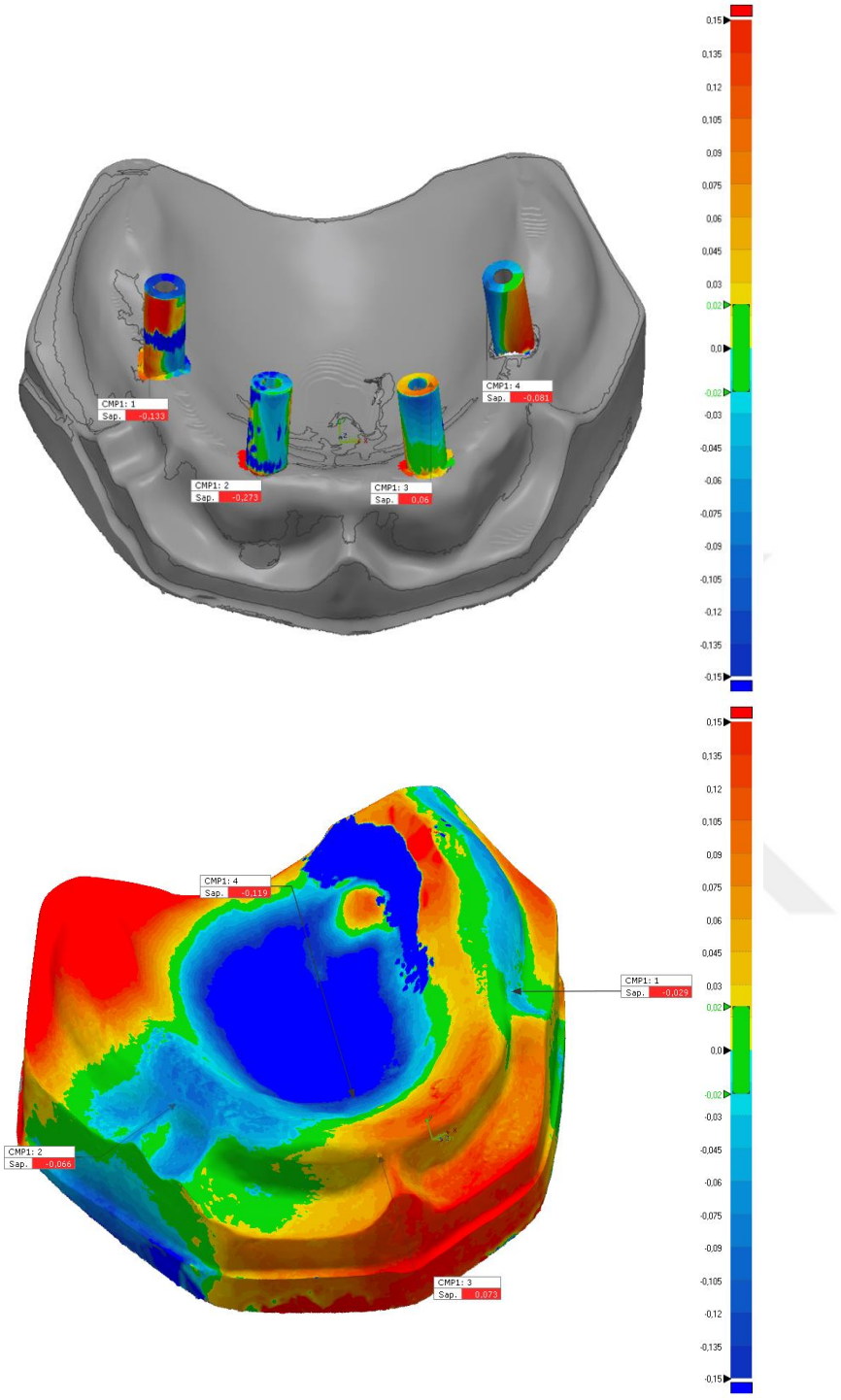
Şekil 4. 56: T5 cihazı ile alınan üçüncü ölçünün renk haritası



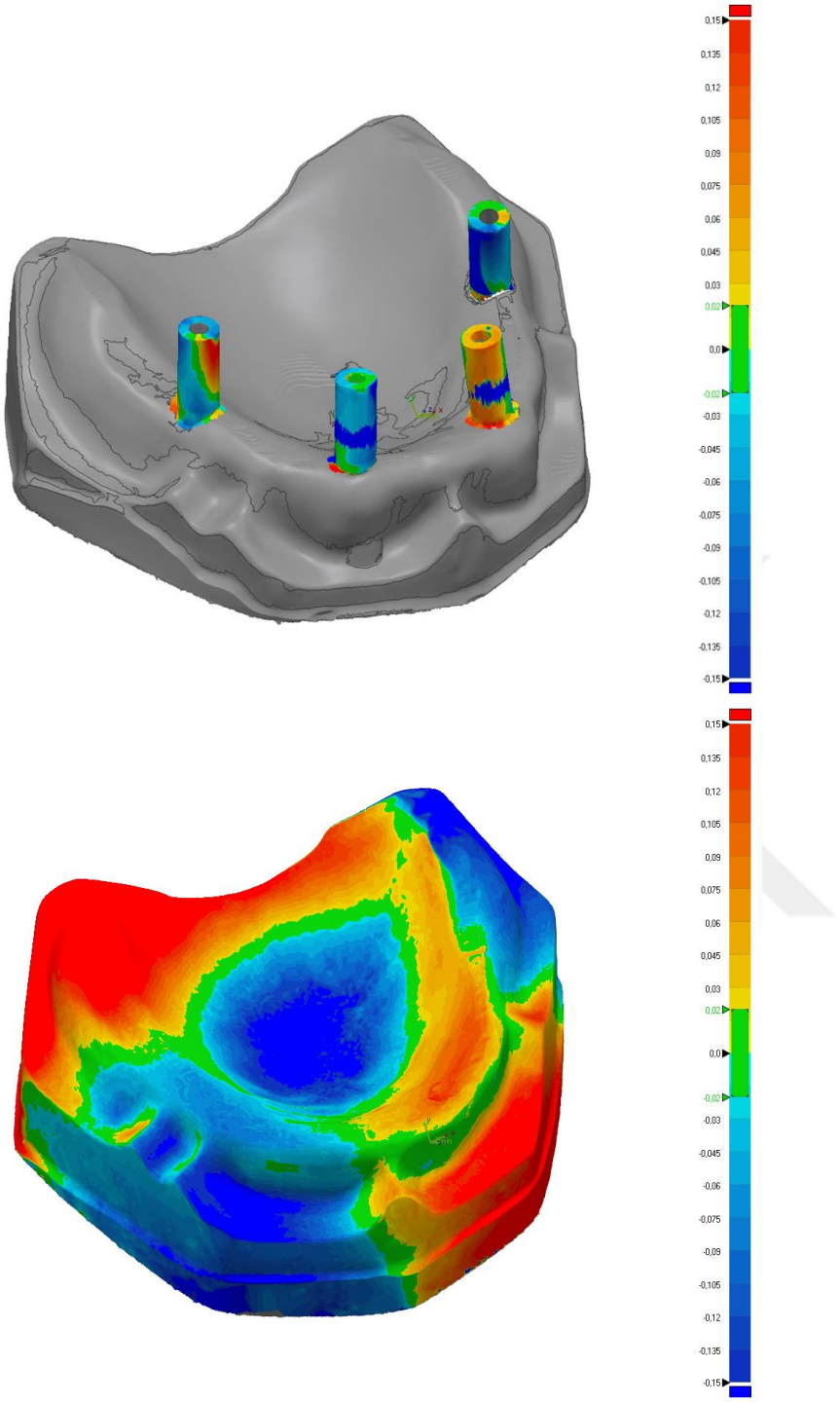
Şekil 4. 57: T5 cihazı ile alınan üçüncü ölçünün sapma değerleri



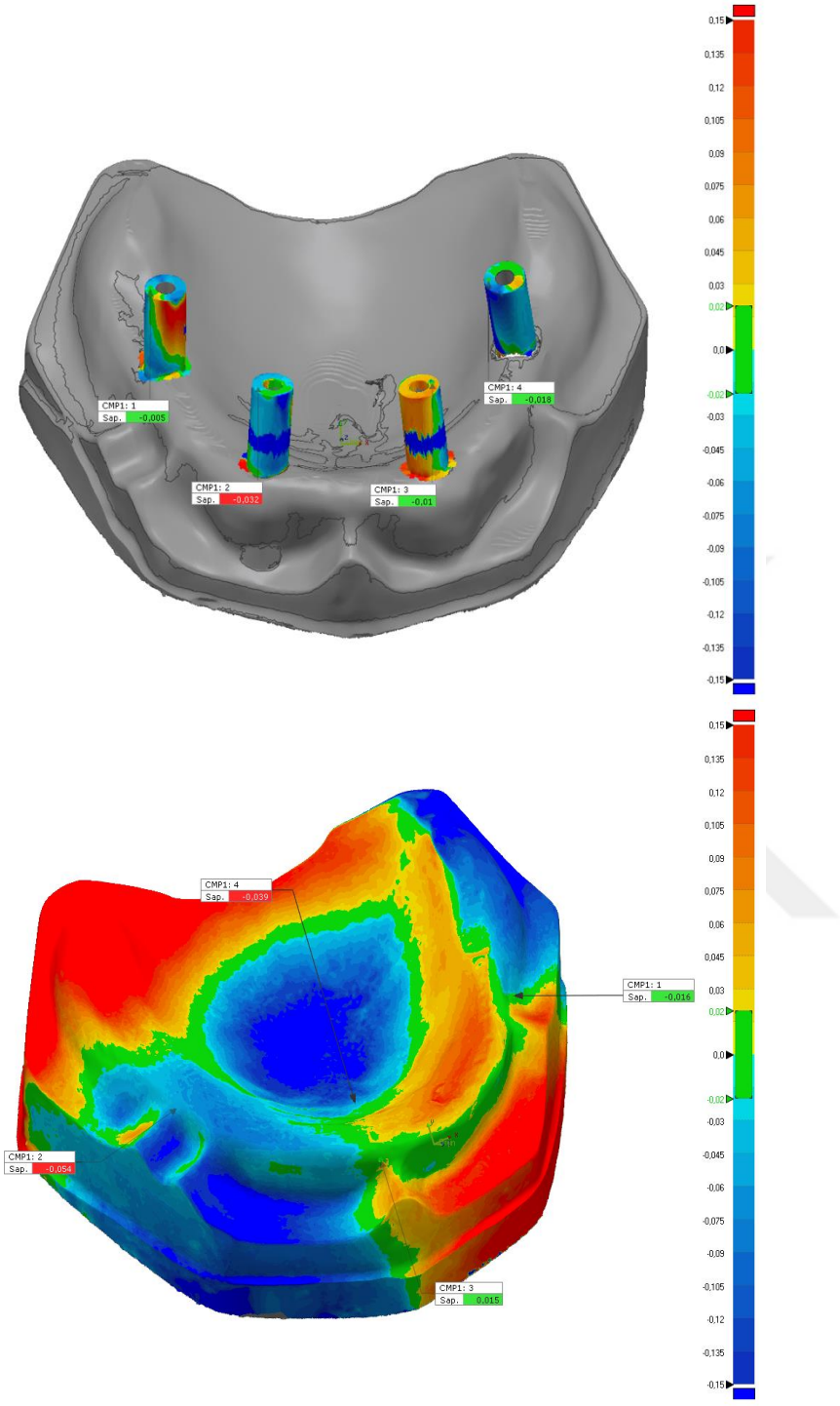
Şekil 4. 58: T5 cihazı ile alınan dördüncü ölçünün renk haritası



