

**T.C**  
**TRAKYA ÜNİVERSİTESİ**  
**DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ**  
**PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI**

Tez Yöneticisi  
Prof. Dr. A. Altuğ ÇİLİNGİR

**PROTETİK DİŞ TEDAVİSİNDE KULLANILAN**  
**ÇEŞİTLİ ÖLÇÜ MADDELERİNİN BOYUTSAL**  
**DEĞİŞİMİNİN DİJİTAL ORTAMDA**  
**DEĞERLENDİRİLMESİ**

**(Uzmanlık Tezi)**

**Dt. Gözde MEMİŞOĞLU**

EDİRNE - 2019



T.C.  
DIŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ DEKANLIĞI  
Klinik Bilimler Bölüm Başkanlığı  
Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı Başkanlığı



Sayı : 65926388-302.14.06-328478  
Konu : Uzmanlık Tez Savunma Tutanağı

06/05/2019

DIŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ DEKANLIĞINA

DIŞ HEKİMLİĞİNDE UZMANLIK TEZ SAVUNMA TUTANAĞI

Trakya Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı Diş Hekimliği'nde Uzmanlık öğrencisi Dt. Gözde MEMİŞOĞLU'nun "Protetik Diş Tedavisinde Kullanılan Çeşitli Ölçü Maddelerinin Boyutsal Değişiminin Dijital Ortamda Değerlendirilmesi" konulu tezini incelemek üzere oluşturulan tez jürisine üye olarak seçildiğimiz ilgi yazınızla bildirilmesi üzerine jüri üyeleri, Tez hakkında hazırladıkları kişisel raporlarıyla 29.04.2019 tarihinde toplanmış ve ilgili öğrenci tez savunmasına alınmıştır. Tez savunması saat 10.30'da başlamış ve saat 11.45'de bitmiştir.

Tıpta Uzmanlık Tüzüğü' nün 25. maddesi gereğince yapılan tez savunmasının tamamlanması sonucunda adı geçenin tezi jüri üyelerince oy birliği ile kabul edilmiştir.

Bilgilerinize arz ederiz.

Prof. Dr. Ali Kemal ÖZDEMİR  
Jüri Başkanı

Prof. Dr. Ahmet Altın ÇİLİNGİR  
Jüri Üyesi

Prof. Dr. Onur GEÇKİLİ  
Jüri Üyesi

Dr.ÖĞr. Üyesi Çağlar BİLMENOĞLU  
Jüri Üyesi

## TEŞEKKÜR

Bu çalışmanın yürütülmesi sırasında desteğini, güler yüzünü, samimiyetini esirgemeyen çok değerli danışman hocam Prof. Dr. Ahmet Altuğ Çilingir'e, yardımlarından dolayı dekanımız Prof. Dr. Ali Kemal Özdemir'e, tezimin her aşamasında büyük bir sabır ve özveri ile yardımcı olan, bilgilerini, tecrübelerini ve değerli zamanını esirgemeyen değerli hocam Dr. Öğr. Üyesi Çağlar Bilmenoğlu'na, manevi desteklerinden dolayı başta Dr. Öğr. Üyesi Ayşegül Kurt, Dr. Öğr. Üyesi Onur Doğan Dağ olmak üzere tüm hocalarıma ve asistan arkadaşlarıma, teşekkürü borç bilirim.

Son olarak desteklerinden dolayı değerli dostlarım Duygu Akdoğan ve Eda Gül'e, beni bu günlere sevgi ve saygı kelimelerinin anlamlarını bilecek şekilde yetiştirerek getiren aileme, hayatım boyunca bana yol gösteren, dostluğunu, sevgisini, maddi-manevi desteğini asla esirgemeyen, bu hayattaki en büyük şansım olan kardeşim Gönen Memişoğlu'na sonsuz teşekkürler. Bu çalışma, Trakya Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Komisyonu Başkanlığı tarafından 2018-102 numaralı proje ile desteklenmiştir.

## İÇİNDEKİLER

GİRİŞ VE AMAÇ.....	1
GENEL BİLGİLER.....	3
ÖLÇÜ MADDELERİ.....	3
ELASTOMERİK ÖLÇÜ MADDELERİNDE YENİLİKLER.....	21
GELENEKSEL ÖLÇÜ TEKNİKLERİ.....	23
CAD/CAM SİSTEMLERİ.....	24
GEREÇ VE YÖNTEM.....	27
BULGULAR.....	46
TARTIŞMA.....	53
SONUÇLAR.....	60
ÖZET.....	61
SUMMARY.....	63
KAYNAKLAR.....	65

## SİMGE VE KISALTMALAR

<b>ADA</b>	Amerikan Dental Birliği
<b>CAD</b>	Bilgisayar destekli tasarım
<b>CAM</b>	Bilgisayar destekli üretim
<b>H<sub>2</sub></b>	Hidrojen
<b>KTS</b>	Kondansasyon tipi silikon
<b>OH</b>	Hidroksit
<b>PE</b>	Polieter
<b>PVS</b>	Polivinilsiloksan
<b>PVSE</b>	Poli-vinilsiloksaneter
<b>SH</b>	Sülfit grubu
<b>T<sub>g</sub></b>	Cam geçiş ısısı
<b>°C</b>	Santigrad

## GİRİŞ VE AMAÇ

Protetik diş tedavisinin temel amacı; diş veya dişlerin eksikliğinde, kaybedilen fonksiyon, fonasyon ve estetiğin geri kazandırılmasıdır. Yapılan protezlerin başarısı hasta ve hekime ait çeşitli faktörlere bağlıdır. Hekim uygulanacak protez için ağızda gerekli düzenlemeleri yapmalı, sert ve yumuşak dokuların kaydını boyutsal olarak stabil ve net bir ölçü maddesi ile almalı ve bu kayıtları teknisyene iletmelidir. Kullanılan ölçü maddesi ve yöntemi, laboratuvar uygulamalarında kullanılan modelin ağız dokularını taklit etme kabiliyetini etkiler (1,2). Amaç hastalara ağız dokuları ile uyumu iyi olan restorasyonlar sunmaktır (3). Restorasyonların başarısı, hekimin tedavi planlamasına uygun seçtiği ölçü maddesine ve uyguladığı ölçü tekniğine de bağlıdır (4). Elde edilen modellerin yüksek hassasiyette olması için ölçü maddelerinin boyutsal değişime uğramamaları gerekir. Uygun olmayan materyal veya koşullarda alınan ve saklanan ölçüler, biyolojik ve mekanik komplikasyonlar oluşturabilecek uyumsuz protetik restorasyonların hazırlanmasına sebep olmaktadır (5).

Bu durum ölçü maddelerinin ve kullanılan ölçü tekniklerinin önemini arttırmaktadır. Diş hekimliğinde sıklıkla kullanılan hidrokolloid ve elastomerik ölçü maddeleri üzerinde hala geliştirme çalışmaları yapılmaktadır. Polivinil siloksan (PVS) ve polieter (PE) üstün özelliklerinden dolayı klinik kullanımda sıklıkla tercih edilmektedir (6).

PVS ölçü maddeleri olarak adlandırılan ilave tipi polimerizasyon silikonu, doğruluk ve boyutsal stabilite açısından üstün özelliklerine sahiptir (7). PVS, kondansasyon tipi silikonların (KTS) bazı özelliklerinin geliştirilmesi ile elde edilmiştir. Yapılan modifikasyon sonucu, yan ürünlerin açığa çıkmadığı ve böylece ölçü maddesinin sertleşmesi sonrasındaki boyutsal değişimin elimine edildiği bir reaksiyon sağlanmıştır (2,8).

PE ölçü maddesinin polimerizasyon sonrası hacimsel değişiminin PVS ye kıyasla daha fazla olduğu görülmüştür (9).

Yeni jenerasyon elastomerik ölçü maddesi poli-vinilsiloksaneterin (PVSE) ıslatabilirliğinin ve doğruluğunun da mükemmel yakın olduğu iddia edilmektedir. Üreticiler surfaktan eklemeye gerek olmadan hidrofilik özellik gösterdiğini belirtmişlerdir. PE ölçü maddesine göre kullanımının daha rahat olduğu bildirilmektedir. Yüksek yırtılma direnci sayesinde en sıkı yerlerden bile yırtılmadan çıkabileceği iddia edilmektedir. Akıcılığı sayesinde ölçü yüzeyinde kabarcık oluşmasını minimuma indirir ve tat olarak hastayı rahatsız etmez (10).

Ölçü maddeleri, özellikle geri dönüşümsüz hidrokolloid olarak da bilinen aljinat en sık kullanılan diş hekimliği malzemelerindedir. Uygulama kolaylığı, ekonomik olması, hastayı rahatsız etmemesi aljinatı model elde edilmesinde avantajlı hale getirmiştir (11). Çevre şartlarına bağlı boyutsal stabilitedeki değişim aljinatın en büyük dezavantajıdır. Formülasyonlarının farklılıkları nedeniyle farklı üretim şirketlerinin ürünleri, boyutsal stabilite, çalışma zamanı, elastikiyet ve mukavemet bakımından değişken özelliklere sahiptir (12).

Son yıllarda dijital alanda meydana gelen teknik yenilikler diş hekimliği üzerinde de büyük bir etkiye sahiptir. Hastaların kayıtlarının tutulması (13), diş renginin belirlenmesi (14), okluzal kayıtların alınması (15) gibi birçok işlem dijital ortamda yapılabilmektedir. Özellikle mühendislik alanında kullanılan tarama-üretim sistemleri diş hekimliğinde de geniş bir kullanım alanı bulmuştur. Bilgisayar destekli tasarım (CAD) ve bilgisayar destekli üretim (CAM) sistemleri kullanılarak yüksek hassasiyette restorasyonların planlanması, dizaynı ve üretimi amaçlanmaktadır. Günümüzde birçok avantajı sunulan dijital ölçü tekniklerinin yanında konvansiyonel teknikler hala diş hekimleri tarafından sıklıkla kullanılmaktadır.

CAD/CAM sistemlerinin geliştirilmesinde geleneksel ölçü yöntemlerini elimine etmek, restorasyonun doğal anatomisinde, fonksiyonlarına göre bilgisayar kullanarak tasarım yapmak, masa başında restorasyonu üretebilmek, restorasyon kalitesini arttırmak ve daha iyi bir estetik sağlamak amaçlansa da (16,17) geleneksel ölçü teknikleri hala diş hekimleri tarafından sıklıkla kullanılmaktadır. Geleneksel yöntemlerle alınan ölçülerle dijital ortamda çalışılması, elde edilen modelin veya ölçünün taranıp dijital ortama aktarılmasına bağlıdır (18).

Çalışmamızda, farklı ölçü maddelerinin boyutsal doğruluk ve stabilitelerinin değerlendirilmesi amacıyla masa üstü 3 boyutlu tarayıcı kullanılarak, hacimsel kayıplarının karşılaştırılması amaçlanmıştır.