Şekil 4. 59: T5 cihazı ile alınan dördüncü ölçünün sapma değerleri

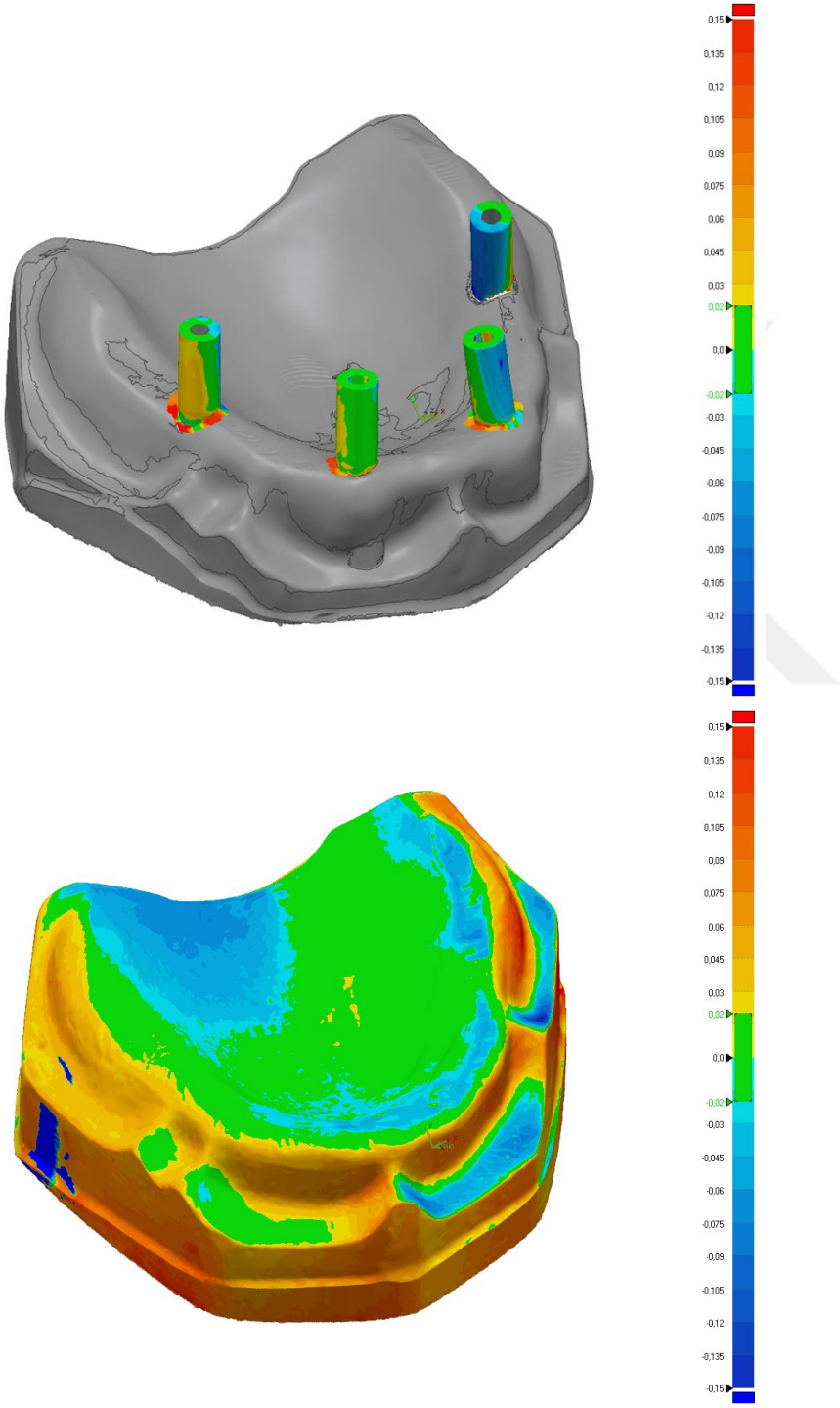


Şekil 4. 60: T5 cihazı ile alınan beşinci ölçünün renk haritası

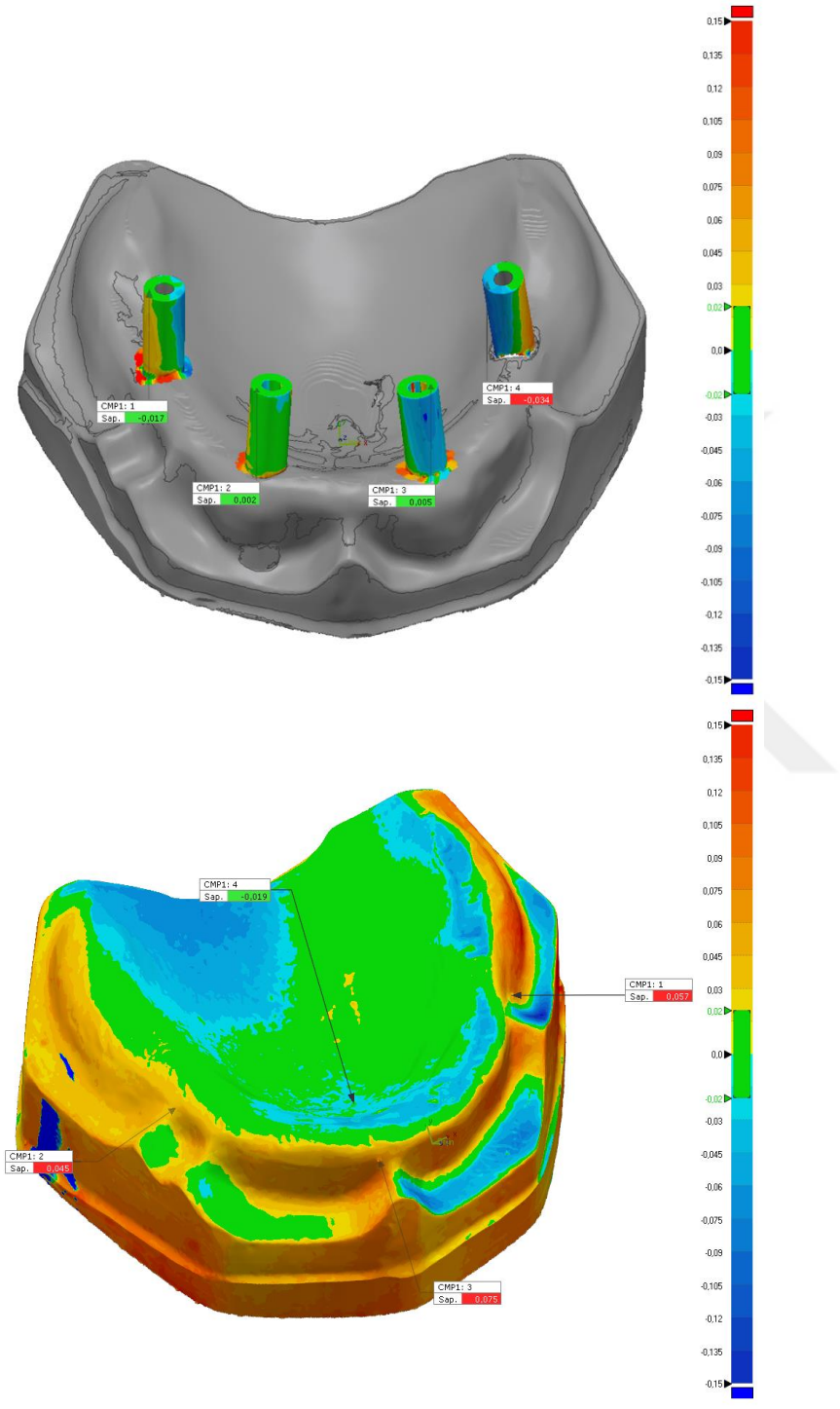


Şekil 4. 61: T5 cihazı ile alınan beşinci ölçünün sapma değerleri

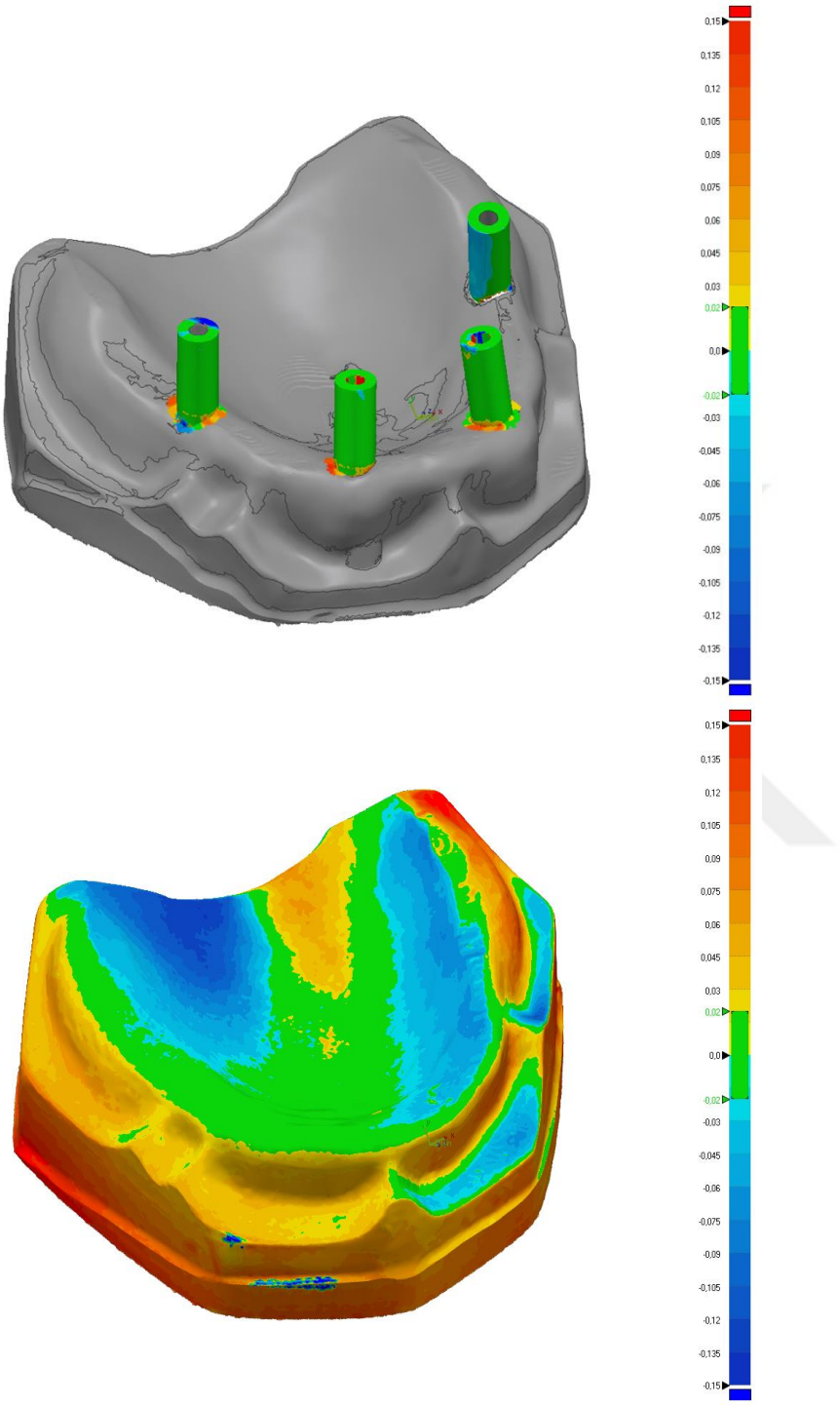
4.3.7. Virtuo Vivo tarayıcısına ait renk haritaları



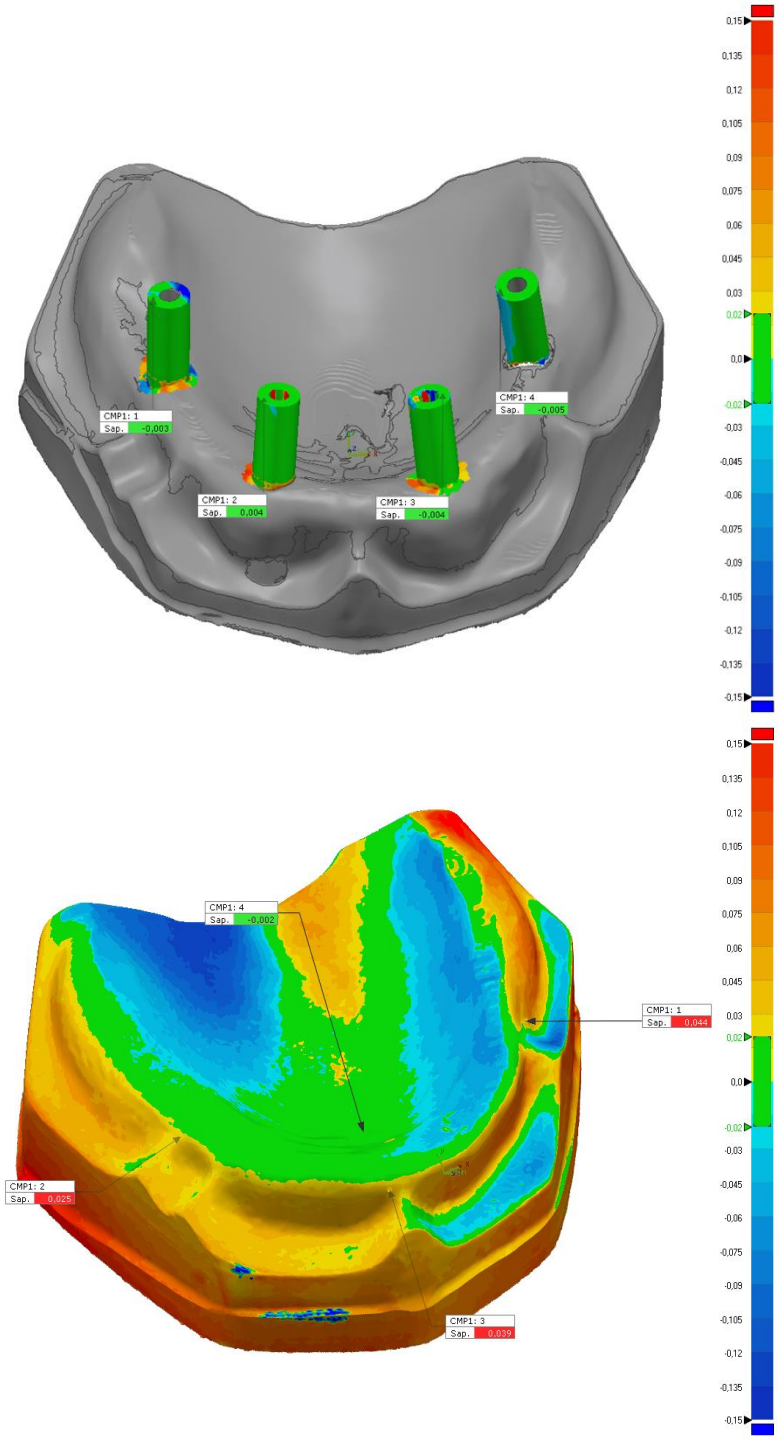
Şekil 4. 62: VV cihazı ile alınan birinci ölçünün renk haritası