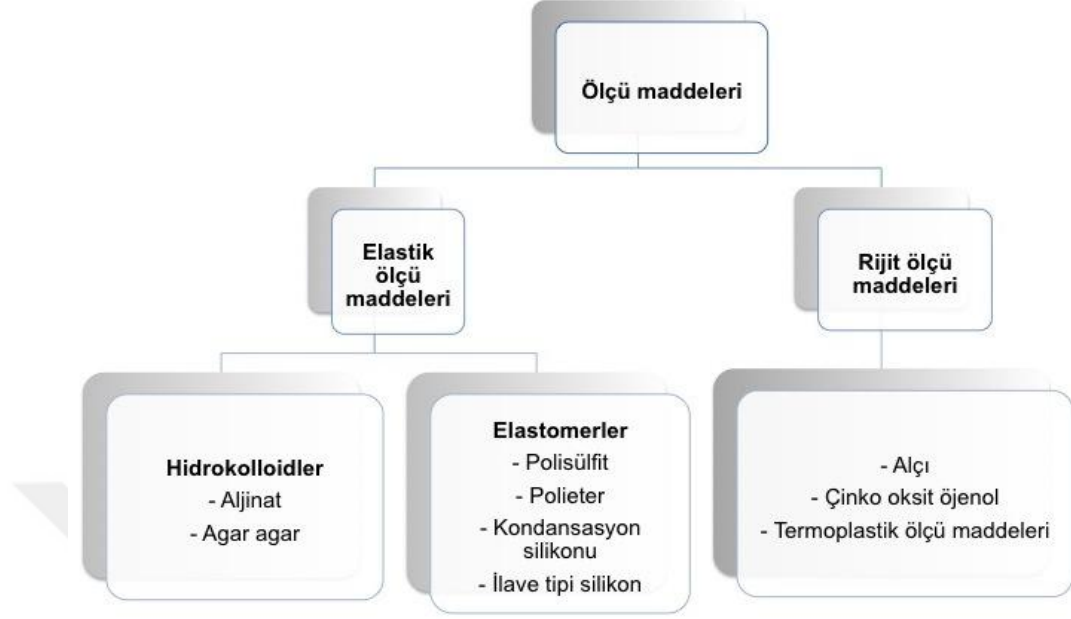
## GENEL BİLGİLER

### ÖLÇÜ MADDELERİ

Ölçü maddeleri; ağızdaki sert ve yumuşak dokuları ve ilişkilerini kaydetmeye ve ağız dışında negatif kopyalarını elde etmeye yarayan diş hekimliği materyalleridir (19). Ölçülerde istenilen netliğin sağlanabilmesi, doğru ölçü maddesinin ve ölçü yönteminin seçilmesi restorasyonların üretiminde büyük önem taşır. Net bir ölçü, protezlerin üretiminde ilk basamak olarak kabul edilmektedir. Ölçü aşamasında yapılan hataları minimuma indirmek için ölçü maddelerinin fiziksel ve kimyasal özellikleri hakkında detaylı bilgi sahibi olunması gerekir (20).

Geçmişten günümüze farklı fiziksel ve kimyasal yapıda ve farklı tekniklerle kullanılan ölçü maddeleri geliştirilmiştir. Genel olarak rijit ve elastik ölçü maddeleri olarak iki gruba ayrılırlar (Tablo 1). Ölçü alçısı, termoplastik ölçü maddeleri ve çinko oksit öjenol rijit ölçü maddeleridir. Akıcı kıvamda olan bu maddeler ağıza yerleştirildikten sonra bir dizi kimyasal reaksiyon ya da soğuma sonucu rijit hale gelirler. Andırkatlı alanlarda meydana gelen kalıcı deformasyonları bu ölçü maddelerinin kullanımını oldukça sınırlar. Gelişmekte olan elastomerik ölçü maddeleri, ölçü alçısının kullanım endikasyonlarını azaltmıştır. Termoplastik ölçü maddeleri ve çinko oksit öjenol ölçü alçısının aksine günümüzde tam protez yapımında sıklıkla kullanılmaktadır (21).

**Tablo 1. Ölçü maddelerinin sınıflandırılması (21)**



Elastik ölçü maddeleri, dental alanda kullanıma girmelerinden itibaren, doğru ve güvenilir ölçülerin elde edilmesinde en çok tercih edilen malzemeler haline gelmişlerdir (22). Hidrokolloidler ve elastomerler olmak üzere iki grupta incelenirler. Andırkatlı bölgelerden esneyerek ayrılmaları ve çıkarıldıktan sonra eski formlarına dönebilme özellikleriyle rijit ölçü maddelerine üstünlük sağlamışlardır (23).

Amerikan Dental Birliği (ADA) ölçü maddelerinin; model materyali ile uyum, daimi deformasyon, boyutsal stabilite, yoğunluk, çalışma zamanı, viskozite, netlik, elastikiyet, raf ömrü vb. gibi özelliklerini belirtmek için spesifikasyonlar geliştirmiştir. ADA, agar agar ölçü materyalleri için 11 no'lu spesifikasyonu, aljinat ölçü materyalleri için 18 no'lu spesifikasyonu, elastomerik ölçü maddeleri için ise 19 no'lu spesifikasyonu belirlemiştir.

Genel olarak iyi bir ölçü materyalinden beklenen özellikler;

1. Kolay uygulanabilmesi,
2. Yüzey detaylarını doğru olarak yansıtabilmesi,
3. Boyutsal doğruluğunun ve stabilitesinin iyi olması,
4. Uygun çalışma zamanına sahip olması,
5. Maliyetinin düşük olması,
6. Raf ömrünün uzun olması,
7. Daimi deformasyon ve yırtılmaya dirençli olması,

8. Manipülasyonunun kolay olması,
9. Ağız dokularına karşı toksik olmaması,
10. Tadının ve kokusunun hastayı rahatsız etmemesi,
11. Kolay dezenfekte edilebilmesi,
12. Ağızdan rahat çıkarılabilmesi,
13. Hidrofilik olması,
14. Model oluşturmada kullanılan materyallerle uyumlu olmasıdır (1,21).

Ölçü maddelerinin yüzey detaylarını net bir şekilde yansıtması, şüphesiz ki ölçü maddelerinde aranan özelliklerden en önemlisidir. Ölçü maddelerinin viskozitesi ve dokularla sağladıkları adaptasyon, netliklerini önemli oranda etkiler. Bu nedenle ölçü maddelerinin düşük viskoziteli olmaları tercih edilir (1).

Ağız ortamındaki nem ve tükürük hidrofobik yapıdaki ölçü maddelerinin kullanımını sınırlar. İzolasyonu zor olan kritik bölgelerde netlik olumsuz yönde etkilenecektir. Bu nedenle sert ve yumuşak dokulara olan adaptasyonu arttırmak için ölçü maddelerinin hidrofilik yapıda olmaları istenir (1).

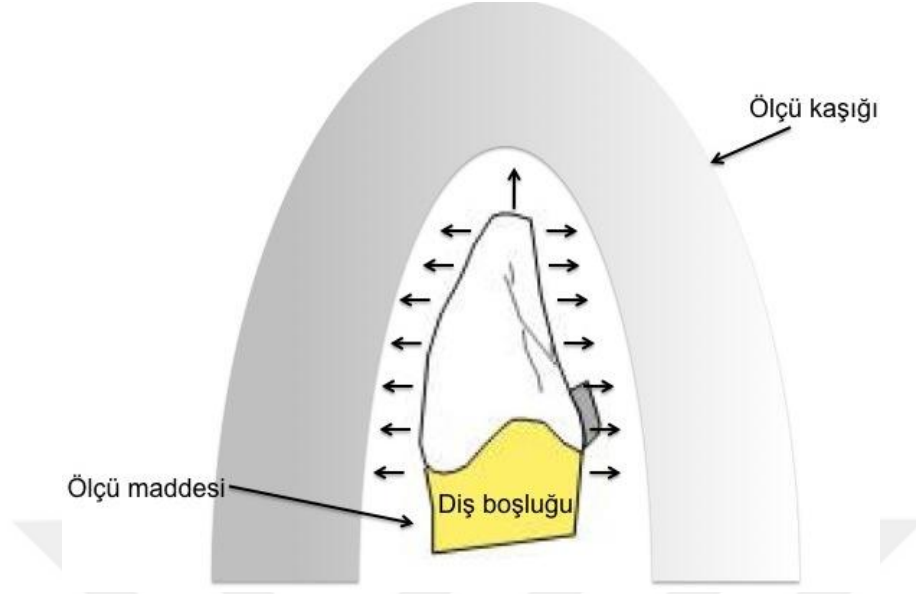
Ölçü maddelerinde aranan diğer bir önemli özellik ise yüksek boyutsal stabiledir. Ölçü maddelerinin polimerizasyonu kimyasal veya fiziksel yolla gerçekleşebilir. Her iki durumda da sertleşme sonrası bir miktar büzülme meydana gelecektir (Şekil 1). Kaşığa doğru olan bu büzülme sert ve yumuşak dokuların var olandan daha büyük olarak modele aktarılmasına neden olur. İdeal olan durum ölçü maddesinin %0,5'ten daha az büzülme göstermesidir. Polimerizasyon esnasında meydana gelen büzülmenin yanı sıra ölçünün ağızdan çıkarılması ile ısı değişimi kaynaklı termal büzülme de görülecektir. Bu nedenle kullanılan ölçü maddesinin termal ekspansiyon katsayısı düşük olmalıdır (1).

### **Rijit Ölçü Maddeleri**

Ölçü alçısı, çinko oksit öjenol ve termoplastik ölçü maddeleri bu grupta yer alır.

#### **1. Ölçü alçısı:**

Ölçü alçısının kimyasal yapısını kalsiyum sülfat hemihidrat oluşturur, bu birleşim su ile reaksiyona girdiğinde, kalsiyum sülfat dihidrata dönüştürür. Ayrıca ölçü alçısının yapısına genleşmeyi azaltmak için potasyum sülfat, sertleşme zamanını uzatmak için boraks katılmıştır. Model oluşturmak için dökülecek alçı ile ayrılmasını sağlamak amacı ile de nişasta eklenmiştir (24).



**Şekil 1. Ölçü maddeleri kaşığa doğru büzülürler, bu durum gerçek preparasyondan daha büyük boyutlarda olan modellerin elde edilmesine neden olur (22)**

Ölçü alçısının manipülasyonu oldukça kolaydır, ancak yüzeyde netliğin bozulmaması için karıştırma esnasında hava kabarcıklarının oluşumunu engellemek gerekmektedir. Çalışma ve sertleşme sürelerini kontrol etmek amacı ile yapısına potasyum sülfat ve boraks eklenmiştir. Ölçü alçısındaki genleşme miktarının minimum olması için model alçısına oranla daha fazla potasyum sülfat eklenmiştir. Çalışma süresi 2-3 dakikadır. Materyalin yumuşak ve sert dokularla tamamen bütünleşip maksimum hassasiyette ölçü alınmasına imkan vermesi amacıyla akıcı kıvamda hazırlanır. Ölçü alçısı sertleştikten sonra, oldukça rijit bir yapı haline gelir. Andırkatlı bölgelerden çıkarken kırılır. Bu nedenle ölçü alçısının kullanımı andırkatsız dişsiz ağızlarla sınırlıdır (24).

Ölçü alçısının boyutsal stabilitesi oldukça iyidir, bu nedenle model oluşturulması için acele edilmesi gerekmez. Çok yüksek veya çok düşük sıcaklıklarda bekletilmediği sürece boyutsal değişime uğramaz. Ancak nemli ortamlarda alçı hava içerisindeki suyu emerek şişebilir, bu nedenle vakumlu bir ortamda saklanmalıdır. Bu materyal ile alınan ölçülerden model oluşturulacağı zaman ölçü yüzeyine sodyum aljinat solüsyonu uygulanmalıdır (1,21).

Hastanın açısından konforlu bir materyal değildir. Ölçü alımı sırasında ve sonrasında bir süre ağızda kuruluk hissi yaratır (1).

## **2. Çinko oksit öjenol:**

Diş hekimliğinde kullanılan birçok çinko oksit öjenol ürününün bulunmasıyla birlikte ölçü maddesi olarak kullanılan formu iki ayrı macun kıvamındaki materyalden oluşur. Bazı oluşturan tüp çinko oksit, zeytin yağı, keten tohumu yağı, çinko asetat ve su içerir. Katalizör olan tüp öjenolden oluşur ve doldurucu madde olarak kaolin ve pudra içerir. Tüplerdeki materyallerin renkleri karışımın homojenliğinin kontrol edilebilmesi için farklı yapılmıştır (25,26).

İki macun eşit uzunlukta özel bir yağa dayanıklı karıştırma kağıdı veya cam üzerinde sert bir siman spatülü ile karıştırılarak hazırlanır. Karışım bireysel ölçü kaşığının içerisine yerleştirilir. Sertleşme süresi sıcaklık ve/veya nemdeki artışla kısılabılır. Sertleşen çinko oksit öjenol dökülen alçı ile reaksiyona girmez (21).