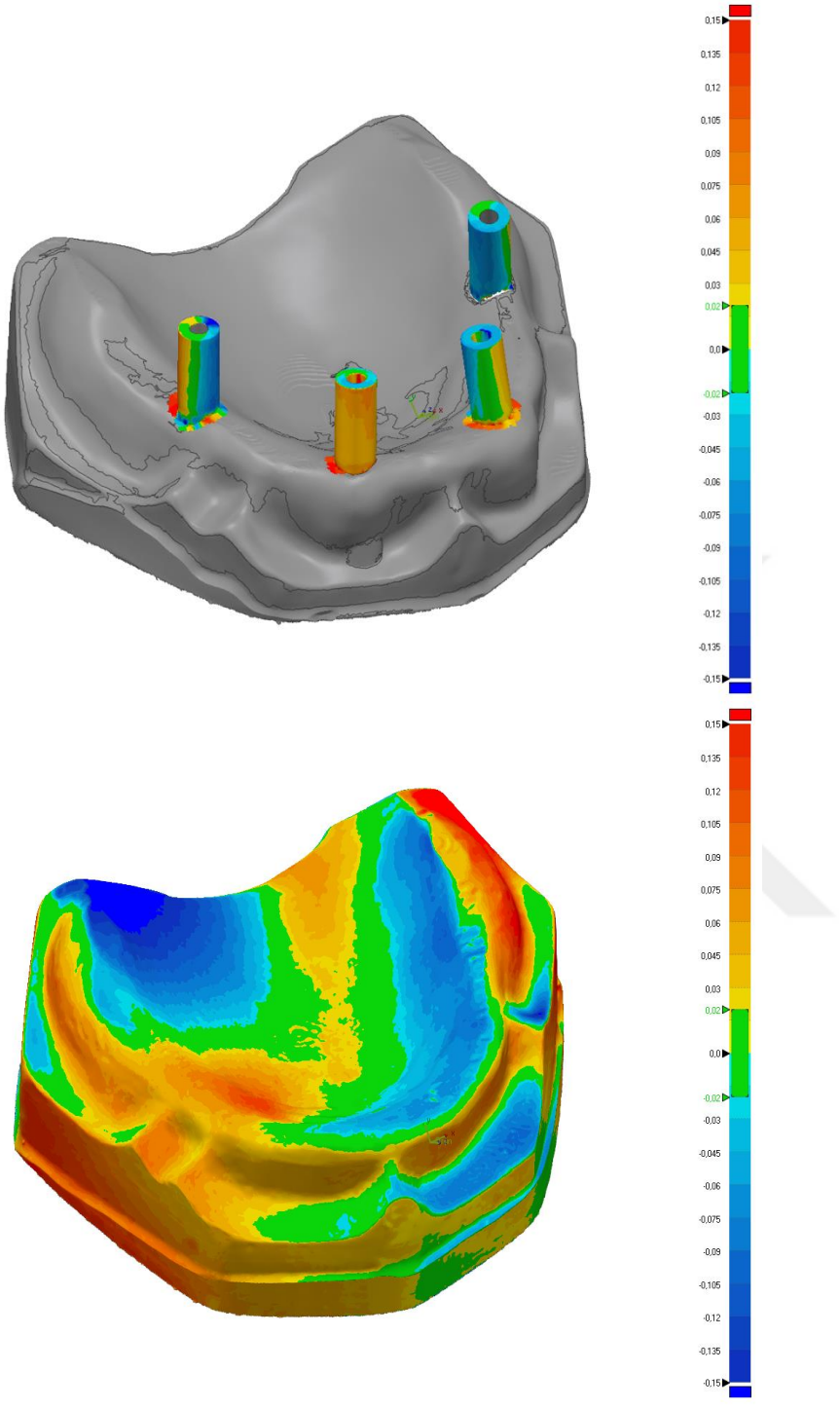
Şekil 4. 63: VV cihazı ile alınan birinci ölçünün sapma değerleri



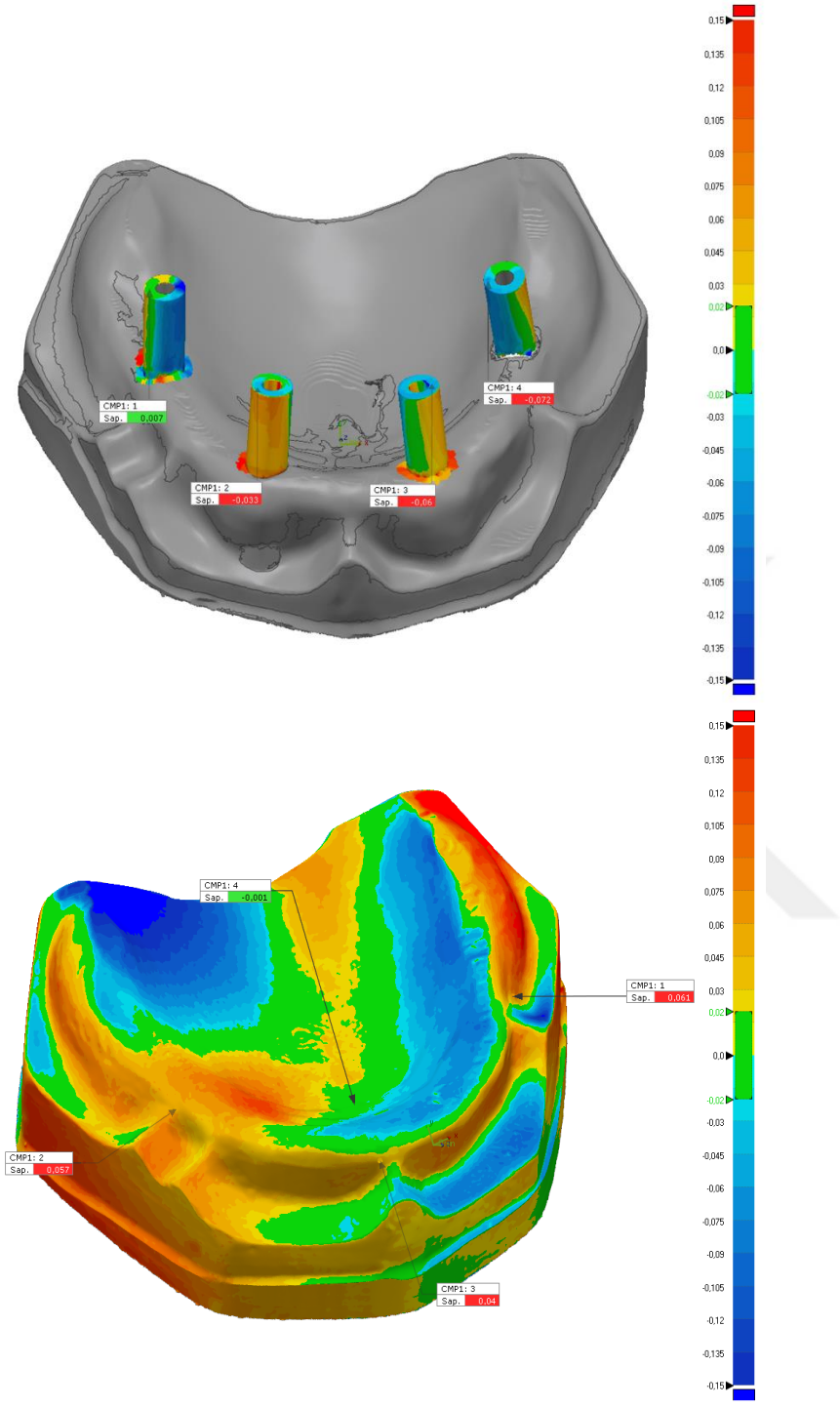
Şekil 4. 64: VV cihazı ile alınan ikinci ölçünün renk haritası



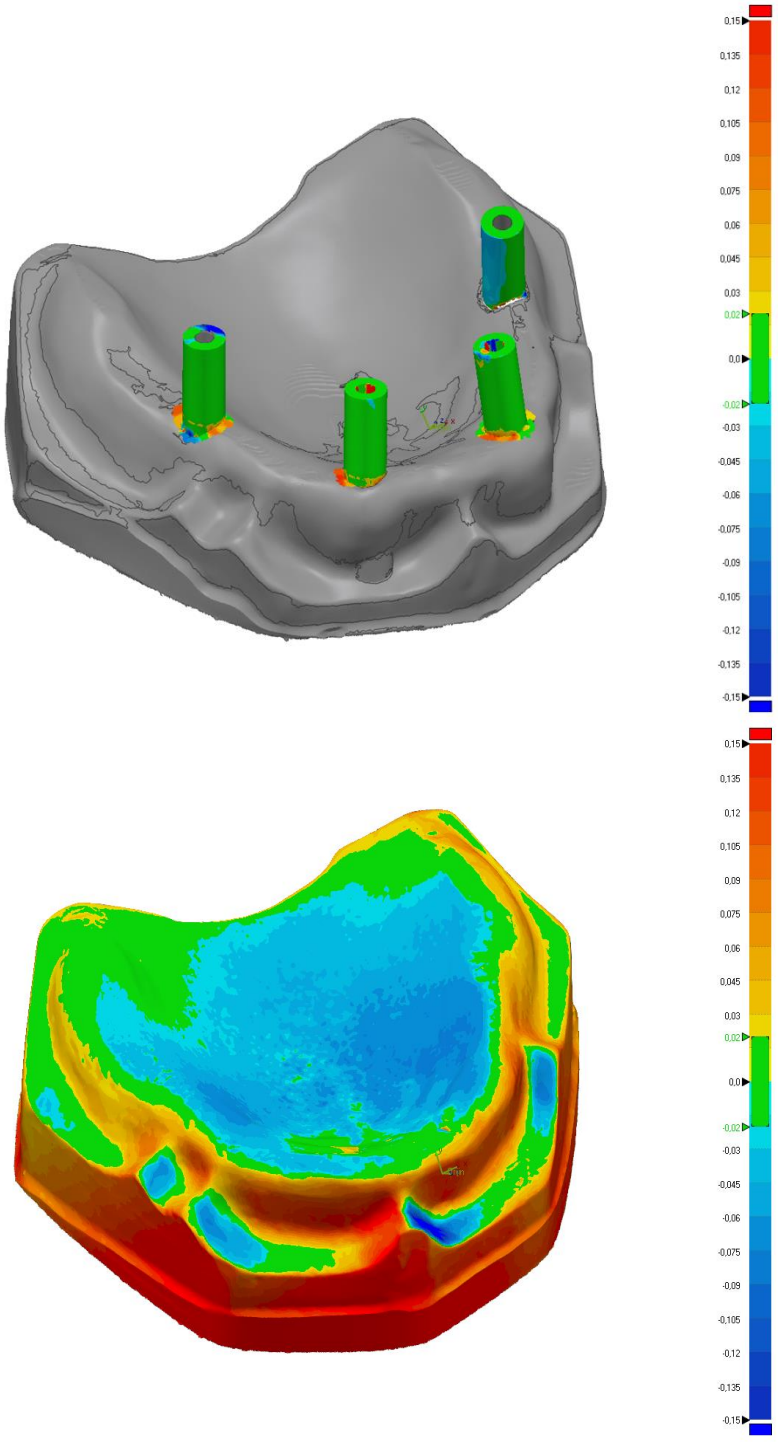
Şekil 4. 65: VV cihazı ile alınan ikinci ölçünün sapma değerleri



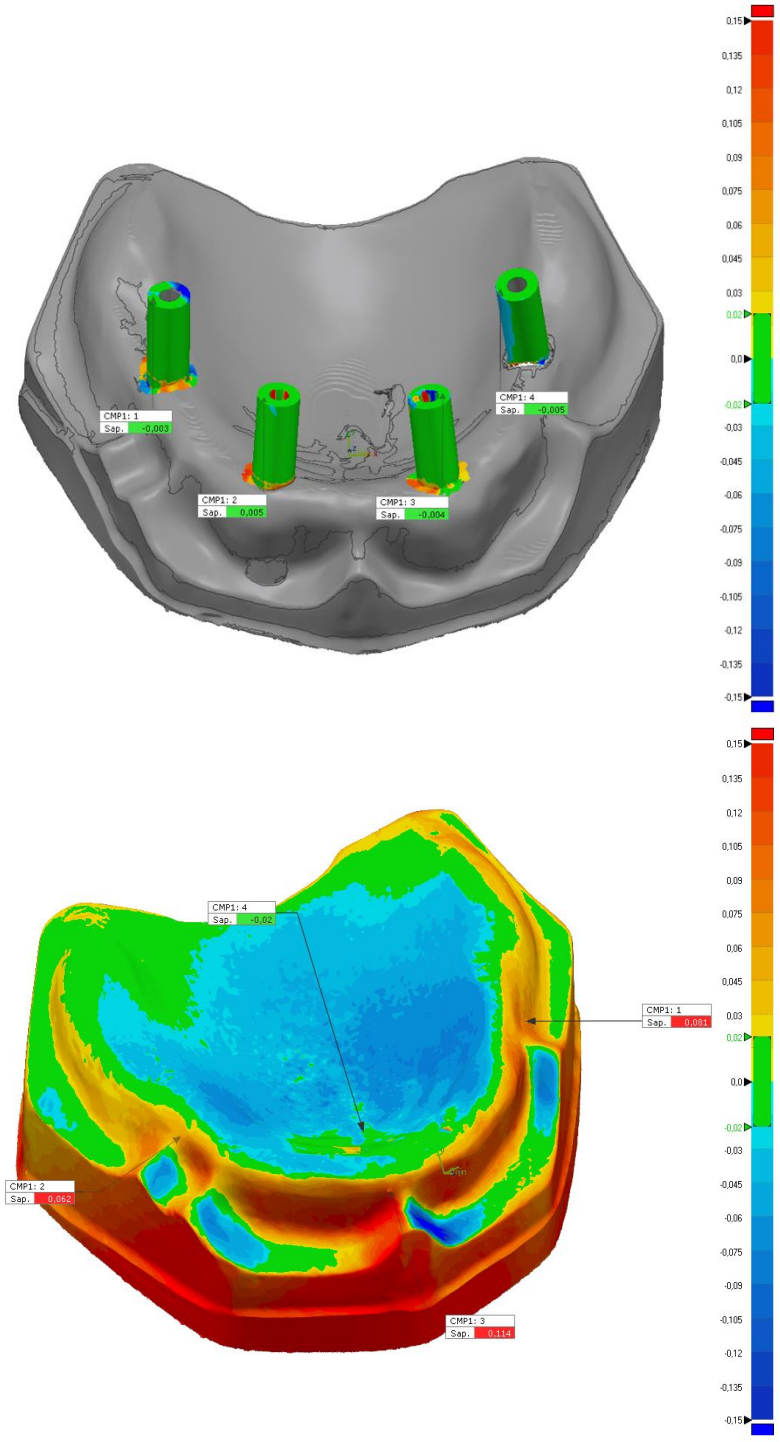
Şekil 4. 66: VV cihazı ile alınan üçüncü ölçünün renk haritası