Çinko oksit ve öjenol maddeleri sertleşme reaksiyonunda görev alır. Su reaksiyonun başlamasını, çinko asetat ise hızlanmasını sağlar. Çinko oksit öjenolün içerisinde bulunan yağlar ve dolgu maddeleri ise materyalin macun formunda kullanılmasını sağlar (25,27).

Materyal ilk karıştırıldığında akıcılığı iyidir, dokulara iyi bir şekilde adapte olabilir, ancak sertleştikten sonra çok kırılığandır bu nedenle andırkatı olmayan tam dişsiz veya sonu dişsiz bölümlü dişsizlik vakalarında fonksiyonel ölçü maddesi olarak sınırlı kullanım alanı vardır (25,27).

Materyalin boyutsal stabilitesi oldukça iyidir. Sertleşme esnasında minimal büzülme gösterir. Ancak, bireysel ölçü kaşığı ile kullanıldığı için, kaşık tüm ölçünün boyutsal kararlılığına sınırlama getirebilir. Çinko oksit öjenolün toksik olmamasıyla birlikte bazı hastalarda yanan ağız sendromuna neden olduğu belirtilmiştir ve hoş olmayan kalıcı bir tat bozukluğu oluşturabilir. Bu durumu engellemek için öjenol yerine karboksilik asit (örneğin; laurik asit veya orto-eksobenzoik asit) içeren patlar geliştirilmiştir (21). Materyal ölçü alımı sırasında cilde ve dudaklara yapışabilir, bu nedenle öncesinde dudak etrafındaki cilde vazelin sürülmesi önerilir. Alınan ölçülerin dezenfeksiyonu için %2'lik gluteralehit solüsyonu veya 1:213 oranındaki iyodofor solüsyonu kullanılabilir (1).

## **3. Termoplastik ölçü maddeleri:**

ADA'nın yaptığı sınıflamaya göre termoplastik ölçü maddeleri iki gruba ayrılmaktadır:

1. Tip-I: ölçü almak için kullanılanlar.
2. Tip-II: kaşık hazırlamak için kullanılanlar.

Kimyasal bileşimleri firmadan firmaya değişim göstermekle birlikte genel olarak reçineler, mumlar ve çeşitli dolgu maddelerinden oluşurlar.

Reçineler suda çözünmeyen amorf organik maddelerdir. Genel yapının %40'ını oluştururlar. Termoplastik ölçü maddelerinin yapısında bulunan organik reçineler; şellak, dammar rezin ve çam sakızıdır. Bazı yeni ürünlere, bileşimin yoğunluğunu arttırmak için sentetik reçineler (örneğin; coumerone indene) eklenmiştir. Mumlar, genel formül  $CH_3(CH_2)_nCH_3$ 'ün düz zincirli hidrokarbonlarıdır, burada n, 15 ile 42 arasında değişir. Bunlar, karakteristik olarak tatsız, kokusuz, renksiz ve dokunulduğunda yağlıdır. Balmumu ve kolofoni termoplastik ölçü maddelerinde kullanılan mumlara örnek olarak verilebilir (1).

Mum ve reçineler yapıda tek başına kullanıldıkları zaman kırılganlığı arttırmaktadırlar. Guta perka gibi plastizörler (akışkanlaştırıcılar) eklenerek kırılganlık probleminin üstesinden gelmeye çalışılmıştır. Son dönemlerde termoplastik ölçü maddelerinde plastizör olarak stearik asit kullanılmaktadır (28).

Materyalin yapışkanlığını gidermek, sertliğini arttırmak, akışkanlık derecesini kontrol etmek ve büzülme miktarını azaltmak için yapısına çeşitli dolgu maddeleri eklenmiştir. Yaygın olarak kullanılan dolgu maddeleri kalsiyum karbonat ve kireç taşıdır (1). Diatom toprağı kullanılan bir diğer dolgu maddesidir. İnorganik pigmentler, formülasyonun kalan %50'sini oluşturur.

Termoplastik ölçü maddelerinin sertleşme reaksiyonu kimyasal bir reaksiyon değildir, daha çok fiziksel bir değişimdir. Oda ısısında rijit halde bulunurlar ve sıcakken ( $45^{\circ}C$ ) kullanılırlar. Tip-I termoplastik ölçü maddesi  $45^{\circ}C$ 'de %85 oranında akıcı,  $37^{\circ}C$ 'de %6'dan daha az akıcı kıvamdadır. Tip-II ise  $45^{\circ}C$ 'de yaklaşık %70,  $37^{\circ}C$ ' de %2'den daha az akıcılığa sahiptir. Her iki tip de sıcaklıkta sadece  $8^{\circ}C$ 'lik bir artışla oldukça akıcı kıvama gelir (29).

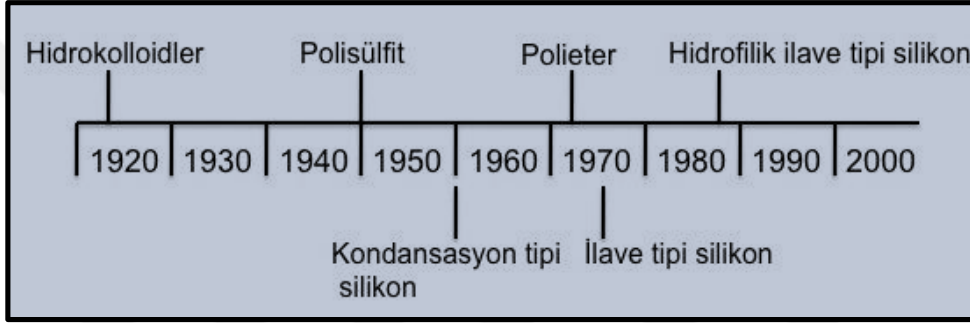
Bu materyallerin termal iletkenlik katsayıları düşüktür, bu nedenle ısı materyalin içinde homojen olarak iletilemez. Isıtıldıklarında kütlemin dış yüzeyi kolayca yumuşarken, iç yüzeye ısı iletimi geç olur. Bu nedenle kütlemin homojen bir fiziksel duruma gelebilmesi için uzun süre ısıtılması gerekir. Eğer materyal uzun süre ısıtılmazsa net kayıtlar alınamayacaktır. Aynı şekilde soğuması için hasta ağzında yeterli süre bekletilmez ise yine kayıtların netliği olumsuz etkilenecek, ölçü çıkartılırken deforme olacaktır (21).

Termoplastik ölçü maddelerinin akıcılıkları düşük, viskoziteleri yüksektir, bu nedenle detayları yansıtamazlar. Rijit yapıda olmalarından dolayı andırkat alanlarından çıkarılırken

kırılabilir veya distorsiyona uğrayabilirler. Termoplastik materyaller ile alınan ölçülerden 1 saat içinde model oluşturulmalıdır. Dezenfeksiyonu için sodyum hipoklorit, fenolik glutraldehit ve iyodofor içeren solüsyonlar kullanılabilir (30).

### Elastik Ölçü Maddeleri

Elastomerik ölçü maddeleri; hidrokolloidler ve elastomerler olmak üzere iki ana başlık altında incelenirler. İlk kullanılan elastik ölçü maddesi, 1925 yılında diş hekimliğine tanıtılan hidrokolloidlerdir. O yıllardan günümüze kadar, aşağıdaki zaman dilimlerinde belirtildiği üzere, birçok elastomerik ölçü maddesi kullanıma sunulmuştur (Şekil 2) (1).



Şekil 2. Yıllara göre kullanılan ölçü maddeleri (22)

#### 1. Hidrokolloidler:

Kolloid, Latince'de "kola" yani "yapışkan", "oid" yani "benzer" kelimelerinden türetilmiştir. Yani kolloid, yapışkan bir fiziksel karaktere sahiptir. Kolloidler iki farklı fazın oluşturduğu heterojen karışımlardır. Kolloidler katı, yani jel ya da visköz sıvı, yani sol kıvamında olabilirler. Eğer kolloid partikülleri su içerisinde dağılırsa oluşan yapıya hidrokolloid denir. Bu yapı sıvı formda bulunursa hidrosol, katı formda bulunursa hidrojel adını alır (21,31).

Hidrokolloid ölçü materyalleri iki farklı formda bulunur;

1. Reversible hidrokolloidler (agar)
2. İrreversible hidrokolloidler (aljinat)

##### a. Reversible hidrokolloidler (agar):

Agar su ile birlikte kolloid oluşturan, kırmızı deniz yosununun hücre duvarından elde edilen, hidrofilik bir polisakkarit olan galaktoz sülfattan oluşur (32). 71°C ve 100°C arasında

sıvılaşıır ve sol oluşturur, 30°C ile 50°C arasında tekrar jel formuna dönmeye başlar. Uzun zincirli bir polisakkarittir. Kimyasal formülündeki hidroksil grupları hidrojen bağları oluşturarak molekuln sarmal bir yapı oluşturmasını sağlar. Materyal ısıtıldığı zaman bu hidrojen bağları kırılır ve helikal yapı açılır. Helikal yapının açılması fiziksel özellikleri geri dönüşümlü olarak değiştirir ve jel formundaki agar sol formuna dönüşür.

Kullanımı sırasında ölçü maddesi sıcak su banyosuna yerleştirilerek sol haline getirilir. Hasta ağızına, içerisinde soğuk su sirkülasyonuna izin veren özel kaşıkları ile yerleştirilir. Hasta ağızındayken materyal soğutulur ve tekrar jel formuna dnştrlr (33).

Agar l maddesinin içeriğinde %12,5 oranında agaragar bulunur ve dağılmış fazi oluşturur. Jel formunu gclendirmek için %0,2 oranında boraks, hızlandırıcı olarak %1,7 oranında potasyum sülfat, koruyucu olarak da %0,1 oranında alkil benzoat içerir. Su agar ölçü maddesinin devamlı fazıdır ve %85 oranında bulunur (1).

Materyal kaşığa uygulanan formlarında tp Őeklindeki poşetlerde veya dişlerin etrafına sıkılarak adaptasyonu kolaylaştırmak için Őırınga içerisinde bulunabilir. Őırınga içerisinde bulunan tiplerinde akıcılığı arttırmak amacı ile agar oranı azaltılmıştır.

Malzeme sıcak su banyosuna daldırıldığında yaklaşık 8-12 dakika içerisinde sol formuna dönüşür ve birkaç saatliğinde bırakılabilir. Malzemenin aşırı ısınmaması polimerin bozulmaması açısından oldukça önemlidir.

Su banyosu genellikle her biri farklı sıcaklıklarda tutulan  bölmeden oluşur. Blmelerden birincisi kaynama noktasına yakın sıcaklıkta su içerir ve agarın sıvılaştırılması için kullanılır. Agar depolamak için, ikinci bir bölmede su 63-66°C'de tutulur. nc bölme ise 46°C'de tutulur ve ölçü kaşığa koyulduktan sonra bu bölmede hastaların kabul edilebilir bulduğu ve dokularını yakmayacak sıcaklığa getirildikten sonra ağıza uygulanır.

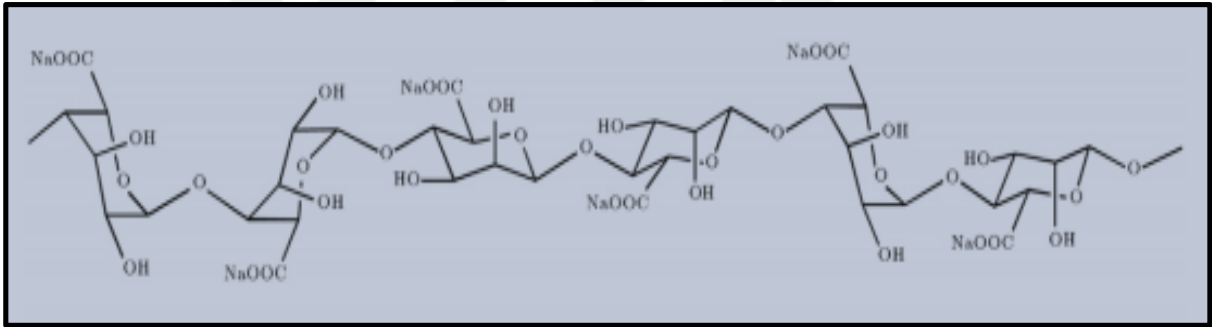
Kaşığa yerleştirilen agar 46°C su içeren banyoda yaklaşık 2 dakika bekletildikten sonra hasta ağızına uygulanır. Kaşığa gelen soğuk su bu aşamadan sonra uygulanır. Hastanın konforu açısından kaşığa gelen suyun sıcaklığı 13°C'de olmalıdır. Daha düşük sıcaklıklarda hastada ağrı meydana gelebilir. Soğuk suyun kaşığın içerisinden 5 dakika akması agarın katı hale gelmesi için yeterlidir. Daha sonra kaşık dikkatlice hastanın ağzından çıkarılabilir (1).

l alınmasını takiben, modelin hemen dökülmesi gerekir. Model hemen oluşturulamayacaksa nemli bir kağıt havluya sarılarak %100 nemli bir ortamda saklanmalıdır. 1 saat içerisinde dökülemeyen modellerde, imbibisyon (su emme) ve sineresis (su kaybetme) denen fiziksel olaylar gerçekleşir (23).

Agar materyali toksik ya da alerjen özelliğe sahip değildir ancak manipülasyonun detaylı bir teknik ve ekipman gerektirmesi, materyalin tekrar tekrar kullanımı sonucu gelişebilecek olan çapraz enfeksiyonlar, materyalin kullanımının terk edilmesine yol açmıştır (33). Materyal günümüzde kullanılsa da, uygun mekanik özelliklere sahip olduğu unutulmamalıdır.

b. İrreversible hidrokolloidler (aljinat):

Aljinatların yapısı bir deniz bitkisinden elde edilen ve oldukça karmaşık bir kimyasal yapıya sahip olan aljinik aside dayanır. Aljinik asidin hidroksil gruplarının üzerindeki hidrojen moleküllerinin bazıları, sodyum ile değiştirilip 20.000 ila 200.000 arasında bir moleküler ağırlığa sahip, suda eriyen bir tuz oluşturulur. Polimerdeki sertleşme reaksiyonu, sodyum aljinatın polimer zincirleri arasındaki çapraz bağların oluşmasına dayanır. Aljinat ölçü materyalinin bileşimi Şekil 3'te sunulmuştur (Şekil 3).



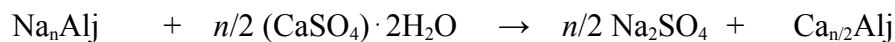
**Şekil 1: Sodyum aljinatın kimyasal yapısı [33]**

Sertleşme reaksiyonunda materyal su ile karıştırıldığı zaman, polimer zincirinde üç boyutlu bir yapı oluşmasını sağlayan çapraz bağlar kimyasal bir reaksiyon sonucu oluşur. Bu çapraz bağlar tekrar kırılmazlar yani reaksiyon geri dönüşümsüzdür. Materyal bu nedenle sadece bir kez kullanılabilir. Kalsiyum sülfat dihidrat kısmen suda çözünebilir ve solü jele dönüştüren çapraz bağlanma reaksiyonu için Ca iyonları sağlar:



Genel olarak reaksiyon şu şekilde özetlenebilir:

Sodyum aljinat + kalsiyum sülfat dihidrat → sodyum sülfat + kalsiyum aljinat jel



İrreversible hidrokolloidler yapılarında %12-15 oranında potasyum aljinat, %8-12

oranında kalsiyum sülfat dihidrat, fluorit ve alçı model ile iyi yüzey uyumu elde etmek için yapıya katılan %10 oranında potasyum sülfat ya da alkali kurşun bileşikleri ihtiva ederler (34). Aljinatın çalışma ve sertleşme süreleri, kalsiyum iyonlarının salınım hızı ve bunların çapraz bağ yapabilme durumlarına göre belirlenir. Kalsiyum sülfatın hızlı çözünmesi materyale yetersiz bir çalışma süresi verir, bu nedenle bunun üstesinden gelmek için kalsiyum iyonlarının ilk salınımını düzenlemek için karışıma %2 oranında sodyum fosfat eklenir. Sodyum fosfat bir geciktirici görevi görür ve dahil edilen miktar, bu ölçü materyalinin farklı hızda sertleşen versiyonlarını üretmek için değiştirilebilir (21).

Aljinat toz formda kullanıma sunulan bir ölçü maddesidir. De Freitas tarafından 25 aljinat tozunda yapılan bir çalışmada, atomik absorpsiyon spektroskopisi ile çeşitli elementler için analiz yapılmış ve özellikle inhalasyon yolu ile içerdiği kurşunun kullanıcıya zarar verebileceği bildirilmiştir. Aynı çalışmada toz ile su karıştırılıp ölçü maddesi kullanıma hazır hale getirildikten sonra, aljinatla karşılaşan hastanın, bu olumsuz özelliklerden etkilenmediği vurgulanmıştır (35). Bu nedenle aljinatlar günümüzde toz çıkarmayan formları kullanıma sunulmaktadır.

Aljinat paketi, depolama sırasında oluşabilecek bileşenlerin ayrılmasını ortadan kaldırmak ve genellikle atmosferden alınan nemle kirlenmiş olan yüzey tabakasını birleştirmek için kullanmadan önce iyice karıştırılmalıdır. Gerekli miktarda toz alındıktan sonra aljinatın depolandığı kap mutlaka kapatılmalıdır. Toz ve suyun oranı oldukça önemlidir. Üretici firmaların kullanma talimatına uygun olarak tedarik ettikleri ölçü kaşığı ile bu oranlar ayarlanmalıdır. Karıştırılmasında mekanik aletlerden yardım alınabileceği gibi bol ve bol kaşığı yardımıyla elde karıştırma yapılabilir. Yapılan çalışmalarda mekanik karıştırıcıların kullanımı ile ölçüde daha az hava kabarcığı kaldığı gözlenmiştir (36).

Aljinatın kontrollü bir çalışma süresi vardır fakat firmadan firmaya bu süre değişkenlik gösterir. Kullanılan suyun sıcaklığı çalışma ve sertleşme sürelerini etkiler. Uygun bir çalışma ve sertleşme süresi için 18°C ila 24°C arasındaki sıcaklıkta su kullanımı tercih edilmelidir, daha düşük sıcaklıklarda ise bu süreler uzar (1,37). Klinik çalışma süresi yüzeyin yapışkanlık kaybı ile tespit edilebilir. Yüzeyden yapışkanlık geçtikten 2-3 dakika sonra ölçü ağızdan çıkarılabilir (1).

Aljinat ölçü maddesinin elastik düzelme oranı ortalama %95'ten fazla olması nedeni ile netlikleri elastomerlerle ya da reversible hidrokolloidlerle alınan ölçülerdeki kadar başarılı değildir. Ayrıca materyalin kopma direnci de oldukça düşüktür. Bu nedenle aljinatın kullanımı kuron köprü protezlerinin ölçülerinde önerilmez. Endikasyonları total ve parsiyel

protezlerle sınırlıdır (38).

Aljinatın boyutsal değişimi, saklanma koşulları ve süresi, aljinatın içeriği gibi çeşitli faktörlerden etkilenir (39). Alınan ölçülerin boyutsal değişime uğramaması için hemen dökülmesi gerekir, çünkü aljinat hava ile temas ettiğinde su kaybeder ve kontrakte olur, su dolu bir kabın içerisinde bekletilen ölçü ise su emerek şişer ve deforme olur (40). Farzin et all. tarafından yapılan çalışmaya göre aljinat ölçü modelleri hemen veya 12 dakika içerisinde dökülmelidir. Hemen dökülemeyen ölçüler %100 nemli ortamda 4°C’de 45 dakika bekletilebilir (41).

Aljinat ölçü maddesi ile alınan ölçülerin dezenfeksiyonunda, daldırma tekniğinin kullanımı netliği, boyutsal değişimi ve yüzey detayını büyük oranda olumsuz yönde etkiler. Aljinat ölçülerin dezenfeksiyonu için daldırma yöntemi yerine, dezenfektanlar ile spreyleme yönteminin kullanılması gerektiği vurgulanmıştır (42). Bazı aljinat materyallerinin içinde ise; dimetil amonyum klorit ve klorheksidin asetat gibi dezenfekte edici maddeler bulunmaktadır. Materyalin üretimi sırasında bu dezenfektanların oranlarına dikkat edilmesi önerilmektedir, yapıda bulunan dezenfektan oranındaki artış, aljinat ölçünün netliğini etkileyecektir (43).

## **2. Elastomerler:**

Elastomerler, sertleşirken kimyasal olarak çapraz bağlar oluşturan, lastiksi polimerlerdir. Sentetik elastikler olarak da isimlendirilen elastomerler, ADA’nın 19 no’lu spesifikasyonu ile “yapısal olarak su ihtiva etmeyen elastomerik ölçü maddeleri” olarak tanımlanmışlardır (44).

Polimer yapısındaki elastomerik ölçü maddeleri, cam geçiş ısısının (Tg) üzerindeki sıcaklıklarda kullanılırlar. Sıcaklıkları Tg’nin üzerine yükseldikçe sıvılaşıma eğilimi gösterirler. Viskoziteleri, esas olarak polimerin moleküler ağırlığı (yani polimer zincirlerinin uzunluğu) ve dolgu maddeleri gibi ilave maddelerinin varlığı ile kontrol edilir (1).

Elastomerik ölçü maddeleri, büyük moleküllerin belirli noktalardan birbirine zayıf etkileşimlerle bağlanarak üç boyutlu bir zincir yapısı oluşturmalarıyla meydana gelmişlerdir. Bu zincirler çekme ve gerilme kuvvetleri altında birbirleri üzerinde kayarak açılır fakat bu kuvvetler kaldırılırsa eski haline geri dönerler. İki bileşenli sistemlerden oluşan elastomerlerin polimerizasyonu veya çapraz bağlanma reaksiyonu 2 farklı şekilde meydana gelir. Bunlar kondansasyon veya ilave tipi reaksiyonlardır (21,26,44)

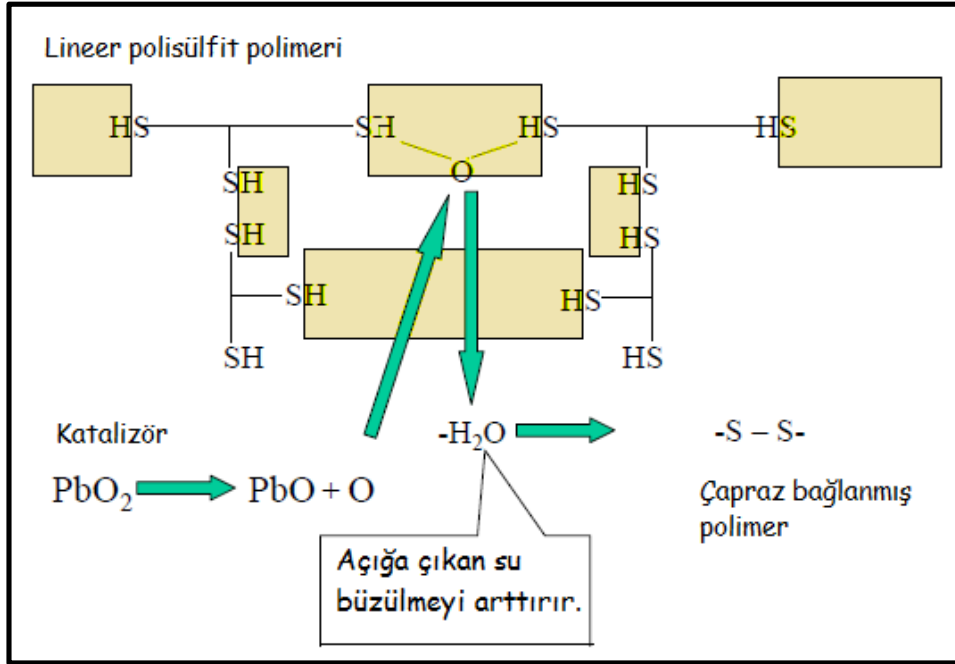
Elastomerik ölçüler başlıca üç gruptan oluşur;

1. Polisülfidler
2. Polieterler
3. Silikonlar

a. Polisülfidler:

Esas molekül merkaptan olarak da isimlendirilen terminal karbon atomuna sülfid (SH) bağlanmış polimerdir (45).