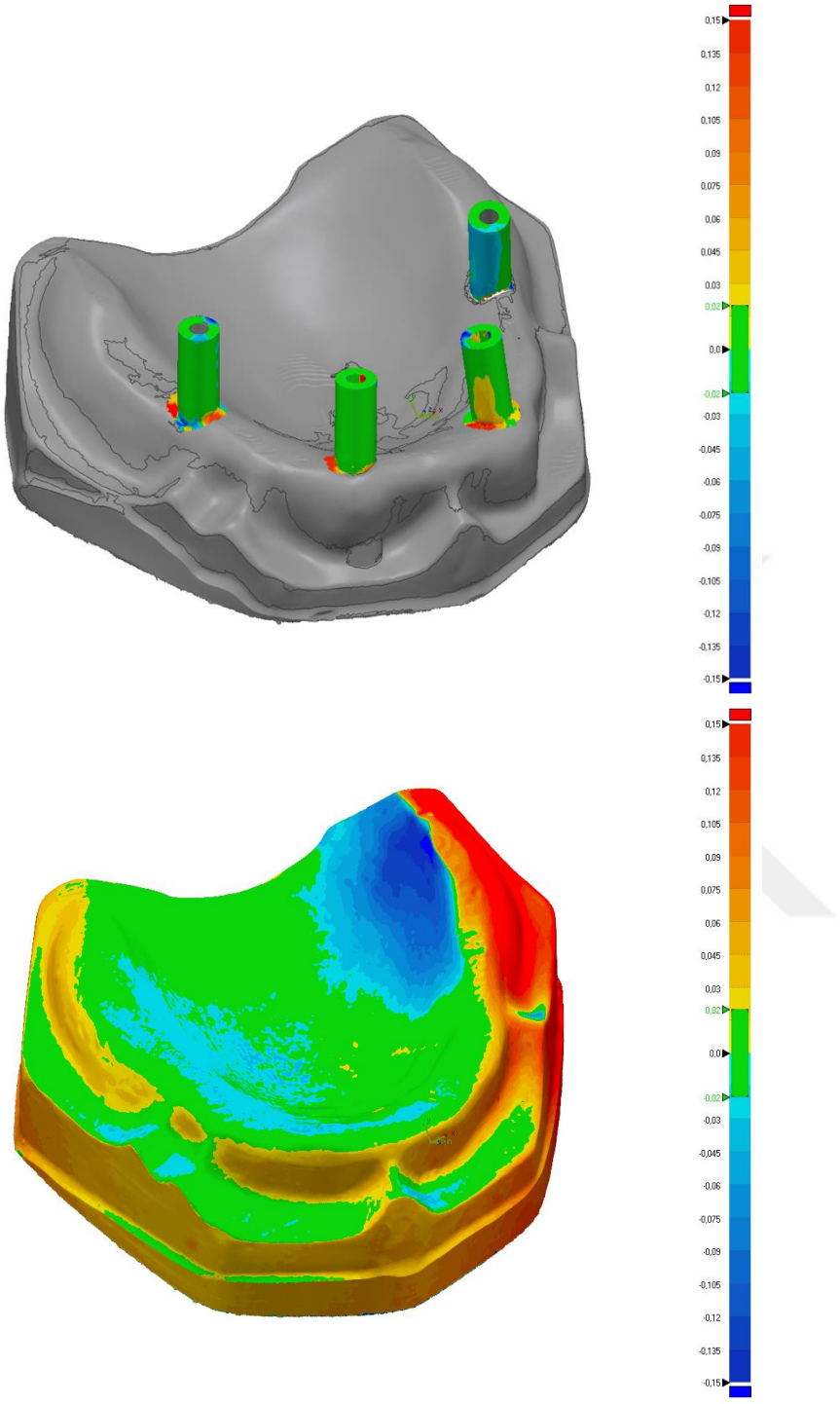
Şekil 4. 67: VV cihazı ile alınan üçüncü ölçünün sapma değerleri



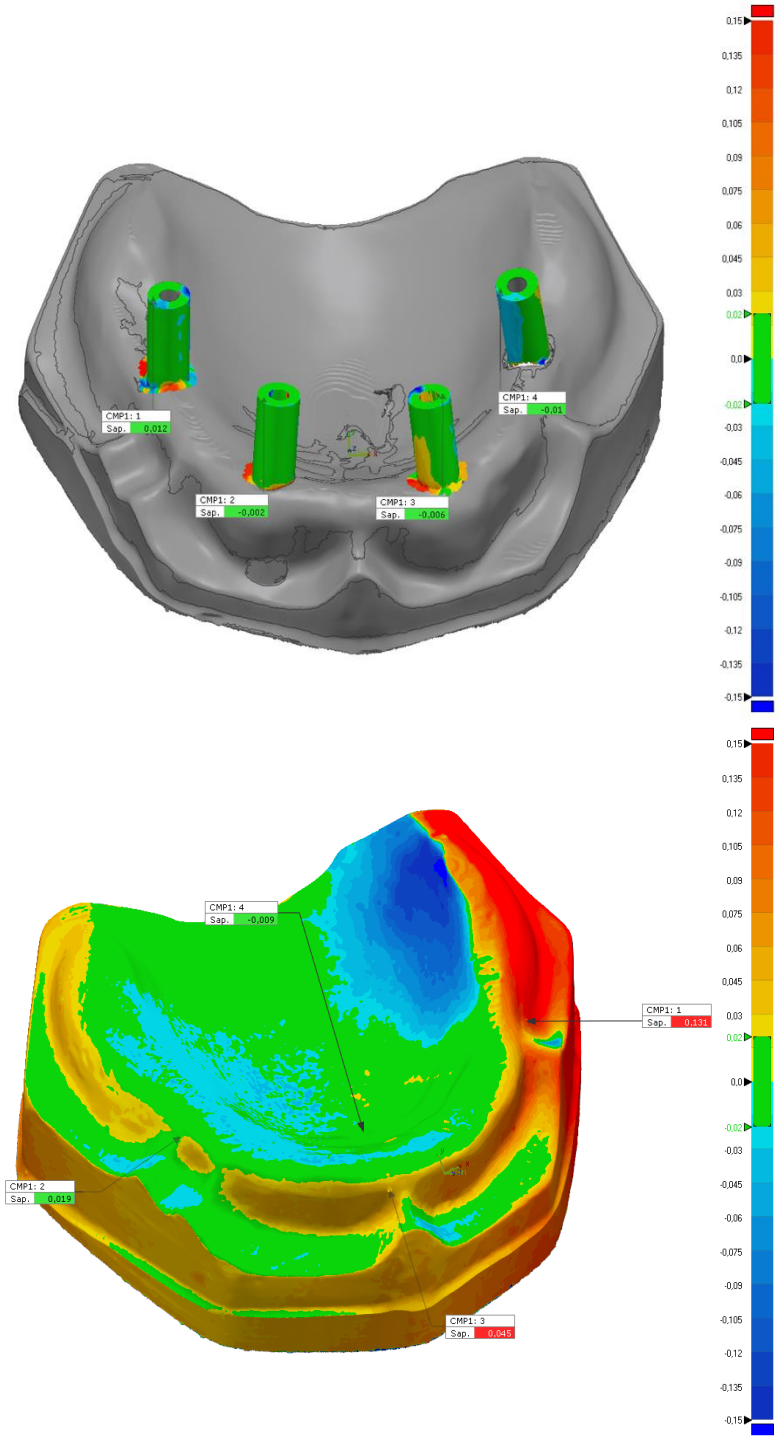
Şekil 4. 68: VV cihazı ile alınan dördüncü ölçünün renk haritası



Şekil 4. 69: VV cihazı ile alınan dördüncü ölçünün sapma değerleri



Şekil 4. 70: VV cihazı ile alınan beşinci ölçünün renk haritası



Şekil 4. 71: VV cihazı ile alınan beşinci ölçünün sapma değerleri

5.TARTIŞMA

Bu tez çalışmasında yedi farklı ağız içi tarayıcı kullanılarak farklı iki modelin dijital ölçüm doğruluğu ve hassasiyetini değerlendirmek için kapsamlı bir karşılaştırma yapılmıştır. Bulgular, farklı tarayıcıların farklı modellerde doğruluk ve hassasiyet açısından değişken performanslar sergilediğini ortaya koymuştur. CP ve T3 için Model 1 tarama sonuçları Model 2'ye göre daha doğrudur. M7 ve VV ağız içi tarayıcılar için ise Model 2 tarama sonuçları Model 1'e göre daha doğrudur. Model 2 için yapılan taramalarda en doğru tarayıcı VV tarayıcısı bulunmuştur. Model 2 için doğruluğu en az T3'tür. Model 1 için, yapılan taramalarda LM ve T4 diğer tarayıcılardan daha doğru kabul edilirken doğruluğu en az VV bulundu. Hassasiyet için yapılan analizlerde de Model 1 için LM diğer tarayıcılardan daha hassas bulundu. T3 ağız içi tarayıcısı Model 1 için Model 2'ye göre daha hassas sonuçlar verdi.

Dünya çapında yaşlı insanların oranı artmaktadır. 2050 yılına kadar, küresel projeksiyonlar 65 yaş üstü kişilerin sayısının 5 yaş altındaki kişilerin sayısının iki katından fazla olacağını ve 65 yaş üstü kişilerin sayısının 15 ila 24 yaş arasındaki kişilerin sayısını geçeceğini göstermektedir (92). Dünya çapında yetişkin nüfusun %7-69'unun tamamen dişsiz olacağı tahmin edilmektedir (93). Dişsiz hastalarda alveolar kretin rezorpsiyonunun zamanla ilerlediği bilinmektedir. Yüksek derecede alveolar kret rezorpsiyonu olan dişsiz hastalar için tam protezlerin üretimi klinik olarak zor olabilir. Benzeri görülmemiş şekilde aşırı yaşlanan toplumumuz nedeniyle günlük diş hekimliği pratiğinde bu tür zorlu vakalarla karşılaşma olasılığı artmaktadır (94,95). Tam dişsiz hastaların protetik tedavilerinde sıklıkla uygulanan tam protezlerde tutuculuk, estetik ve yeterli olmayan çiğneme fonksiyonu gibi dezavantajlar görülebilmektedir. Bu nedenle implant destekli protezler tam dişsiz hastalarda tercih edilmeye başlanmıştır (96). Tam dişsiz hastalarda dijital ölçü yöntemlerinin klinik olarak uygulanabilir olduğu ve dijital iş akışının klinik olarak mümkün olduğu belirtilmiştir (97,98).

Protetik tedavinin başlangıç aşaması olan ölçü alma işlemi, günümüzde konvansiyonel ölçü maddeleriyle yapılabildiği gibi, dijital sistemlerle de uygulanabilmektedir. Dijital sistemlerin kullanımının yaygınlaşması, geleneksel yöntemlerde karşılaşılan ek zaman ve malzeme gereksinimi, bulantı refleksi olan hastalarda rahatsızlık yaratması ve alınan ölçülerin laboratuvara fiziksel olarak iletilme

zorunluluğu gibi dezavantajlarla ilişkilendirilmektedir. Bu bağlamda, dijital yöntemler, bu sürecin daha hızlı ve konforlu bir şekilde tamamlanmasına olanak tanıyan bir alternatif olarak öne çıkmaktadır (99). Dijital teknolojilerin kullanımının artması ve bu alandaki yenilikler, CAD/CAM sistemlerinin de gelişmesini ve yaygınlaşmasını sağlamıştır. Dijital sistemler, başlangıçta sadece diş destekli restorasyonlarla sınırlı bir endikasyon alanına sahipken, günümüzde dijital yöntemlerin daha geniş bir yelpazede klinik olarak kullanılmasına olanak tanımaktadır (99). CAD/CAM sistemlerinin zamanla gelişmesiyle birlikte ağız içi tarayıcılar implant üstü protezler, diş üstü restorasyonlar ve tam protezler üretiminde de kullanılmaya başlanmıştır (99,100).

Ağız içi tarayıcılar, hekimler ve laboratuvar teknisyenlerinin iletişimini kolaylaştırması, dental alçı modellerini ortadan kaldırması ve çalışma süresini azaltması gibi çeşitli avantajlara sahiptir. Ağız içi tarayıcıların hassasiyeti ve doğruluğu, restorasyonların nihai uyumunu etkilediği için önemli bir faktördür (101,102). Literatür incelendiğinde, ağız içi tarayıcıların dijital sistemlerin bir parçası olarak henüz kısa bir geçmişe sahip olması nedeniyle bu alanda sınırlı sayıda çalışma bulunduğu görülmektedir. Ancak, bu çalışmaların sayısı her geçen gün artmaktadır. Çalışmaların çoğu implant üstü protezlerin dijital ölçü yöntemlerini karşılaştırılmasına odaklanmaktadır (88,103–105).

Rutkūnas ve ark. (106) 2023 yılına kadar literatürde bulunan araştırmaları kapsayan derlemelerinde, ele alınan tarayıcılardan bazıları Cerec, Trios3, Trios4, iTero, Mediti500, Virtuo Vivo tarayıcılarıdır. Srivastava ve ark. (107) ise 2023 yılında 12 çalışmayı değerlendirmiştir. Derlemesinde Trios3, Carestream, Lava, Trios4 tarayıcıları incelenmiştir. Çalışmamızda değerlendirilmek üzere Cerec Primescan, Mediti700, Trios3, Trios4, Trios5, Virtuo Vivo ve iTero Lumina olmak üzere yedi farklı güncel ağız içi tarayıcıya yer verildi. Bu tarayıcıların doğrulukları ve hassasiyetleri in-vitro olarak incelendi. Her tarayıcıdan beşer sefer olmak üzere, iki modelden de ayrı ayrı tarama yapılmış olunup çalışmamızda yetmiş adet deney grubu, kontrol grubu ile kıyaslandı.