Polisülfidler, polisülfid polimeri ve inert dolgu maddeleri (titanyum dioksit, çinko oksit, çinko sülfid ve silika) içeren bir baz ve kurşun dioksit, hidrate bakır oksit ya da organik peroksit, sülfür ve dibütül fthalat içeren katalizörden oluşan iki pat halinde kullanıma sunulmuştur (1). Ölçü maddesinin yoğunluğu, inert dolgu maddelerinin oranına göre değişir. Katalizörün yapısında bulunun kurşun dioksit reaksiyon başlatıcı olarak görev alır ve reaksiyon, merkaptan gruplarının terminal SH gruplarının okside olması ile başlar, yan zincirdeki SH gruplarının oksidasyonu ile çapraz bağlanma meydana gelerek devam eder (26). Sülfid grupları uzun zincirler halinde birleşerek halka yapısı haline gelirler. Bu halka yapısı materyale elastik özellik kazandırır (45).



Şekil 4. Polisülfidin polimerizasyon reaksiyonu (21)

Meydana gelen reaksiyon egzotermiktir. Açığa çıkan ısı, katalizörün konsantrasyonuna bağlıdır. Nem varlığı ve sıcaklık artışı reaksiyonun hızını artırır. Stearik veya oleik asit ise reaksiyonu yavaşlatır (26,46). Her 10°C'lik sıcaklık artışı reaksiyonu ortalama iki kat hızlandırır. Bu nedenle sertleşme süresi uzatılmak isteniyorsa materyal soğuk bir yerde muhafaza edilmeli veya kullanılmadan 10 dakika önce 18°C'deki suda bekletilmelidir (47).

Üretici firma tarafından verilen çalışma sürelerine uyulmalı ve ölçü maddesi homojen bir şekilde karıştırılmalıdır. Polisüflitler tiksotropiktir yani karıştırma esnasında viskozitesi düşer, basınç kaldırıldığı zaman ise viskozitesi artar. Bu nedenle yüzey detaylarını net olarak yansıtabilirler.

Polimerizasyon reaksiyonu karıştırma işlemi ile başlar, karıştırma işlemi tamamlandığında ise maksimuma ulaşır. Sertleşme süresi karıştırmanın başlamasından ölçünün en az deformasyonla ağızdan çıkarılabilecek sertliğe ulaştığı zamana kadar geçen süre olarak ifade edilir (48).

İlk sertleşmeyi takiben yapı içerisinde reaksiyon, materyalin klinik olarak kabul edilen sertleşmeyi gerçekleştirmesinden sonra yavaş oranda saatlerce devam eder. Reaksiyonun egzotermik olması nedeni ile meydana gelen ısıdan oda sıcaklığına geçişte ısı kontraksiyonu meydana gelir (47). Fakat büzülmenin asıl nedeni polimerizasyon reaksiyonunun bir süre daha devam etmesi ve reaksiyonun yan ürünü olarak su açığa çıkmasıdır (Şekil 4). Boyutsal değişimin bir diğer nedeni ise katalizörün buharlaşmasıdır (47). Boyutsal stabilite aynı zamanda ölçü maddesinin kalınlığı ve kaşığa tutunmasına da bağlıdır. Bu amaçla delikli kaşıklar ve kaşık adezivleri kullanılabilir (47,49).

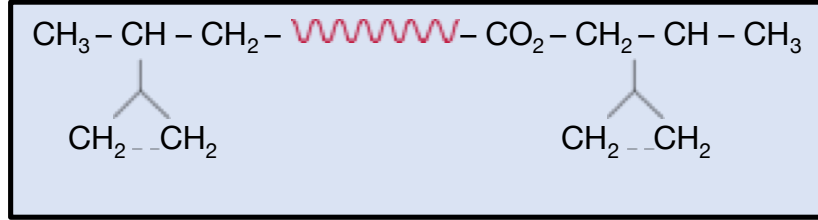
Mekanik özelliklerine göz atmak gerekirse; hidrokolloidlere oranla boyutsal stabiliteleri oldukça iyi ve yırtılmaya karşı dirençleri de yüksektir fakat elastomerler arasında en düşük elastik düzelme oranına sahiptir. Pratik olarak ölçüler 1 saat içerisinde dökülmelidir (49). Daimi deformasyon oranları ise yüksektir. Yüksek yırtılma direnci, subgingival alanlarda ve andırkatlı bölgelerde kullanımına izin verir (1). Hidrokolloidlerin aksine hidrofobiklerdir bu nedenle çalışma sahasının tamamen kuru olması ve retraksiyon yapılması şarttır (50).

En büyük dezavantajları kahverengi olmaları nedeniyle kirli görünmeleri ve yapılarındaki kurşun dioksit nedeniyle kötü kokuya sahip olmalarıdır (50).

Dezenfeksiyonlarında sodyum hipoklorit, iyodofor, glutarealdehit ve fenolik gluteraldehit içeren solüsyonlar kullanılabilir (51).

b. Polieterler:

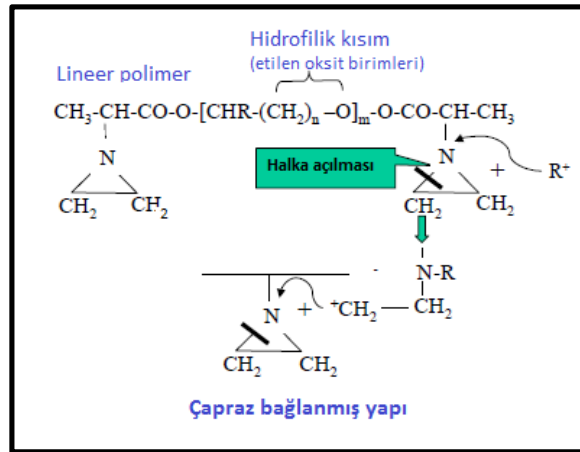
PE ölçü maddesi başlıca tetrametilen glikol ve bu ana zincire bağlanmış imino gruplarından oluşur (Şekil 5) (50). Moleküler ağırlığı yaklaşık 4000'dir (46,48).



Şekil 2: Polieter ölçü maddesinin kimyasal yapısı (1)

PE ölçü maddesi iki tüp şeklinde kullanıma sunulmuştur. Bazın bulunduğu tüp polieter polimeri, plastizer olarak glikol ether ftalat ve katkı maddesi olarak da koloidal silika ihtiva eder. Katalizör (akseleratör) ise yine katkı maddesi olarak koloidal silika ve plastizere ilave olarak alkil aromatik sulfonat ihtiva eder (46-48). Viskoziteyi azaltmak için tinner ilave edilir (50).

PE'nin sertleşme reaksiyonu esnasında açılan her bir reaktif halka, ana yapıdan ayrılmadan diğer bir halkanın açılmasına neden olur ve bu da zincirin uzamasına neden olan bir reaksiyon zincirini başlatır (Şekil 6). Polieterine özgü olan bu durum, materyale "snap-set" denilen, çalışma sürecinden sertleşmiş hale hızlı bir geçiş anlamına gelen özelliği kazandırır. Bunun avantajı materyalin çalışma zamanı bitmeden sertleşmemesi ve sertleşme gerçekleştiğinde ise bunun çok hızlı olmasıdır (44,52).



Şekil 6. Polieterin polimerizasyon reaksiyonu (1)

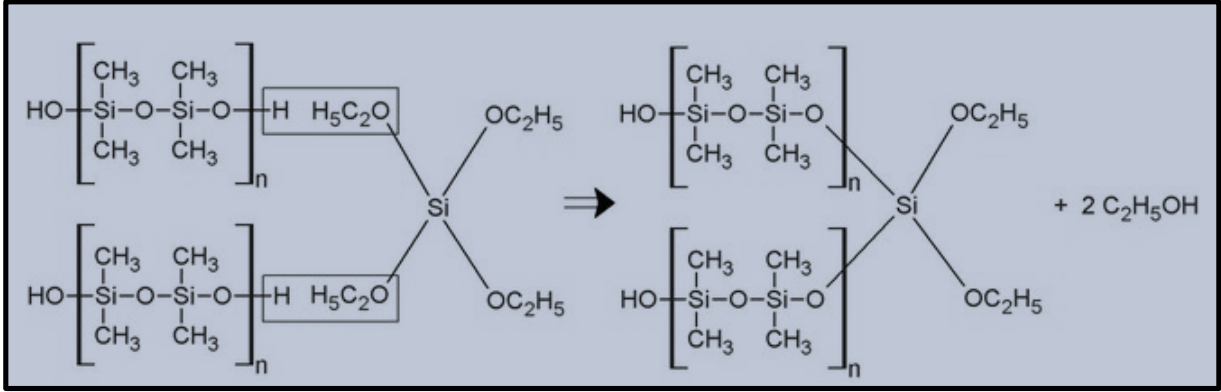
Kullanıcı talimatlarına uygun olarak karıştırıldığı takdirde sertleşme süresi kısalmır (46). Bu süre yaklaşık 2,5 dakika'dır (26). Karıştırma işleminden sonra ölçü visko elastik özellik gösterir. Sertleşme süresinin kısa olması ve visko elastik özellik göstermesi nedeni ile karıştırıldıktan hemen sonra ağıza yerleştirilmelidir. Aksi takdirde ölçünün deforme olma ihtimali vardır (46).

PE ölçü maddesinin polimerizasyon reaksiyonu esnasında yan ürün açığa çıkmaz bu nedenle boyutsal stabilitesi oldukça yüksektir. Ölçü alındıktan 24 saat sonra meydana gelen boyutsal değişimi %0,30 olarak belirtilmiştir (26). Polieter ölçü maddesi ile alınmış ölçüler 1 haftaya kadar saklanabilir fakat hidrofilik yapısı nedeni ile nemli ortamda bekletilen ölçülerin su emerek boyutsal değişime uğramalarından dolayı kuru ortamda muhafaza edilmeleri gerektiği bildirilmiştir (46,50). Elastik düzleme oranı polisülfid ve PVS arasında yer alır ve bu oran yaklaşık %98,5'tir (53-55). Bu nedenle aynı ölçüden iki kez model dökülmesine izin verir. Oldukça rijit bir materyaldir, esneyebilme kabiliyeti çok düşüktür. Andırkatlı bölgelerin, sabit köprülerin ve periodontal problemlili dişlerin varlığında ölçünün ağızdan çıkarılması esnasında zorluklar yaşanabilir. Bu gibi durumlarda andırkatların bloke edilmesi veya silikon esaslı ölçü maddelerinin kullanılması düşünülmelidir. Materyalin rijit olması, ölçünün dökülen modelden ayrılması esnasında da çeşitli zorluklara neden olabilir. Bu zorlukların elimine edilmesi için yeni nesil "yumuşak PE" piyasaya sürülmüştür (52).

PE ölçü maddelerinin dezenfeksiyonu için sodyum hipoklorit içerisine daldırma yöntemi uygulanabilir. Dezenfeksiyon için üretici firma talimatlarına uyulmalıdır (21).