Literatürde implant destekli protez ölçülerinin doğruluğunu etkileyen çeşitli faktörlerden söz edilmektedir. Bu faktörler arasında ağız içi tarayıcının kullandığı teknoloji, cihazın yazılımı, operatörün deneyimi ve yetkinliği ve uygulanan protokol, tarama başlığının özellikleri ve klinik koşullar yer almaktadır. Bu unsurlar, dijital ölçüm sürecinin kalitesini ve doğruluğunu doğrudan etkilemektedir (108,109). Bir çalışmada

dijital tarama işlemlerinde doğruluğu artırmak için operatörün rolünü ve etkisi incelenmiştir. Operatörün doğru tarama tekniklerini uygulaması, tarama sürecinin her aşamasında dikkatli olması ve kullanılan cihazın özelliklerine hâkim olması, tarama sırasındaki el hareketleri, tarama hızının ayarlanması, tarayıcıyı sabit tutma gibi operatör becerilerinin tarama sonuçlarının kalitesini doğrudan etkilediği sonucuna ulaşılmıştır (110). Revell ve ark. (104) operatör tecrübesinin etkisini beş implant içeren bir maksilla üzerinde beş farklı tarayıcı sistemi kullanarak incelemiş ve elde ettikleri sonuçlara göre operatör deneyiminin tarayıcıların doğruluğunu önemli ölçüde artırdığını tespit etmişlerdir. Çalışmada, deneyimli operatörlerin tarama sürecini daha doğru ve verimli bir şekilde yöneterek, tarayıcı sistemlerinin ölçüm doğruluğunu olumlu yönde etkiledikleri görülmüştür. Çalışmamızda karşılaştırılan ağız içi tarayıcılar, tek bir operatör tarafından kullanılmıştır. Tarama işlemlerine başlamadan önce, üretici firma temsilcisi tarafından operatöre cihazların kullanımıyla ilgili teorik eğitim verilmiş ve her tarayıcı ile beşer adet deneme taraması gerçekleştirilmiştir. Bu yöntemle, çalışmada operatör tecrübesinin olası etkisini en aza indirmek amaçlanmıştır.

Çalışma stratejileriyle ilgili Müller ve ark. (80) bir model üzerinde bir tarayıcı kullanarak üç farklı tarama stratejisi denemişlerdir. Yapılan analizler sonucunda, bu farklı stratejilerle elde edilen üç boyutlu modeller arasında anlamlı bir fark tespit edilmemiştir. Çalışma, tarama stratejisinin nihai sonuçlar üzerinde belirgin bir etki yaratmadığını ortaya koymuştur. Nagy ve ark. (111) altı farklı ağız içi tarayıcı kullanarak beş farklı tarama stratejisini değerlendirmiştir. Araştırma sonuçları, uygulanan tarama stratejilerinin elde edilen verinin doğruluğu üzerinde anlamlı bir etkisi olmadığını göstermiştir. Çalışma, tarama stratejilerinin dijital ölçüm sonuçlarına kayda değer bir doğruluk farkı yaratmadığını bildirmişlerdir. Latham ve ark. (112) dört farklı ağız içi tarayıcı ile dört farklı tarama stratejisini değerlendirmişlerdir. Araştırma sonucunda, bazı tarayıcılarda tarama stratejilerinin sonuçları etkilediği, ancak diğer tarayıcılarda bu stratejilerin sonuçlar üzerinde bir etkisinin olmadığı rapor edilmiştir. Çalışmamızda, tarama stratejilerinin dijital tarayıcıların performansına olan etkisi araştırma konusu olarak ele alınmamıştır. Tüm taramalar, üretici firmanın sağladığı talimatlara uygun şekilde gerçekleştirilmiştir.

Literatürde, farklı teknolojik prensiplere dayanan ağız içi tarayıcıların değerlendirildiği çeşitli çalışmalara rastlanmaktadır. Ancak, hangi tarayıcı teknolojisinin

daha etkili olduğu veya kullanılan teknolojinin tarayıcı performansını nasıl etkilediği konusunda net bir uzlaşı bulunmamaktadır. Richert ve ark. (63) ağız içi tarayıcıların teknolojik farklardan bağımsız olarak klinik anlamda başarılı olduğunu ifade ederken, Kachhara ve ark. (113) yaptıkları literatür incelemesinde AWS teknolojisini kullanan tarayıcıların daha doğru sonuçlar verdiğini, ancak mevcut çalışmaların yetersiz olduğunu ve bu alanda daha fazla araştırmaya ihtiyaç duyulduğunu belirtmişlerdir. Çalışmamızda kullanılan Mediti700 cihazı triangulasyon teknolojisini, 3Shape Trios3, Trios4 ve Trios5 cihazları ise konfokal lazer teknolojisini kullanmaktadır. Dental Wings-Straumann Virtuo Vivo cihazı ortografik projeksiyon teknolojisini kullanarak tarama yapmaktadır. Lumina cihazı ise 'Çoklu Doğrudan Yakalama™ (MDC) teknolojisi' ile çalışmaktadır (74).

Farklı ağız içi tarayıcıların farklı ortam ışıklarında doğruluk ve hassasiyetleri karşılaştırıldığı bir çalışmada, tüm tarama teknolojileri için en iyi doğruluğu sağlayan ideal aydınlatma koşulunun bulunamadığı bildirilmiştir. iTero için ünit ve oda ışık koşulları daha iyi doğrulukta ortalama değerlerle sonuçlandığı, Cerec Omnicam için sıfır ışık daha iyi doğruluk gçsterdiği, Trios 3 için de oda ışığının daha iyi sonuçlar verdiği bildirildi. Çalışma, klinik uygulamalarda ağız içi dijital taramalar yapılırken ortam ışığının optimize edilmesi gerektiğini ve tarayıcıların bu koşullara göre seçilmesinin öneminli olduğunu ifade etmiştir (114). Çalışmamızda gerçekleştirilen tüm taramalar, oda aydınlatması altında yapılmıştır. Çünkü kullanılan ağız içi tarayıcıların kullanıldığı kliniklerin farklı konumlarda olması sebebiyle, çevresel aydınlatmanın değeri, sıcaklık, basınç ve nem oranı gibi çevresel faktörler standardize edilememiştir. Bu durum, çalışmamızın sınırlamaları arasında değerlendirilebilir.

Çalışmamızda, referans dijital tarama görüntüsü oluşturmak için literatürde de sıkça kullanılan Atos Capsule (GOM GmbH, Braunschweig, Almanya) adlı endüstriyel tarayıcı tercih edilmiştir (115,116). Kontrol ve test grupları arasındaki sapma değerlerinin hesaplanmasında da benzer çalışmalara paralel şekilde Geomagic Control X (Kuzey Karolina, Amerika Birleşik Devletleri) yazılımı ve hassas çakıştırma metodu kullanılarak yüzey sapmaları hesaplanmıştır (117,118). Literatürde, referans ve çalışma modellerindeki işaretlenen noktalar veya implant, tarama başlığı yapıları arasındaki üç boyutlu sapmaların sanal ortamda hesaplanarak dijital ölçüm doğruluğunun değerlendirilmesine yönelik çeşitli çalışmalar mevcuttur (88,119,120). Bu çalışmalar,

dijital ölçü yöntemlerinin etkinliğini analiz etmede önemli bir yöntem olarak kabul edilmektedir.

Dönmez ve ark. (121) tarafından yapılan bir çalışmada 2 implantın yerleştirildiği modellerde Cerec Primescan (Dentsply Sirona) ve Trios 3 (3Shape) karşılaştırılmıştır. Referans tarama için ATOS Capsule 200MV120 endüstriyel tarayıcı kullanılmıştır. Çalışmaların sonucunda Cerec Primescan'in Trios 3'e göre benzer veya daha üstün doğruluğa sahip olduğu bildirilmiştir. Mutwalli ve ark. (122) tarafından yapılan bir çalışmada, birden fazla implantı olan total dişsiz model Trios 3, Trios 3 Mono ve iTero ağız içi tarayıcıları ile taranmıştır. Trios 3'ün en düşük doğruluk ve hassasiyete sahip olduğu bulunmuştur. Bu çalışmaların sonuçları mevcut çalışmamızın sonuçlarıyla uyumludur. Başka bir çalışmada diş preparasyonlarının mevcut olduğu bir modelde tam ark ve yarım ark taramaları yapılmıştır ve Trios5, Cerec Primescan, Medit i700, iTero ağız içi tarayacıların doğrulukları karşılaştırılmıştır (123). Çalışmada kullanılan güncel ağız içi tarayıcılar çalışmamızda da karşılaştırdığımız tarayıcılarla benzerlik göstermektedir. Çalışmanın sonucunda bulunan Trios5'in Cerec Primescan'e göre daha başarılı bulunması çalışmamızı desteklemektedir.

Dijital implant taramalarının karşılaştırıldığı bir çalışmada Cerec Omnicam, CEREC Primescan, CS 3600, DWIO, Mediti500, iTero Element, PlanScan, Trios2, Trios3 ve True Definition ağız içi tarayıcıları kullanılmıştır. Tarayıcılar arasında Cerec Primescan ve Trios3 en yüksek doğruluğa sahipti, bunu Mediti500, Trios2 ve iTero Element takip etmiştir (124). Çakmak ve ark. (125) Virtuo Vivo, Trios3, Cerec Omnicam ve Cerec Primescan tarayıcılarını tek implant üzerinde karşılaştırdığı çalışmasında tarayıcılar arasında doğruluk farklılıkları anlamsız bulunmuştur. İmplant üstü protezlerin dijital ölçü doğruluğunu karşılaştıran bir çalışmada True Definition, Trios3, Omnicam, CS3500, CS3600, Planmeca Emerald ve Dental Wings tarayıcıları ile tarama yapılmıştır. Trios3 diğer tarayıcılara göre daha başarılı bulunmuştur (126). Bilmenoğlu ve ark. (127) 10 tane farklı tarayıcıyı karşılaştırdıkları 6 implant yerleştirilmiş model taramasında, Trios 3'ün diğer tarayıcılardan daha az sapma miktarı gösterdiğini bildirmişlerdir. Lava C.O.S, True Definition, Omnicam, Trios3'ün karşılaştırıldığı 6 implantın yerleştirildiği bir model taramasında da en iyi performans gösteren tarayıcılar True Definition ve Trios3 bulunmuştur (128). Kim ve ark. (129) 6 adet implant yerleştirilmiş kısmi dişsiz bir model taramasında Omnicam, CS3600, i500, iTero Element ve Trios3 tarayıcılarını

karşılaştırmıştır. Trios3 ve i500 tarayıcılarının diğerlerine göre daha doğru sonuçlar elde ettiği belirtilmiştir. Bu bulgular ile çalışmamızın sonuçları arasındaki farklılık kullandığımız tarayıcıların yeni sürüm ve güncel tarayıcılar olmasna bağlı olabilir. Başka bir çalışmada (130) açılı ve paralel implantları olan tamamen dişsiz bir hastada Cerec Primescan, Trios4 ve Carestream dijital ağız içi tarayıcıların performansları değerlendirilmiş, 38 µm ile en düşük sapma Cerec Primescan iken bunu sırasıyla 104 µm ile Trios 4, 171 µm ile Carestream 3600 takip etmiştir. Cerec Primescan'nin Trios4'e göre daha başarılı olduğu gözlemlenmiştir. Bu çalışmamızda ise Trios4'ün sapma değeri 0,016 mm, Cerec Primescan'nin sapma değeri 0,206 mm bulunmuştur. Sonuçlardaki bu çelişkinin sebebi çalışmamızda paralel ve implant sayısının 4 adet olmasından kaynaklı metoddaki farklılığa bağlanabilir.

Literatürde total dişsiz modellerin dijital ölçülerini karşılaştıran ve doğruluklarını inceleyen çalışma sayısı sınırlıdır (131–133). Brain ve ark. (132) tam dişli çene ve tam dişsiz çeneyi 5 farklı tarayıcıyla karşılaştırdıkları çalışmalarında tam ark taramalarının hassasiyetlerinin düşük bulunduğunu, özellikle tam dişsiz hastalar için tarayıcıların daha az güvenilir olduklarını belirtmişlerdir. Goodacre ve ark. (133) maksiller total protez ve mandibular overdenture protez üretiminde Trios 3 ile dijital ölçü kullanımının klinik prosedürleri kolaylaştırdığını ve geleneksel kayıtların laboratuvara taşıma ihtiyacını ortadan kaldırdığı ve başarılı sonuçlar elde edildiğini belirtmişlerdir. Ender ve ark. (134) Cerec tarayıcısının hem implant hem de total model taramalarında yüksek doğruluk gösterdiğini belirtmişlerdir. Ancak total modelde daha az sapma değerleri elde edilmiştir. Bu bulgu, Cerec'in total model taramalarında daha güvenilir olduğunu ve klinik uygulamalarda özellikle total model taramalarında tercih edilebileceğini göstermektedir. Çalışmamızda da Cerec Primescan'in implant modeli sapma değerleri, total modeli sapma değerlerinden daha yüksek bulunduğu için Cerec Primescan için total model taramalarının daha doğru olduğu sonucu desteklenmektedir.

Osnes ve ark. (135) total dişsiz bir modeli altı ağız içi tarayıcı kullanaraki, bu çalışmaya benzer şekilde, beş kez taramıştır. Kullanılan ağız içi tarayıcılar Planmeca, True Definiton, Dentalwings Virtuo Vivo, Cerec Omnicam, Trios ve Aadva'dır. Aadva, Trios, Omnicam ve True Definition, klinik kullanım için potansiyel olarak uygun taramalar üretirken Planmeca ve Virtuo Vivo, 0,3 mm'den büyük sapmalar üretmiştir. Çalışmamızda ise benzer kullanılan tarayıcılar Virtuo vivo ve Trios'tur. Tarayıcıların

hassasiyetleri incelendiğinde Virtuo vivo'nun sapma değeri 0,001mm, Trios3'ün sapma değeri 0,003mm bulunmuştur. Virtuo vivo, Trios3'e göre sayısal olarak daha hassas bulunmuştur. Cao ve ark. (136) Medit i500, Trios3 ve Cerec Primescan ağız içi tarayıcılarını kullanarak dişsiz bir çenenin doğruluk ve hassasiyetini üçer kez tarama yaparak değerlendirmiştir. Bu üç tarayıcının doğrulukları arasında anlamlı bir farklılık bulunmamıştır. Hassasiyet değerleri incelendiğinde Cerec Primescan'nin hassasiyeti maksilla için önemli ölçüde diğer iki tarayıcıdan daha iyi bulunmuştur. Çalışmamızda Cerec Primescan ve Trios3'ün hassasiyet değerleri arasında anlamlı bir farklılık bulunmazken doğrulukları karşılaştırıldığında Trios3'ün sapma değeri Cerec Primescan'in sapma değerinden daha yüksek bulunmuştur. Çalışmanın sonucunun çalışmamızla uyumlu olmamasının nedeni tarama sayısı farklılığı olabilir.

Parsiyel dişsiz bir modelin dijital taramasında Trios3 ve Cerec Primescan kullanılmıştır (137). Bu iki tarayıcı kullanılarak taramaların doğruluğu ve hassasiyeti değerlendirilmiştir. Primescan, Trios3'e göre anlamlı derecede daha düşük değerde doğru bulunmuştur. Hassasiyet açısından ise iki tarayıcı arasında anlamlı bir farklılık bulunmamıştır. Başka bir parsiyel dişsiz modelin dijital tarama yapıldığı bir çalışmada Primescan, Trios3 ve Emerald ağız içi tarayıcıların doğrulukları değerlendirilmiştir (138). Çalışmanın sonucunda Primescan diğer tarayıcılara göre daha başarılı bulunmuştur. Çalışmamızda da hassasiyet karşılaştırılmasında Primescan ve Trios3 arasında anlamlı bir farklılık yokken doğruluk karşılaştırılmasında da anlamlı bir sonuç elde edilmemiştir. Ağız içi taramaların doğruluğu, dişsiz alanların uzunluğundan ve kullanılan tarayıcıdan etkilenebilmektedir.

Sombun ve ark. tarafından yapılan başka bir çalışmada ise 4 adet metal küre eklenmiş bir maksiller model taraması Trios3 ve Trios4 kullanılarak yapılmıştır. Trios4 daha hızlı tarama yapmıştır, daha az görüntü yakalamıştır ve Trios3'ten daha iyi doğruluk göstermiştir (139). Çalışmamızda da Trios4, Trios3'e göre daha iyi doğruluk gösterdi.

Zhang ve ark. farklı ağız içi tarayıcılarla dişli ve kısmen dişsiz model taraması yaparak doğruluk karşılaştırılması yapmışlardır. Trios3 ağız içi tarayıcısının kısmen dişsiz alanlarda daha doğru sonuçlar elde ettiği rapor edilmiştir (140). Bu çalışmada elde edilen sonuçlar, çalışmamızda elde ettiğimiz sonuçlarla uyumludur.

Literatürde implant üstü dijital ölçü alımında ağız içi tarayıcı sistemlerinin değerlendirildiği çalışmalar incelenmiştir (103-133). Cerec, Trios 3, Trios 4, Trios 5,

Mediti700, Virtuo Vivo, iTero Lumina tarayıcılarının Total dişsiz model ve 4 adet implant yerleştirilmiş dişsiz model üzerinde değerlendirilip karşılaştırıldığı ve kullanıldığı sistemlerin test edildiği bir çalışma bulunamamıştır. Cerec, Trios3, Viruto Vivo ve Mediti700 cihazlarının değerlendirildiği çalışmalar mevcuttur ancak tek model üzerinde yapılan çalışmalardır. Trios4 ve Trios5 cihazı ile ilgili literatürdeki çalışma sayısı kısıtlıdır. Lumina'nın ise yakın zamanda piyasaya sürülmesi nedeniyle, bilindiği kadarıyla henüz karşılaştırma için yayınlanmış bir veri bulunmamaktadır. Ayrıca çalışmamıza dahil edilen dijital ölçü cihazlarının bir çoğu yeni cihazlar olmaları sebebiyle literatürde bu cihazlarla yapılan çalışma sayısı oldukça kısıtlıdır.

Çalışmamızda elde edilen dijital taramalar, gerçek ağız içi koşullarında görülen sıcaklık ve pH değişimleri yerine laboratuvar ortamında gerçekleştirilmiştir. Bu nedenle, klinik koşulların birebir taklit edilmesi mümkün olmamıştır. Ayrıca, taramaların yapıldığı ortamlar aydınlatma, sıcaklık, nem ve basınç gibi çevresel etkenler açısından standartlaştırılmamış olup, bu da çalışmamızın sınırlamalarından biridir. Bununla birlikte, kullanılan istatistiksel analiz yöntemlerinin çeşitliliği ve verilerin geniş kapsamlı sunulması, en güncel donanım ve yazılımlarla donatılmış tarayıcıların kullanılması, çalışmamızın güçlü yönlerindendir. Gelecek çalışmalarda, tarayıcıların gerçek hasta vakalarındaki performanslarının da incelenmesi önerilmektedir.

6. SONUÇLAR VE ÖNERİLER

1. Maksiller dişsiz model ve 4 adet implanta sahip modellerin dijital ölçüsünde kullanılan ağız içi tarayıcıların doğruluklarının arasında anlamlı farklılıklar gözlenmiştir.
2. Elde edilen verilere göre Model 1 için tarayıcıların doğrulukları değerlendiğinde Virtuo Vivo tarayıcısının sapma değeri, Lumina ve Trios4 tarayıcıların sapma değerinden yüksektir. Lumina ve Trios4, maksiller dişsiz model taramaları için diğer tarayıcılara göre daha başarılı bulunmuştur.
3. Model 2 için elde edilen analizlerin sonucunda Cerec Primescan ve Trios3 tarayıcılarının sapma değerleri, Virtuo Vivo tarayıcısının sapma değerinden yüksektir. Virtuo Vivo diğer tarayıcılara göre Model 2 için daha başarılı bulunmuştur.
4. Hassasiyet bakımından en başarılı cihaz Trios4 ve hassasiyeti en düşük cihaz Virtuo Vivo olmuştur.
5. Maksiller dişsiz modellerin dijital ölçülerinde doğruluğu etkileyen pek çok faktör literatürde bulunmaktadır ve yapılan çalışmaların birbirini tamamlayabilmesi için bu faktörlerin dikkate alınması zorunludur. Çalışmamızdan elde edilen veriler farklı yorumlara açık olup, sonuçların güvenilirliğini artırmak için daha fazla araştırmalara ihtiyaç duyulmaktadır.

KAYNAKLAR

1. Atak V. (2018). Rezorbe olmuş tam dişsiz üst çenenin farklı açı ve konumda implant uygulamaları ile alternatif tedavi seçeneklerinin sonlu elemanlar analiz yöntemi ile karşılaştırılması, Doktora Tezi, Gazi Üniversitesi, Ankara.
2. Knezović-Zlatarić D, Čelebić A, Lazić B. (2002). Resorptive changes of maxillary and mandibular bone structures in removable denture wearers. Acta stomatologica Croatica: International journal of oral sciences and dental medicine, 36(2),253-9.
3. Ersoy AE. (2015). Diş Hekimliğinde Sabit Protezler. Ankara, Akademisyen Kitabevi.
4. Turkyilmaz I, McGlumphy EA. (2008). Influence of bone density on implant stability parameters and implant success: a retrospective clinical study. BMC Oral Health, 8(1),32.
5. Hekimoğlu C. (2016). Tam Dişsiz Maksiller Arkta İmplant Üstü Sabit Restorasyon İçin Tedavi Planı. Turkiye Klinikleri Prosthodontics-Special Topics, 2(1),28-32.
6. Sadowsky, S. J., Fitzpatrick, B., & Curtis, D. A. (2015). Evidence-Based Criteria for Differential Treatment Planning of Implant Restorations for the Maxillary Edentulous Patient. *Journal of prosthodontics: official journal of the American College of Prosthodontists*, *24*(6), 433–446.
7. Brown C. (2012). CAD/CAM in digital dentistry: the lab perspective. *The Journal of the Michigan Dental Association*, *94*(4), 42–45.
8. Davidowitz, G., & Kotick, P. G. (2011). The use of CAD/CAM in dentistry. *Dental clinics of North America*, *55*(3), 559–ix.
9. Misch, Carl E. (2005). Dental implant prosthetics. *Mosby, 3ed, Pq17*.
10. Tallgren A. (1972). The continuing reduction of the residual alveolar ridges in complete denture wearers: a mixed-longitudinal study covering 25 years. *The Journal of prosthetic dentistry*, *27*(2), 120–132.
11. Critchlow, S. B., & Ellis, J. S. (2010). Prognostic indicators for conventional complete denture therapy: a review of the literature. *Journal of dentistry*, *38*(1), 2–9.
12. Hyland, R., Ellis, J., Thomason, M., El-Feky, A., & Moynihan, P. (2009). A qualitative study on patient perspectives of how conventional and implant-supported dentures affect eating. *Journal of dentistry*, *37*(9), 718–723.
13. Trulsson, U., Engstrand, P., Berggren, U., Nannmark, U., & Brånemark, P. I. (2002). Edentulousness and oral rehabilitation: experiences from the patients' perspective. *European journal of oral sciences*, *110*(6), 417–424.
14. Misch, C. E. (2015). Single-Tooth Implant Restoration: Maxillary Anterior and Posterior Regions. Maxillary Anterior and Posterior Regions. *Dental Implant Prosthetics* (pp. 499–552). Elsevier Inc.
15. Misch CE, Govan AD, Hodge C, Callander R. Günümüz diş hekimliğinde implantoloji. Atlas Kitapçılık; 2011.
16. Mosby. (1999). The glossary of prosthodontic terms. The Academy of Prosthodontics. *The Journal of prosthetic dentistry*, *71*(1), 41–112.
17. Burduroğlu Hd, Meral Ye. (2016). Tam Dişsizliklerde, İmplant Destekli Hareketli Protez Yapımı için Kilit İmplant Konumları ve İmplant Sayısı ile İlişkili Olarak Protez Planları, Protetik Seçenekler. Turkiye Klinikleri Prosthodontics-Special Topics, 2(1):33-41.
18. Misch, Carl E. (2009). Bölüm-14: Alt çene implant üstü hareketli protezlerde tedavi seçenekleri: düzenli bir yaklaşım. In: Kutay Ö. Dental İmplant Protezler. 1. Baskı. Ankara: Nobel Tıp Kitapları; p.206-27.
19. Roccuzzo, M., Bonino, F., Gaudioso, L., Zwahlen, M., & Meijer, H. J. (2012). What is the optimal number of implants for removable reconstructions? A systematic review on implant-supported overdentures. *Clinical oral implants research*, *23 Suppl 6*, 229–237.
20. Johns, R. B., Jemt, T., Heath, M. R., Hutton, J. E., McKenna, S., McNamara, D. C., van Steenberghe, D., Taylor, R., Watson, R. M., & Herrmann, I. (1992). A multicenter study of overdentures supported by Brånemark implants. *The International journal of oral & maxillofacial implants*, *7*(4), 513–522.
21. Meijer, H. J., Starmans, F. J., Steen, W. H., & Bosman, F. (1994). A three-dimensional finite element study on two versus four implants in an edentulous mandible. *The International journal of prosthodontics*, *7*(3), 271–279.
22. Gönüldaş, F., Öztürk, C., Atalay, P., & Öztaş, D. D., (2018). İmplant Destekli Hibrit Protezlerin Yapim Aşamalari, Karşilaşilan Zorluklar Ve Çözümyollari: Vaka Raporu. *Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, vol.45, 35-42.