#### c. Kondansasyon tipi silikonlar:

KTS'ler, günümüzde sabit protezlerin yapımında en sık kullanılan ölçü maddelerinden biridir. Katalizör ve baz olarak iki bileşenden oluşur. Baz kısmı reaktif terminal hidroksil gruplarına sahip polidimetilsiloksan adında lineer bir silikondan oluşur. Aktivatör ise kalay oktoat ve alkil silikat içeren sıvı veya pat halinde bulunur. Çapraz bağlanma kalay oktoat varlığında silikon polimerlerinin terminal hidroksil grupları ile alkil silikat arasında gerçekleşir (Şekil 7) (52). Bu sayede üç boyutlu bir ağ yapısı oluşur. Doldurucuların partikül büyüklüğü 2 ila 8 µm arasında değişir. Doldurucu miktarı materyalin viskozitesini belirler. Düşük viskoziteden yüksek viskoziteye doğru yoğunlukları ise %35 ila %75 arasında değişir (47).



**Şekil 7. KTS'nin çapraz bağlanma reaksiyonu (21)**

Sertleşme reaksiyonu sonucu yan ürün olarak metil veya etil alkol açığa çıkar. Açığa çıkan alkolün zamanla buharlaşması KTS'nin boyutsal değişimine neden olan en büyük faktördür (56-58). 24 saat içinde meydana gelen büzülme oranı %0,2 ila %1,0 arasında değişir. Bu boyutsal değişimin büyük bölümü ilk 1 saat içinde gerçekleşir. Bu nedenle KTS ile alınan ölçülerle 1 saat içerisinde model oluşturması önerilir (2).

Baz materyali ile aktivatör oda sıcaklığında karıştırıldığı zaman polimerizasyon başlar. Plastik özellikten elastik özelliğe geçiş kademeli olarak devam eder (49). Ölçü maddesi elastik özelliğe geçiş yapmadan ağızdan çıkarılmamalıdır ayrıca elastik özelliğe geçiş yapan ölçü maddesi ağıza yerleştirilmemelidir. Aksi takdirde ölçüde kalıcı deformasyon meydana gelir (46,59). Çalışma süresi 3-4 dakika, sertleşme süresi ise 6-8 dakika'dır (21,26).

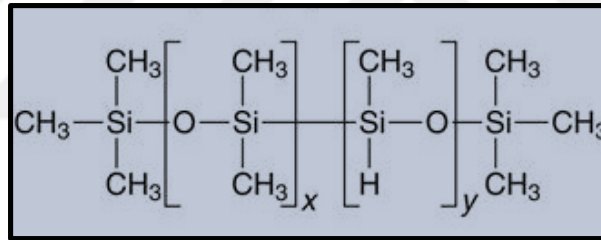
Özellikle likit fazda aktivatör kullanıldığı zaman silikon baz içerisinde homojen bir şekilde karıştırılmasına dikkat edilmelidir. Aksi takdirde ölçü içerisinde tam polimerize olmamış elastik özelliği yetersiz yapışkan kısımlar kalır (26). Yeterli miktarda karıştırılmayan ölçü maddesinin içerisinde kalan kalay oktoat cilt ve mukozada irritasyona neden olur (46). Üretici firmanın talimatlarına uygun olarak karıştırılmalıdır. Miktarlarda yapılan değişiklikler çalışma ve sertleşme özelliklerinin değişmesine neden olacaktır. Aktivatör miktarının artırılması sertleşme süresini kısaltır (46).

Karıştırma esnasında kullanılan aletler temiz olmalı ve polisülfid karıştırılırken kullanılan aletler kullanılmamalıdır (45). Sertleşme oldukça hızlı gerçekleşir, karıştırma işleminin başlamasından itibaren 1,5 dakika içerisinde tamamlanır ve bu süre içerisinde materyal ağıza yerleştirilmelidir (45,49). Polimerizasyonun tam olarak gerçekleşebilmesi için aktivatörün homojen olarak kitle içerisinde dağılması gerekir (60).

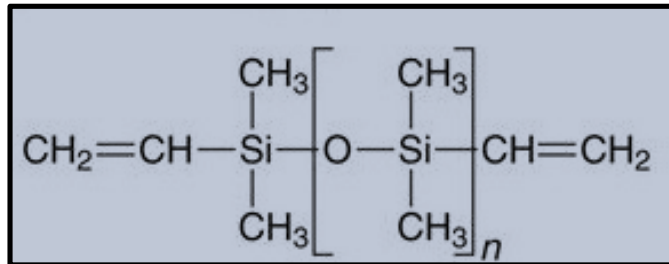
KTS materyali hidrofobiktir. Bu materyal ile alınan ölçülerde, ölçüsü alınacak bölgenin nemden arındırılmış olması gerekmektedir. KTS ile alınan ölçüler, sodyum hipoklorit, iyodofor, glutarealdehit ve fenolik glutaraldehit içeren solüsyonlara daldırılarak dezenfekte edilebilirler (21).

d. Polivinil siloksan:

PVS'ler, diş hekimliğinde 1970'li yılların başlarında kullanılmaya başlanan ve günümüzde birçok olumlu özelliği nedeniyle sıkça tercih edilen ölçü maddeleridir. Vinil ve hidrojen yan grupları içeren ve ilave tipi reaksiyonla polimerize olan silikon prepolimerlerinden oluşurlar. Bu nedenle polivinil siloksan veya ilave tipi silikonlar olarak isimlendirilmişlerdir (21). PVS'ler iki pat halinde kullanıma sunulmuşlardır. Baz patı, molekül başına 3'ten 10'a kadar değişen terminal hidrosilan grubu içeren düşük moleküler ağırlıklı bir polimer olan polimetilhidrosiloksandan oluşur (Şekil 8). Katalizör patı ise vinil terminal gruplarına ve dolgu maddesine sahip dimetilsiloksan polimerinden oluşur (Şekil 9).

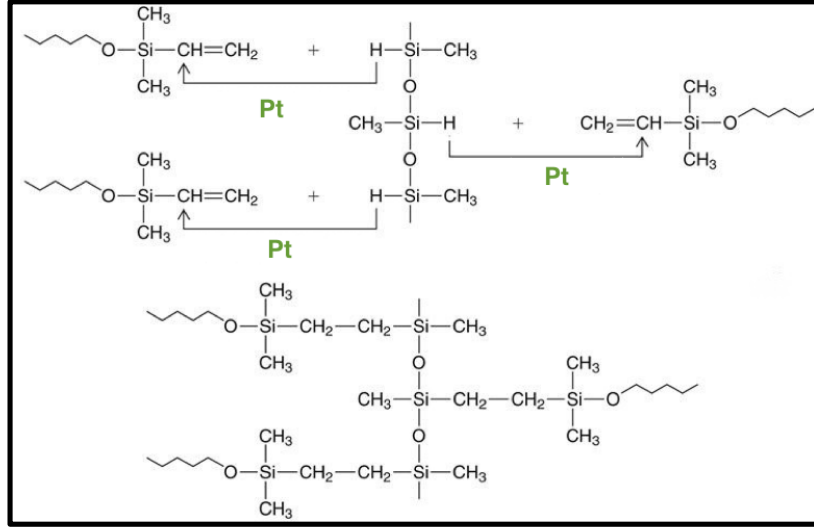


Şekil 8. Polimetilhidroksilan polimeri



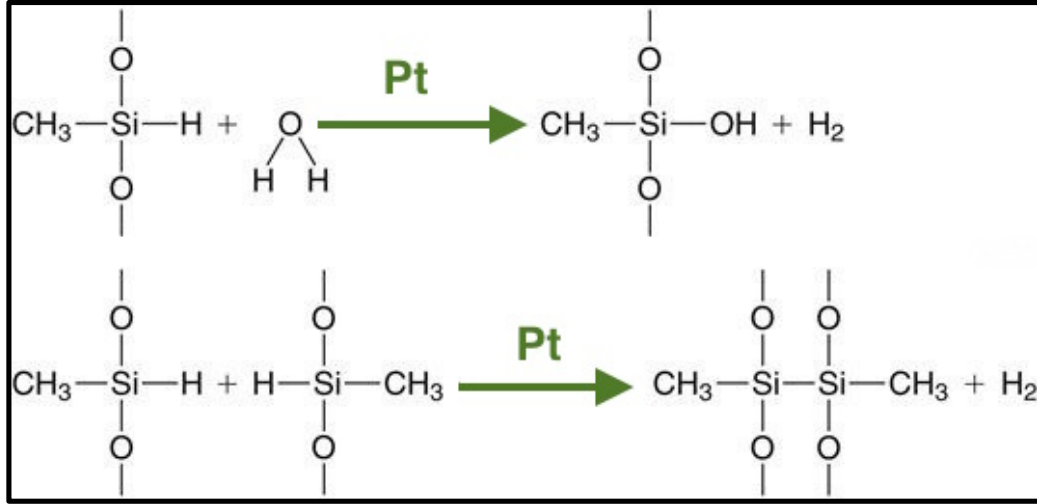
Şekil 9. Dimetilsiloksan polimeri

İki pat eşit olarak karıştırıldığı takdirde vinil ve hidrojen grupları arasında ilave reaksiyonu meydana gelir. Reaksiyonu katalizör patında bulunan kloroplatinik asit başlatır. KTS'den farklı olarak, PVS'nin sertleşme reaksiyonu esnasında aşağıda gösterilen reaksiyondaki gibi düşük moleküler ağırlıklı bir yan ürün üretilmez (Şekil 10) (46,47,61,62).



**Şekil 10. PVS'nin çapraz bağlanma reaksiyonu**

Bununla birlikte, hidroksil (-OH) gruplarının varlığında, hidrojen gazı üretimi ikincil bir reaksiyon olarak meydana gelebilir. -OH gruplarının en önemli kaynağı sudur. Bir başka olası hidrojen gazı kaynağı, platin katalizörünün etkisi altında, polimetilhidrosiloksanın Si-H birimlerinin bir yan reaksiyonudur (Şekil 11).



**Şekil 11. PVS'nin platin katalizörlüğünde meydana getirdiği yan reaksiyon**

Açığa çıkan hidrojen gazı oluşturulan modelde porozite oluşturabilir ve alçının yapısını bozabilir. Bu durumu önlemek amacı ile üretici firmalar tarafından hidrojen absorbe eden ajanlar PVS'nin yapısına katılmaktadır. Hidrojen gazı açığa çıkaran PVS ile ölçü

alınacağı zaman modelin oluşturulması için 30 dakika beklenilmesi tavsiye edilmektedir (44,52).

İlk formülde hidrofobik olan PVS, yakın geçmişte sürfaktan eklenerek hidrofilik hale getirilmiştir. Sürfaktan eklenmiş PVS ile alınan ölçülerden elde edilen modellerin, hidrofobik ile oluşturulan modellere oranla %26-55 daha az hava kabarcığı içerdiği görülmüştür (63).

Materyal, mükemmel boyutsal stabilite ve yüksek elastik düzelme oranına sahiptir. PVS'lerin sertlik miktarı PE ölçü maddesinden az olsa da, diğer elastomerlerden fazladır. Materyalin bu özelliği yırtılmadan ağızdan çıkarılmasını sağlamaktadır (56,64,65).

Bu ölçü maddesinin en büyük dezavantajı, lateks eldivenlerle teması sonucu polimerizasyonunun yavaşlaması ya da hiç gerçekleşmemesidir. Lateksin, polimerizasyonu engelleme mekanizması tam olarak bilinmemektedir. Fakat içerisinde bulunan serbest sülfür moleküllerinin, kloroplatinik asidi kontamine etmesi sonucu, polimerizasyonu bozduğu düşünülmektedir. Bu nedenle lateks eldivenlerin ya da lateks rubber damın kullanıldığı durumlarda PVS dikkatli kullanılmalıdır. Lateks eldivenlerle bu tip ölçü maddesini karıştırmak, eldiven çıkarılmış olsa bile elleri yıkamadan ölçü karıştırmak veya ölçüsü alınacak dokulara temas etmek polimerizasyonu engelleyip ölçü yüzeyinde yapışkan ve kaygan kıvamda ölçü maddesinin bulunmasına neden olacaktır. Bu gibi durumlarda latekse maruz kalan dokuların 30 s su ile yıkanması veya vinil eldivenlerin tercih edilmesi gerekmektedir (66-68).

PVS genel olarak hidrofobiktir. Yapılarına aniyonik sürfaktanlar katılarak hidrofilik hale getirilmeye çalışılmıştır, ancak bunlar da sadece kuru ve iyi izole edilmiş ortamlarda klinik olarak kabul edilebilir sonuçlar vermektedir. PVS mevcut elastomerik ölçü maddeleri içinde elastik geri dönüş özelliği en yüksek olan ölçü maddesidir. Detayları kopyalama özelliğinin mükemmel olması, yüksek boyutsal stabilitesi, iyi yırtılma direnci, PE'e göre ağızdan çıkarılma kolaylığı gibi avantajları nedeniyle PVS sabit protez ölçüleri için en çok tercih edilen malzeme haline gelmiştir (4).

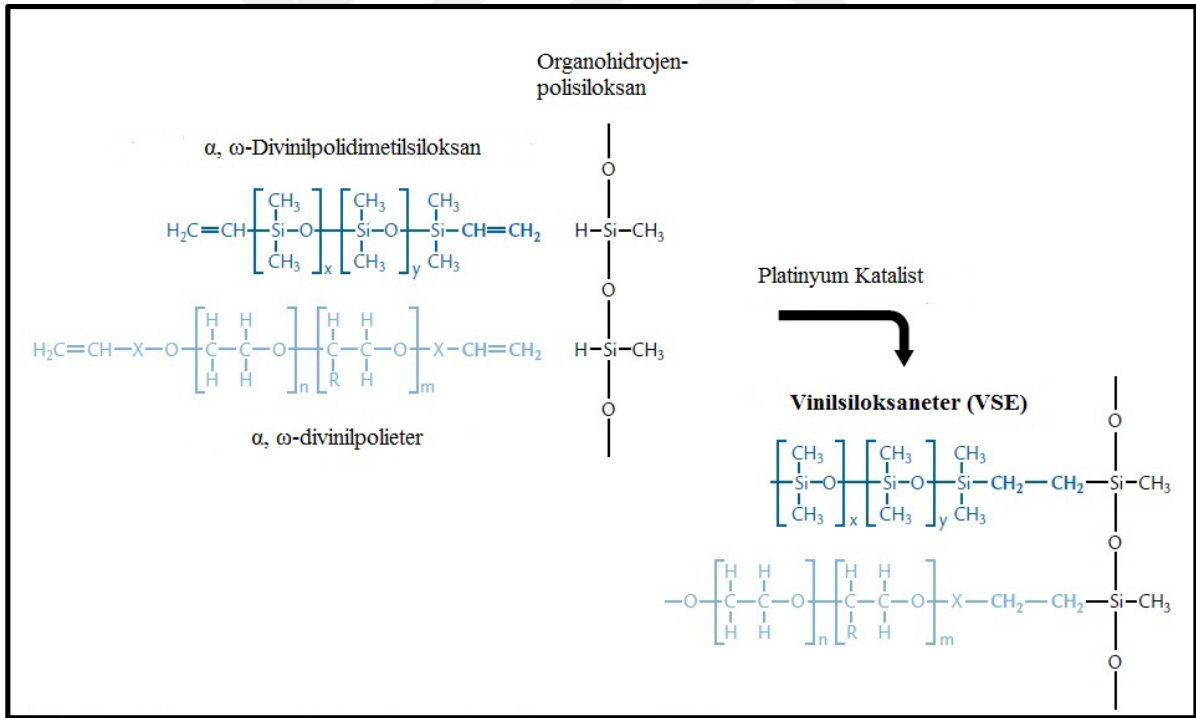
PVS ile alınmış ölçülerin dezenfeksiyonu, sodyum hipoklorit, iyodofor, fenol, glutraldehit ve fenolik glutraldehit içeren solüsyonlarla gerçekleştirilebilir (21).

## **ELASTOMERİK ÖLÇÜ MADDELERİNDE YENİLİKLER**

Günümüzde sıklıkla kullanılan PE ve PVS, üstün özelliklere sahip olmalarına rağmen, hala ideal ölçü maddelerinin tüm kriterlerine sahip değildir. Ancak bu iki ölçü maddesinin gelişimi, elastomerik ölçü maddelerinin klinik kullanımında ve özelliklerinde büyük ilerlemelere neden olmuştur (4,69).

PE ölçü maddeleri üzerinde son yıllarda yapılan modifikasyonlar, ağızdan çıkarılması esnasında esneyebilirliklerini ve çalışma süresini artırma yönündedir. Bu amaçla konvansiyonel PE’den daha düşük viskoziteli, daha akışkan ve sertleştikten sonra daha esnek olduğu belirtilen bir PE tipi kullanıma sunulmuştur (soft monophase, 3M ESPE). PVS üzerinde yapılan çalışmalar, sertleştikten sonra H<sub>2</sub> gazı açığa çıkarmayan, ve hemen dökülebilen, sürfaktan ilavesiyle ıslanabilirliği artırılmış daha hidrofilik özellikte malzemelerin geliştirilmesi üzerine olmuştur (70).

2009 yılında Kettenbach şirketi (Eschenburg, Almanya) piyasaya vinilsiloksaneter “Identium” adında yeni bir ölçü materyali sunmuştur. Firma tarafından bu ölçü maddesinin PE ve PVS, yani ilave tipi silikonların kimyasal bir kombinasyonu olduğu ve iki ölçü maddesinin de üstün özelliklerini bünyesinde bulundurduğu belirtilmiştir (Şekil 12). Hibrit bir ölçü maddesi olan PVSE’nin, PVS’nin üstün yırtılma direnci ve boyutsal stabilitesine, PE’nin ise hidrofilik özelliği ve ıslanabilirliğine sahip olduğu belirtilmiştir (10).



**Şekil 12. Poli-vinilsiloksaneterin kimyasal yapısı**

Diş hekimliğinin her alanında olduğu gibi, ölçü malzemelerindeki yeniliklerin takip edilmesi ve bu maddelerin özelliklerinin bilinmesi, klinikte meydana gelen farklı durumların malzemenin fiziksel ve kimyasal özelliklerine olan etkisinin göz önünde bulundurulması, kullanılacak madde seçimini kolaylaştırmakta ve başarıyı arttırmaktadır (69).

## GELENEKSEL ÖLÇÜ TEKNİKLERİ

Diş hekimliğinde alınan ölçülerin netliğini arttırmak amacı ile araştırmacılar çeşitli ölçü teknikleri geliştirilmişlerdir. Bu teknikler tek fazlı ve çift fazlı olmak üzere iki ana gruba ayrılır.

Yapılan çalışmalara göre alınan ölçülerin netliğini etkileyen faktörlerin;

1. Ölçü yöntemlerine (71-73)
2. Kullanılan ölçü maddesine (73,74)
3. Ölçü maddelerinin hacmine (7,75) bağlı olduğu belirtilmektedir.

### Tek Fazlı Ölçü Yöntemi

Orta yoğunluktaki tek bir ölçü maddesi ile tek aşamada standart veya özel kaşıklar kullanılarak uygulanan ölçü yöntemidir. Ölçü maddesinin viskozitesinin yüksek, akıcılığının düşük olması nedeni ile çift fazlı yöntemlere göre daha az detaylı ölçüler elde edilir. Ölçü maddesindeki deformasyonu engellemek, boyutsal stabiliteyi arttırmak amacı ile kaşık ile dokular arasında 2-4 milimetre'lik boşluğun bulunması gerekmektedir (3,76).

### Çift Fazlı Ölçü Yöntemleri

Çift fazlı ölçü yöntemleri; çift karıştırma yöntemi (tek aşamalı yöntem) ve *wash* ölçü yöntemi (çift aşamalı yöntem) olmak üzere ikiye ayrılır (77,78). Çift aşamalı yöntem, ayrıca kendi içinde boşluk sağlayıcı bir yaprak kullanılarak uygulanan ve her hangi bir boşluk sağlayıcı kullanmadan uygulanan yöntemler olmak üzere iki alt gruba ayrılmaktadır.

#### 1. Çift karıştırma yöntemi:

Bu yöntemde az yoğun ve çok yoğun olmak üzere iki tip ölçü maddesi, eş zamanlı olarak karıştırılıp tek aşamalı olarak ağıza yerleştirilir. Kullanılan iki ayrı yoğunluktaki madde birlikte polimerize olur (79).

Birçok araştırmacı tarafından onaylanan ortak görüşe göre, ölçünün netliğinin yüksek olabilmesi için preparasyon alanının kaydının az yoğunluktaki ölçü maddesi tarafından kaydedilmiş olması gerekmektedir. Bu durum, az yoğunluktaki ölçü maddesinin viskozitesinin daha az olması sayesinde andırkat alanlarına daha iyi girebilmesi ve ölçü ağızdan çıkarılırken deformasyona uğramadan bu bölgelerden çıkabilme yeteneğiyle açıklanmaktadır (73,80). Ancak çift karıştırma ölçü tekniğinde, az yoğunluktaki ölçü materyalinin detayları kaydettiğinden emin olunamaz, çünkü iki materyalde ağıza aynı anda

uygulandığı için materyaller kendi aralarında yer değiştirebilmektedirler. Genel bir kural olarak ölçü maddelerinde viskozite azaldıkça, polimerizasyon büzülmesi de artmaktadır (81). Çift karıştırma tekniğinde, viskozitesi düşük olan az yoğunluktaki ölçü materyali, kontrol edilemeyen miktarlarda fazlaca kullanıldığı için, bu teknikle alınan ölçülerin polimerizasyon büzülmesi fazla olmaktadır (74).

Çift karıştırma tekniğinin en büyük avantajı, hasta başında harcanan zamanı kısaltmasıdır. Ancak bu avantajı dışında, her hangi bir olumlu özelliği bulunmamakta ve araştırmacılar tarafından sıkça kullanımı önerilmemektedir (82).

## **2. Wash ölçü yöntemi:**

Bu yöntemde, yoğun kıvamdaki ölçü materyali ölçü kaşığına yerleştirilerek ağıza uygulanır, polimerizasyonundan sonra çıkarılır. Ölçü boşluğuna az yoğunluktaki ikinci ölçü materyali yerleştirilerek yöntemin ikinci aşaması tamamlanır.

İki aşamalı *wash* ölçü yöntemi ile alınmış ölçülerin, tek aşamalı çift karıştırma yöntemi ile alınan ölçülerden daha net olduğu bir çok araştırmacı tarafından belirlenmiştir (71,83). Bu yöntemin en büyük avantajı, yoğun kıvamdaki ölçü maddesi ile ilk ölçü alınıp ağızdan çıkarıldıktan sonra oluşan polimerizasyon büzülmesinin, ikinci ölçü materyalinin ağıza uygulanması ve yeni bir ölçü alınması ile kompanse edilmesidir (72,76). Bu yöntemde de tek aşamalı yöntemde olduğu gibi, gereğinden fazla az yoğunlukta olan ikinci ölçü maddesi kullanmamaya dikkat etmek modelin netliğini arttırmak açısından önemlidir (84).

*Wash* ölçü yöntemi, iki şekilde uygulanabilmektedir. İlk metotta, yoğun kıvamlı ölçü ağızdan çıkarıldıktan sonra, az yoğunluktaki ölçü maddesi için yer sağlamak amacıyla, ölçünün içinde kazıma yapılır ya da birinci ölçü ağıza daha yerleştirilmeden, çıkarıldıktan sonra bir boşluk oluşturması amacıyla, ölçünün üzerine esnek ince bir materyal, örneğin polietilen ya da selofan yapraklar yerleştirilir, bu boşluk sağlayıcı materyaller çıkarıldıktan sonra, ölçünün içerisine 2. ölçü materyali yerleştirilir (83,85).