23. Real-Osuna, J., Almendros-Marqués, N., & Gay-Escoda, C. (2012). Prevalence of complications after the oral rehabilitation with implant-supported hybrid prostheses. *Medicina oral, patologia oral y cirugia bucal*, *17*(1), e116–e121.
24. Patras, M., & Martin, W. (2016). Simplified custom impression post for implant-supported restorations. *The Journal of prosthetic dentistry*, *115*(5), 556–559.
25. Egilmez, F., Ergun, G., Cekic-Nagas, I., & Bozkaya, S. (2015). Implant-supported hybrid prosthesis: Conventional treatment method for borderline cases. *European journal of dentistry*, *9*(3), 442–448.
26. Maló, P., Rangert, B., & Nobre, M. (2003). "All-on-Four" immediate-function concept with Brånemark System implants for completely edentulous mandibles: a retrospective clinical study. *Clinical implant dentistry and related research*, *5 Suppl 1*, 2–9.
27. Gonzalez J. (2014). The evolution of dental materials for hybrid prosthesis. *The open dentistry journal*, *8*, 85–94.
28. Birnbaum, N. S., & Aaronson, H. B. (2008). Dental impressions using 3D digital scanners: virtual becomes reality. *Compendium of continuing education in dentistry (Jamesburg, N.J. : 1995)*, *29*(8), 494–505.
29. Van Noort R, Barbour ME. (2023). Introduction to Dental Materials-E-Book: Introduction to Dental Materials-E-Book [İnternet]. Elsevier Health Sciences.
30. CotruŢă, A. M., Mihăescu, C. S., Tănăsescu, L. A., Mărgărit, R., & Andrei, O. C. (2015). Analyzing the morphology and intensity of occlusal contacts in implant-prosthetic restorations using T-Scan system. *Romanian journal of morphology and embryology = Revue roumaine de morphologie et embryologie*, *56*(1), 277–281.
31. Shah, N., Bansal, N., & Logani, A. (2014). Recent advances in imaging technologies in dentistry. *World journal of radiology*, *6*(10), 794–807.
32. Punj, A., Bompolaki, D., & Garaicoa, J. (2017). Dental Impression Materials and Techniques. *Dental clinics of North America*, *61*(4), 779–796.
33. McCabe John F, Nayır E. Çeviri, Diş Hekimliği Maddeler Bilgisi,7. Baskı,1999;98-121,4-24.
34. Rubel B. S. (2007). Impression materials: a comparative review of impression materials most commonly used in restorative dentistry. *Dental clinics of North America*, *51*(3), 629–vi.
35. Flügge, T. V., Schlager, S., Nelson, K., Nahles, S., & Metzger, M. C. (2013). Precision of intraoral digital dental impressions with iTero and extraoral digitization with the iTero and a model scanner. *American journal of orthodontics and dentofacial orthopedics: official publication of the American Association of Orthodontists, its constituent societies, and the American Board of Orthodontics*, *144*(3), 471–478.
36. Craig Rg., Powers JM., Wataha JC. (2000). Dental Materials Properties and Manipulation, 7th ed, St Louis, Elsevier, 138-184.
37. Kenneth J. Anusavice, Chiayi Shen, H. Ralph Rawls. (2012). Philips' Science of Dental Materials, Saunders, 149-194.
38. Gladwin M. Bagby M. (2011). Clinical Aspects of Dental Materials, Theory, Practise, and Cases, Lippincott Williams & Wilkins, 4th edition, 110-125.
39. Anusavice JK. (2003). Phillips' Science of Dental Materials, 11th edn, Florida, Saunders Elsevier.
40. Burgess JO., Lawson NC., Robles A. (2013). Comparing digital and conventional impressions, Assessing the accuracy, efficiency, and value of today's systems. *Inside Dentistry*, 9,68-74.
41. Faria, A. C., Rodrigues, R. C., Macedo, A. P., Mattos, M.daG., & Ribeiro, R. F. (2008). Accuracy of stone casts obtained by different impression materials. *Brazilian oral research*, *22*(4), 293–298.
42. Çalıkkocaoğlu S., Tam Protezler, 4. Baskı, Ankara, Özyurt Matbaacılık Hizmetleri, 2004, 147-796.
43. Poyrazoğlu E., Tuncelli B., Klinik öncesi Kuron Köprü Protezleri, İstanbul, 2007, 91-104.
44. Rossential SF., Fujimoto J., Land OF., Contemporary fixed prosthodontics, Third edn, St. Louis, Mosby, 2006, 432- 457.
45. Kulak Özkan Y., Tam Protezler ve İmplantüstü Hareketli Protezler Problemler ve Çözüm Yolları, Vestiyer Yayın Grubu, 1. Cilt, 2011, 157-187.
46. Özkurt Z, İşeri U, Kazazoğlu E., Dişhekimliğinde Kullanılan Elastomerik Ölçü Materyalleri, Türk Dişhekimleri Birliği Dergisi, 2009, 115, 60-66.
47. Finger, W. J., Kurokawa, R., Takahashi, H., & Komatsu, M. (2008). Sulcus reproduction with elastomeric impression materials: a new in vitro testing method. *Dental materials: official publication of the Academy of Dental Materials*, *24*(12), 1655–1660.

48. German, M. J., Carrick, T. E., & McCabe, J. F. (2008). Surface detail reproduction of elastomeric impression materials related to rheological properties. *Dental materials: official publication of the Academy of Dental Materials*, *24*(7), 951–956.
49. Stober, T., Johnson, G. H., & Schmitter, M. (2010). Accuracy of the newly formulated vinyl siloxanether elastomeric impression material. *The Journal of prosthetic dentistry*, *103*(4), 228–239.
50. Shillingburg H.T, Jr., D.D.S, Hobo S., D.D.S., M.S.D., Whitsett L.D., D.D.S, Fundamentals of Fixed Prosthodontics, Second edn, Chicago, Quintessence Publishing Co, 1981, 221-240.
51. Hamalian, T. A., Nasr, E., & Chidiac, J. J. (2011). Impression materials in fixed prosthodontics: influence of choice on clinical procedure. *Journal of prosthodontics: official journal of the American College of Prosthodontists*, *20*(2), 153–160.
52. Herbert T. Shillingburg, Jr, DDS vd. 2012. 53 Quintessence Publishing Co, Inc Fundamentals of Fixed Prosthodontics.
53. Enkling, N., Bayer, S., Jöhren, P., & Mericske-Stern, R. (2012). Vinylsiloxanether: a new impression material. Clinical study of implant impressions with vinylsiloxanether versus polyether materials. *Clinical implant dentistry and related research*, *14*(1), 144–151.
54. Begum A, Ahmed R, Islam MS. (2012). Digital impression. *City dental college journal*, 9(2),31-4.
55. Preston, J. D., & Duret, F. (1997). CAD/CAM in dentistry. *Oral health*, *87*(3), 17–27.
56. Bosniac, P., Rehmann, P., & Wöstmann, B. (2019). Comparison of an indirect impression scanning system and two direct intraoral scanning systems in vivo. *Clinical oral investigations*, *23*(5), 2421–2427.
57. Ender, A., Zimmermann, M., & Mehl, A. (2019). Accuracy of complete- and partial-arch impressions of actual intraoral scanning systems in vitro. *International journal of computerized dentistry*, *22*(1), 11–19.
58. Nedelcu, R. G., & Persson, A. S. (2014). Scanning accuracy and precision in 4 intraoral scanners: an in vitro comparison based on 3-dimensional analysis. *The Journal of prosthetic dentistry*, *112*(6), 1461–1471.
59. Patzelt, S. B., Emmanouilidi, A., Stampf, S., Strub, J. R., & Att, W. (2014). Accuracy of full-arch scans using intraoral scanners. *Clinical oral investigations*, *18*(6), 1687–1694.
60. Correia, G. D., Habib, F. A., & Vogel, C. J. (2014). Tooth-size discrepancy: a comparison between manual and digital methods. *Dental press journal of orthodontics*, *19*(4), 107–113.
61. Güth, J. F., Keul, C., Stimmelmayr, M., Beuer, F., & Edelhoff, D. (2013). Accuracy of digital models obtained by direct and indirect data capturing. *Clinical oral investigations*, *17*(4), 1201–1208.
62. Palin, W., & Burke, F. J. (2005). Trends in indirect dentistry: 8. CAD/CAM technology. *Dental update*, *32*(10), 566–572.
63. Richert, R., Goujat, A., Venet, L., Viguie, G., Viennot, S., Robinson, P., Farges, J. C., Fages, M., & Ducret, M. (2017). Intraoral Scanner Technologies: A Review to Make a Successful Impression. *Journal of healthcare engineering*, *2017*, 8427595.
64. Bakıç, H., Kocacıklı, M., & Korkmaz, T. (2021). Diş Hekimliğinde Güncel İntraoral Tarayicilar. Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi, 31(2), 289-304.
65. Mangano, F. G., Hauschild, U., Veronesi, G., Imburgia, M., Mangano, C., & Admakin, O. (2019). Trueness and precision of 5 intraoral scanners in the impressions of single and multiple implants: a comparative in vitro study. *BMC oral health*, *19*(1), 101.
66. Nedelcu, R., Olsson, P., Nyström, I., & Thor, A. (2018). Finish line distinctness and accuracy in 7 intraoral scanners versus conventional impression: an in vitro descriptive comparison. *BMC oral health*, *18*(1), 27.
67. 3Shape. 3shape trios 4 intraoral scanner wins cellerant “best of class” award: 3shape A/S Denmark; 2019. Erişim adresi: https://www.3shape.com/en/press/2019/3shape-trios-4-intraoral-scanner-wins-cellerant-best-of-class-award.
68. Erozan Ç. Dijital diş hekimliğinde farklı intraoral tarayıcı-cad yazılımı kombinasyonlarının hassasiyetlerinin değerlendirilmesi. Yakın Doğu Üniversitesi, Sağlik Bilimleri Enstitüsü, Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı, Doktora Tezi, Lefkoşa, 2019.
69. 3Shape [İnternet]. [a.yer 15 Eylül 2024]. 3Shape TRIOS 5 – Hijyenik ve kullanımı kolay ağız içi tarayıcı. Erişim adresi: https://www.3shape.com/tr/scanners/trios-5
70. CEREC - dental klinikler için CAD/CAM çözümleri [İnternet]. [a.yer 15 Eylül 2024]. Erişim adresi: https://www.dentsplysirona.com/content/dentsply-sirona/tr-tr/kesfet/cerec.html
71. Medit i700 kablosuz - Ağız İçi Tarayıcılar ve Dental Yazılımlar [İnternet]. 2023 [a.yer 15 Eylül 2024]. Erişim adresi: https://www.medit.com/tr/medit-i700-wireless-intraoral-scanner/

72. Gurpinar, B., & Tak, O. (2022). Effect of pulp chamber depth on the accuracy of endocrown scans made with different intraoral scanners versus an industrial scanner: An in vitro study. *The Journal of prosthetic dentistry*, *127*(3), 430–437.
73. Virtuo Vivo™ Ağız İçi Tarayıcı | Dijital Çözümler [İnternet]. [a.yer 15 Eylül 2024]. Erişim adresi: https://www.straumann.com/tr/tr/dental-professionals/products-and-solutions/cares-digital-solutions/ekipman/io-scanners/virtuo-vivo.html
74. iTero Lumina™ intraoral scanner | iTero [İnternet]. [a.yer 15 Eylül 2024]. Erişim adresi: https://www.itero.com/tr/our-solutions/itero-lumina
75. Burhardt, L., Livas, C., Kerdijk, W., van der Meer, W. J., & Ren, Y. (2016). Treatment comfort, time perception, and preference for conventional and digital impression techniques: A comparative study in young patients. *American journal of orthodontics and dentofacial orthopedics: official publication of the American Association of Orthodontists, its constituent societies, and the American Board of Orthodontics*, *150*(2), 261–267.
76. Gjelvold, B., Chrcanovic, B. R., Korduner, E. K., Collin-Bagewitz, I., & Kisch, J. (2016). Intraoral Digital Impression Technique Compared to Conventional Impression Technique. A Randomized Clinical Trial. *Journal of prosthodontics: official journal of the American College of Prosthodontists*, *25*(4), 282–287.
77. Yuzbasioglu, E., Kurt, H., Turunc, R., & Bilir, H. (2014). Comparison of digital and conventional impression techniques: evaluation of patients' perception, treatment comfort, effectiveness and clinical outcomes. *BMC oral health*, *14*, 10.
78. Burgner, J., Simpson, A. L., Fitzpatrick, J. M., Lathrop, R. A., Herrell, S. D., Miga, M. I., & Webster, R. J., 3rd (2013). A study on the theoretical and practical accuracy of conoscopic holography-based surface measurements: toward image registration in minimally invasive surgery. *The international journal of medical robotics + computer assisted surgery : MRCAS*, *9*(2), 190–203.
79. Joda, T., & Brägger, U. (2016). Patient-centered outcomes comparing digital and conventional implant impression procedures: a randomized crossover trial. *Clinical oral implants research*, *27*(12), e185–e189.
80. Müller, P., Ender, A., Joda, T., & Katsoulis, J. (2016). Impact of digital intraoral scan strategies on the impression accuracy using the TRIOS Pod scanner. *Quintessence international (Berlin, Germany: 1985)*, *47*(4), 343–349.
81. Logozzo S, Zanetti EM, Franceschini G, Kilpelä A, Mäkynen A. (2014). Recent advances in dental optics–Part I: 3D intraoral scanners for restorative dentistry. *Optics and lasers in engineering*, 54,203-21.
82. Zimmermann, M., Mehl, A., Mörmann, W. H., & Reich, S. (2015). Intraoral scanning systems - a current overview. *International journal of computerized dentistry*, *18*(2), 101–129.
83. Ender, A., & Mehl, A. (2013). Accuracy of complete-arch dental impressions: a new method of measuring trueness and precision. *The Journal of prosthetic dentistry*, *109*(2), 121–128.
84. Menditto A, Patriarca M, Magnusson B. (2007). Understanding the meaning of accuracy, trueness and precision. *Accreditation and quality assurance*, 12(1), 45-7.
85. Jeong, I. D., Lee, J. J., Jeon, J. H., Kim, J. H., Kim, H. Y., & Kim, W. C. (2016). Accuracy of complete-arch model using an intraoral video scanner: An in vitro study. *The Journal of prosthetic dentistry*, *115*(6), 755–759.
86. Pieper R. (2009). Digital impressions--easier than ever. *International journal of computerized dentistry*, *12*(1), 47–52.
87. Misch 2014. Dental Implant Prosthetics. Elsevier Health Sciences.
88. Mizumoto, R. M., Yilmaz, B., McGlumphy, E. A., Jr, Seidt, J., & Johnston, W. M. (2020). Accuracy of different digital scanning techniques and scan bodies for complete-arch implant-supported prostheses. *The Journal of prosthetic dentistry*, *123*(1), 96–104.
89. Ongül, D., Gökçen-Röhlig, B., Şermet, B., & Keskin, H. (2012). A comparative analysis of the accuracy of different direct impression techniques for multiple implants. *Australian dental journal*, *57*(2), 184–189.
90. Trifkovic, B., Budak, I., Todorovic, A., Vukelic, D., Lazic, V., & Puskar, T. (2014). Comparative analysis on measuring performances of dental intraoral and extraoral optical 3D digitization systems. *Measurement: Journal of the International Measurement Confederation*, *47*(1), 45–53.
91. Revised American Dental Association Specification no. 19 for Non-aqueous, Elastomeric Dental Impression Materials. (1977). *Journal of the American Dental Association (1939)*, *94*(4), 733–741.
92. World Population Prospects 2019 Highlights.

93. Porwal, A., & Sasaki, K. (2013). Current status of the neutral zone: a literature review. *The Journal of prosthetic dentistry*, *109*(2), 129–134.
94. Comut, A. A., & Somohano, T. (2015). Surgical and prosthetic management of a complex edentulous patient for fabrication of complete dentures. *The New York state dental journal*, *81*(2), 29–33.
95. Benhamida, S.A., Maroush, M.A., Elgendy, A., & Elsaltani, M.H. (2019). Residual ridge resorption, the effect on prosthodontics management of edentulous patient: an article review. *International Journal of Scientific Research and Management*.
96. Albaker A. M. (2013). The oral health-related quality of life in edentulous patients treated with conventional complete dentures. *Gerodontology*, *30*(1), 61–66.
97. Chochlidakis, K., Papaspyridakos, P., Tsigarida, A., Romeo, D., Chen, Y. W., Natto, Z., & Ercoli, C. (2020). Digital Versus Conventional Full-Arch Implant Impressions: A Prospective Study on 16 Edentulous Maxillae. *Journal of prosthodontics: official journal of the American College of Prosthodontists*, *29*(4), 281–286.
98. Mai, H. N., & Lee, D. H. (2020). A Digital Technique to Replicate Edentulous Arches with Functional Borders and Accurate Maxillomandibular Relationship for Digital Complete Denture. *Journal of prosthodontics: official journal of the American College of Prosthodontists*, *29*(4), 356–359.
99. Beşir Kalaycı, B., & Bayındır, F. (2015). Güncel Dental Bilgisayar Destekli Tasarim/Bilgisayar Destekli Üretim Sistemleri. Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi, 25, 129-136. https://doi.org/10.17567/dfd.13212
100. Patzelt, S. B., Vonau, S., Stampf, S., & Att, W. (2013). Assessing the feasibility and accuracy of digitizing edentulous jaws. *Journal of the American Dental Association (1939)*, *144*(8), 914–920.
101. Amornvit, P., & Sanohkan, S. (2019). The Accuracy of Digital Face Scans Obtained from 3D Scanners: An In Vitro Study. *International journal of environmental research and public health*, *16*(24), 5061.
102. Beuer, F., Schweiger, J., & Edelhoff, D. (2008). Digital dentistry: an overview of recent developments for CAD/CAM generated restorations. *British dental journal*, *204*(9), 505–511.
103. Huang, R., Liu, Y., Huang, B., Zhang, C., Chen, Z., & Li, Z. (2020). Improved scanning accuracy with newly designed scan bodies: An in vitro study comparing digital versus conventional impression techniques for complete-arch implant rehabilitation. *Clinical oral implants research*, *31*(7), 625–633.
104. Revell, G., Simon, B., Mennito, A., Evans, Z. P., Renne, W., Ludlow, M., & Vág, J. (2022). Evaluation of complete-arch implant scanning with 5 different intraoral scanners in terms of trueness and operator experience. *The Journal of prosthetic dentistry*, *128*(4), 632–638.
105. Sami, T., Goldstein, G., Vafiadis, D., & Absher, T. (2020). An in vitro 3D evaluation of the accuracy of 4 intraoral optical scanners on a 6-implant model. *The Journal of prosthetic dentistry*, *124*(6), 748–754.
106. Rutkūnas, V., Auškalnis, L., & Pletkus, J. (2024). Intraoral scanners in implant prosthodontics. A narrative review. *Journal of dentistry*, *148*, 105152.
107. Srivastava, G., Padhiary, S. K., Mohanty, N., Molinero-Mourelle, P., & Chebib, N. (2023). Accuracy of Intraoral Scanner for Recording Completely Edentulous Arches-A Systematic Review. *Dentistry journal*, *11*(10), 241.
108. Moreira, A. H., Rodrigues, N. F., Pinho, A. C., Fonseca, J. C., & Vilaça, J. L. (2015). Accuracy Comparison of Implant Impression Techniques: A Systematic Review. *Clinical implant dentistry and related research*, *17 Suppl 2*, e751–e764.
109. Rutkūnas, V., Gečiauskaitė, A., Jegelevičius, D., & Vaitiekūnas, M. (2017). Accuracy of digital implant impressions with intraoral scanners. A systematic review. *European journal of oral implantology*, *10 Suppl 1*, 101–120.
110. Revilla-León, M., Kois, D. E., & Kois, J. C. (2023). A guide for maximizing the accuracy of intraoral digital scans. Part 1: Operator factors. *Journal of esthetic and restorative dentistry: official publication of the American Academy of Esthetic Dentistry ... [et al.]*, *35*(1), 230–240.
111. Nagy, Z., Simon, B., Mennito, A., Evans, Z., Renne, W., & Vág, J. (2020). Comparing the trueness of seven intraoral scanners and a physical impression on dentate human maxilla by a novel method. *BMC oral health*, *20*(1), 97.
112. Latham, J., Ludlow, M., Mennito, A., Kelly, A., Evans, Z., & Renne, W. (2020). Effect of scan pattern on complete-arch scans with 4 digital scanners. *The Journal of prosthetic dentistry*, *123*(1), 85–95.

113. Kachhara, S., Nallaswamy, D., Ganapathy, D. M., Sivaswamy, V., & Rajaraman, V. (2020). Assessment of intraoral scanning technology for multiple implant impressions - A systematic review and meta-analysis. *Journal of Indian Prosthodontic Society*, *20*(2), 141–152.
114. Revilla-León, M., Jiang, P., Sadeghpour, M., Piedra-Cascón, W., Zandinejad, A., Özcan, M., & Krishnamurthy, V. R. (2020). Intraoral digital scans-Part 1: Influence of ambient scanning light conditions on the accuracy (trueness and precision) of different intraoral scanners. *The Journal of prosthetic dentistry*, *124*(3), 372–378.
115. Gutmacher, Z., Kelly, A., Renne, W., Hoover, M., Mennito, A., Teich, S., Cayouette, M., & Ludlow, M. (2021). Evaluation of the accuracy of multiple digital impression systems on a fully edentulous maxilla. *Quintessence international (Berlin, Germany: 1985)*, *52*(6), 488–495.
116. Vág, J., Renne, W., Revell, G., Ludlow, M., Mennito, A., Teich, S. T., & Gutmacher, Z. (2021). The effect of software updates on the trueness and precision of intraoral scanners. *Quintessence international (Berlin, Germany: 1985)*, *52*(7), 636–644.
117. Camcı, H., & Salmanpour, F. (2020). Effect of saliva isolation and intraoral light levels on performance of intraoral scanners. *American journal of orthodontics and dentofacial orthopedics: official publication of the American Association of Orthodontists, its constituent societies, and the American Board of Orthodontics*, *158*(5), 759–766.
118. Keul, C., & Güth, J. F. (2020). Accuracy of full-arch digital impressions: an in vitro and in vivo comparison. *Clinical oral investigations*, *24*(2), 735–745.
119. Amin, S., Weber, H. P., Finkelman, M., El Rafie, K., Kudara, Y., & Papaspyridakos, P. (2017). Digital vs. conventional full-arch implant impressions: a comparative study. *Clinical oral implants research*, *28*(11), 1360–1367.
120. Papaspyridakos, P., Benic, G. I., Hogsett, V. L., White, G. S., Lal, K., & Gallucci, G. O. (2012). Accuracy of implant casts generated with splinted and non-splinted impression techniques for edentulous patients: an optical scanning study. *Clinical oral implants research*, *23*(6), 676–681.
121. Donmez, M. B., Mathey, A., Gäumann, F., Mathey, A., Yilmaz, B., & Abou-Ayash, S. (2023). Effect of intraoral scanner and fixed partial denture situation on the scan accuracy of multiple implants: An in vitro study. *Clinical implant dentistry and related research*, *25*(3), 502–510.
122. Mutwalli, H., Braian, M., Mahmood, D., & Larsson, C. (2018). Trueness and Precision of Three-Dimensional Digitizing Intraoral Devices. *International journal of dentistry*, *2018*, 5189761.
123. Revilla-León, M., Gómez-Polo, M., Barmak, A. B., Yilmaz, B., Kois, J. C., & Alonso Pérez-Barquero, J. (2024). Influence of scan extension and starting quadrant on the accuracy of four intraoral scanners for fabricating tooth-supported crowns. *The Journal of prosthetic dentistry*, S0022-3913(24)00208-7. Advance online publication.
124. Kim, R. J. Y., Benic, G. I., & Park, J. M. (2021). Trueness of ten intraoral scanners in determining the positions of simulated implant scan bodies. *Scientific reports*, *11*(1), 2606.
125. Çakmak, G., Donmez, M. B., Atalay, S., Yilmaz, H., Kökat, A. M., & Yilmaz, B. (2021). Accuracy of single implant scans with a combined healing abutment-scan body system and different intraoral scanners: An in vitro study. *Journal of dentistry*, *113*, 103773.
126. Di Fiore, A., Meneghello, R., Graiff, L., Savio, G., Vigolo, P., Monaco, C., & Stellini, E. (2019). Full arch digital scanning systems performances for implant-supported fixed dental prostheses: a comparative study of 8 intraoral scanners. *Journal of prosthodontic research*, *63*(4), 396–403.
127. Bilmenoglu, C., Cilingir, A., Geckili, O., Bilhan, H., & Bilgin, T. (2020). In vitro comparison of trueness of 10 intraoral scanners for implant-supported complete-arch fixed dental prostheses. *The Journal of prosthetic dentistry*, *124*(6), 755–760.
128. Vandeweghe, S., Vervack, V., Dierens, M., & De Bruyn, H. (2017). Accuracy of digital impressions of multiple dental implants: an in vitro study. *Clinical oral implants research*, *28*(6), 648–653.
129. Kim, R. J., Benic, G. I., & Park, J. M. (2019). Trueness of digital intraoral impression in reproducing multiple implant position. *PloS one*, *14*(11), e0222070.
130. Akkal, O., Korkmaz, I. H., & Bayindir, F. (2023). Comparison of 3D accuracy of three different digital intraoral scanners in full-arch implant impressions. *The journal of advanced prosthodontics*, *15*(4), 179–188.
131. Christensen G. J. (2009). Impressions are changing: deciding on conventional, digital or digital plus in-office milling. *Journal of the American Dental Association (1939)*, *140*(10), 1301–1304.

132. Braian, M., & Wennerberg, A. (2019). Trueness and precision of 5 intraoral scanners for scanning edentulous and dentate complete-arch mandibular casts: A comparative in vitro study. *The Journal of prosthetic dentistry*, *122*(2), 129–136.e2.
133. Goodacre, B. J., Goodacre, C. J., & Baba, N. Z. (2018). Using Intraoral Scanning to Capture Complete Denture Impressions, Tooth Positions, and Centric Relation Records. *The International journal of prosthodontics*, *31*(4), 377–381.
134. Ender, A., & Mehl, A. (2015). In-vitro evaluation of the accuracy of conventional and digital methods of obtaining full-arch dental impressions. *Quintessence international (Berlin, Germany : 1985)*, *46*(1), 9–17.
135. Osnes, C. A., Wu, J. H., Venezia, P., Ferrari, M., & Keeling, A. J. (2020). Full arch precision of six intraoral scanners in vitro. *Journal of prosthodontic research*, *64*(1), 6–11.
136. Cao, Y., Chen, J. K., Deng, K. H., Wang, Y., Sun, Y. C., & Zhao, Y. J. (2020). *Beijing da xue xue bao. Yi xue ban = Journal of Peking University. Health sciences*, *52*(1), 129–137.
137. Alfaraj, A., Khanlar, L. N., Lin, W. S., & Zandinejad, A. (2024). Exploring the impact of the extent of the partially edentulous area on the accuracy of two intraoral scanners. *The Journal of prosthetic dentistry*, *131*(1), 163.e1–163.e8.
138. Negm, E. E., Patel, M., & Ryan, P. (2024). Impact of the superimposition reference area on intraoral scanning accuracy in a partially dentate maxilla. *The Journal of prosthetic dentistry*, *132*(1), 189.e1–189.e11.
139. Sombun, S., & Ongthiemsak, C. (2023). In vitro study of the accuracy and efficiency of wireless intraoral scanners at various battery levels. *Journal of dentistry*, *138*, 104686.
140. Wang, X., Zhang, F., Ma, D., Ye, X., Zheng, X., Ren, R., Ren, N., & Bai, S. (2024). Evaluation of the accuracy of seven intraoral scanners for the full dentate and partially edentulous complete-arch mandibular casts: An *in vitro* comparison. *Heliyon*, *10*(10), e31063.

EK

Etik Kurul Onayı

Evrak Tarih ve Sayısı: 11.09.2023-21307

T.C.
SAĞLIK BİLİMLERİ ÜNİVERSİTESİ
HAMİDİYE BİLİMSEL ARAŞTIRMALAR ETİK KURULU

Toplantı Tarihi : 01.09.2023
Toplantı Sayısı : 2023/16
Karar Sayısı : 16/27

Kurulumuza değerlendirilmek üzere sunulan Dr. Öğr.Üyesi Elifnur Güzelce Sultanoğlu'nun sorumlu, Dt. Büşra Keleş'in yardımcı araştırmacı olduğu 23/328 kayıt numaralı ***"Maksiller dişsiz çenelerin protetik rehabilitasyonunda güncel ağız içi tarayıcıların doğruluklarının karşılaştırılması"*** başlıklı proje önerisi kurulumuzun 1.09.2023 tarihli toplantısında değerlendirilmiş ve etik açıdan uygun bulunmuştur.

Doç. Dr. Muzaffer AKDOĞAN
Başkan Yardımcısı

Prof. Dr. Abubekir ELTAS
Etik Kurul Üyesi

Doç. Dr. Papatya KELEŞ
Etik Kurul Üyesi

Doç. Dr. Selda RIZALAR
Etik Kurul Üyesi

Doç. Dr. Eray Metin GÜLER
Etik Kurul Üyesi

Doç. Dr. Erhan ALABAY
Etik Kurul Üyesi

Doç. Dr. Bahar Başak KIZILTAN ELİAÇIK
Etik Kurul Üyesi

Dr. Öğr. Üyesi Tuğçe ÖZYAZICI
Etik Kurul Üyesi

Dr. Öğr. Üyesi Şükran ÖZDATLI KURTULUŞ
Etik Kurul Üyesi

Dr. Öğr. Üyesi Banu BAYRAM
Etik Kurul Üyesi

Dr. Öğr. Üyesi Hasan DEMİRCİ
Öğretim Üyesi

04.09.2023 Memur

Feyzanur SEZGİN

Evrakı Doğrulamak İçin : https://www.turkiye.gov.tr/sbu-ebys?eD=BSDKZARA25&eS=21307

Bu belge 5070 sayılı Elektronik İmza Kanununun 5. Maddesi gereğince güvenli elektronik imza ile imzalanmıştır.