*Wash* ölçü yönteminde, ikinci ölçü maddesinin kazıma yapılan ya da boşluk bırakılan alanlara yerleştirilmesine dikkat edilmelidir. Kendisi için yer açılmayan alanlara yerleşen 2. ölçü maddesi, özellikle okluzal kontak alanlarında kalınlık yaparak net olmayan ölçülere ve hatalı okluzal ilişki kayıtlarının alınmasına neden olur (81).

## **CAD/CAM SİSTEMLERİ**

CAD/CAM terimi, bilgisayar destekli tasarım ve bilgisayar destekli üretim anlamına gelir. Bilgisayar kontrolü ile çalışan bu sistem, üretilen malzemenin bilgisayar ekranında üç

boyutlu olarak tasarlanmasına dayanır ve daha çok makine teknolojisinde kullanılır (86). Endüstride kullanılan bu teknolojinin, diş hekimliğine transfer edilebileceği fikrinden yola çıkılarak ilk olarak 1971 tarihinde Francois Duret tarafından diş hekimliğine tanıtılmıştır. Bu sayede endüstriyel üretimde aktif olarak kullanılan CAD/CAM teknolojisinin, diş hekimliği alanında da kullanılabilirliği üzerine çalışmalar yoğunlaşmıştır. 1977 yılında Bruce Altschuler tarafından optik tarayıcılar ile ağız içi dokuların bilgisayarda görüntülenmesi sağlanmıştır. 1979 yılında Heitlinger ve Rodder ve ardından 1980 yılında Mörmann ve Brandestini tarafından CAD/CAM sistemleri ile ilgili çalışmalar yapılmıştır. 1983 yılında Fransa'da Granciere konferansında ilk dental CAD/CAM prototipi tanıtılmıştır ve 1985 yılında ise herhangi bir laboratuvar işlemine tabi tutulmadan şekillendirilip ağız içerisine yerleştirilen ilk kron elde edilmiştir (87). Üretim maliyeti ve uygulanabilirliği ile ilk dental CAD/CAM uygulamasını Cerec sistem ile Werner Mörmann ile Marco Brandestini 1988 yılında gerçekleştirmişlerdir (88).

### **CAD/CAM Bileşenleri**

Tüm CAD/CAM sistemleri; verilerin elde edilmesi, restorasyonun tasarımı (CAD) ve restorasyonun üretimi (CAM) olmak üzere üç fonksiyonel bileşen içermektedir (89).

#### **1. Verilerin elde edilmesi:**

Diş hekiminin tarafından yapılan hazırlığının, komşu dişlerin ve okluzyondaki dişlerin geometrisinin ağız ortamından veya model üzerinden taranması işlemidir. Verilerin elde edilmesi aşaması CAD/CAM sistemleri arasında farklılık göstermektedir.

Tarama işlemi, mekanik tarayıcılar aracılığıyla modelin temasla taranması ile prepare edilen bölgenin haritasının çıkartılması veya hızlı ve yüksek çözünürlükte dijital görüntü elde edilebilen optik tarayıcıların kullanılması ile gerçekleştirilir. Birçok CAD/CAM sisteminde tarayıcı, sistemin bir parçasıdır ve yalnızca uygun CAD yazılımı ile çalışmaktadır (89,90).

#### **2. Restorasyonun tasarımı:**

Restorasyonun üç boyutlu olarak bilgisayar ekranında tasarlanmasına olanak veren birçok CAD yazılımı bulunmaktadır. Kullanıcı CAD yazılımında bulunan şablonları direkt olarak kullanabileceği gibi, modifikasyonlar oluşturarak kendi tasarımını da yapabilmektedir. Yazılım programları genellikle CAD/CAM sistemine özgüdür ve diğer sistemlerle uyumluluk göstermemektedir. Restorasyonun tasarımı tamamlandığında, CAD yazılımı sanal modeli farklı bir formata dönüştürerek CAM ünitesinin üretime geçmesini sağlamaktadır (89,90).

### **3. Restorasyonun üretimi:**

Bilgisayar kontrolünde olan frezeleme ve aşındırma üniteleri ile restorasyonun oluşturulmasıdır. Restorasyon, sistem için hazırlanmış bloklardan aşındırılarak elde edilir.



## GEREÇ VE YÖNTEM

Klinikte sıklıkla kullanılan ölçü maddelerinin boyutsal stabilitelerinin karşılaştırılması amacı ile kesik diş formunu taklit eden nikel kromdan elde edilmiş dış yüzeyi kumlanmış bir ana model kullanıldı (Şekil 13).



**Şekil 13. Ana model**

Model masaüstü 3 boyutlu tarayıcı (3 Shape D800, 3Shape A/S, Denmark) cihazında taratılıp dijital model elde edildi. Ana referans modelden 4 farklı ölçü maddesi ile 12 adet ölçü alındı (Tablo 2).

**Tablo 2. Kullanılan ölçü maddeleri**

<b>Ölçü maddesi</b>	<b>Marka</b>
<b>PVS</b>	Elite HD+, Zhermack
<b>KTS</b>	Zetaplus, Zhermack
<b>PE</b>	Impregum Penta DuoSoft, 3M ESPE
<b>PVSE</b>	Identium, Kettenbach

Elde edilen ölçülerin farklı zaman aralıklarında masaüstü 3 boyutlu tarayıcı tarafından taranmasıyla elde edilen dijital veriler, referans modelin taranması ile elde edilen dijital verilerle karşılaştırılıp, ölçü maddelerindeki hacimsel değişiklikler istatistiksel olarak değerlendirildi.

Yapılan güç analizine göre etki büyüklüğü 0-50, %5 yanılma olasılığı ve %80 güç ile 4 madde ve 5 zamana bağlı gruplar arası değişimi ortaya koymak için gerçekleştirilecek iki yönlü varyans analizi uygulayabilmek için 5 zaman noktasında madde başına 60 gözlem olmak üzere çalışmaya toplam 240 gözlem alınması gerektiği hesaplandı (G power 3.1).

### **REFERANS MODELİN DİJİTAL VERİLERİNİN OLUŞTURULMASI**

Referans model için kesik diş formunu taklit eden nikel krom alaşımından elde edilmiş modelden yararlanıldı. Referans modelin taranıp dijital modelin oluşturulması için 3Shape firmasının ürettiği D800 ölçü, model ve alçı tarama cihazı kullanıldı (Şekil 14).



**Şekil 14. 3Shape - D800**

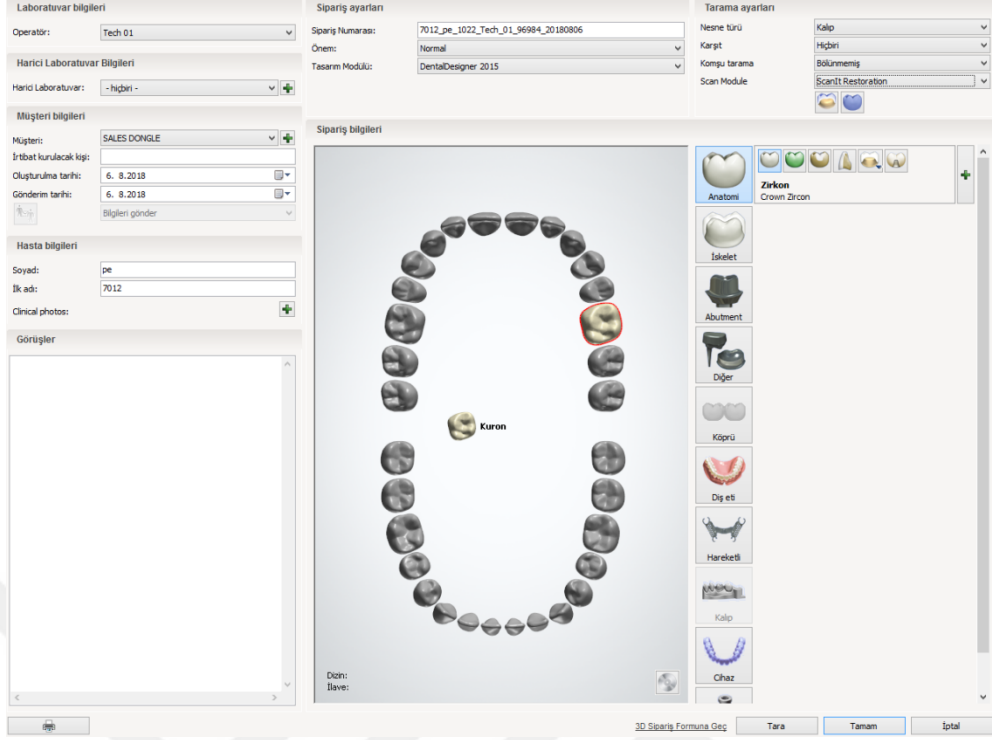
D800 cihazının kurulumu için çift “*digital visual interface (dvi)*” çıkışlı kablo, monitör ve kasa için güç kablosu, fare ve klavye kullanıldı. Çift çıkışlı dvi kablosunun bir ucu monitöre diğer ucu bilgisayar kasasına bağlandı. Fare ve klavyenin çıkışları kasaya bağlandı. Monitörün ve kasanın güç kabloları takıldı. D800 cihazının kalibrasyon kiti içerisindeki USB data kablosunun standart ucu bilgisayar kasasına, diğer ucu ise cihazın arka kısmına takıldı. Yine kalibrasyon kitinin içerisinde bulunan güç kablosu cihaza bağlandı. 3Shape firmasının sağladığı kurulum USB *dongle*’ı bilgisayarın USB çıkışına takıldı. Monitör, kasa ve D800 e bağlanan güç kabloları prize takıldı. Bilgisayar açılarak internet bağlantısı kuruldu. D800 cihazının arkasında bulunan açma kapama düğmesinden cihaz açıldı. Masaüstünde çıkan “*scan server file*” çift tıklanarak açıldı. Cihaz ilk defa kullanılacağı için kalibre edildi. Kalibrasyon kiti içerisindeki kalibrasyon aleti üzerindeki koruma ünitesi çıkarılarak tarayıcının içerisine yerleştirildi. Tarayıcının kapağı kapatıldıktan sonra kalibrasyon süreci otomatik olarak başlatıldı. D800 cihazının bağlanması için Windows 8.1 Pro işletim sistemine, *Intel (R) Core (TM) i7-3770* işlemciye, 16,0 GB RAM belleğe, 10132 MB hafızalı ekran kartına sahip bilgisayar kullanıldı.

Masaüstündeki “*3Shape Dental Manager*” kısa yolu ile program çalıştırıldı. Açılan pencerede “*Order*” menüsü altında yeni bir “*Order Form*” doldurulup, “*Order Settings*” bölümündeki “*Importane*” kısmı “*Normal*”, “*Design Module*” kısmı ise “*Dental Designer 2015*” olarak seçildi. “*Scan Settings*” bölümünde model taranacağı için “*Object Type*” kısmı “*Model*” olarak işaretlenip, karışık çeneden tarama yapılmayacağı için “*Antagonits*” kısmı “*None*”, güdük taraması yapılmayacağı için “*Neighborhood Scan*” kısmı ise “*Unsection*” olarak seçildi (Şekil 15).

Cihazın içerisindeki *ring* çıkarılarak referans model ringe silikon yardımı ile sabitlenip, cihaz içerisine yerleştirildikten sonra cihazın kapağı kapatıldı. Kapağın kapatılması ile tarama işlemi otomatik olarak başlatıldı. Gerçekleşen ilk hızlı tarama sonrasında ekranın sol tarafından “*all teeth*” seçilerek “*continue*” tuşuna basılıp ve modelin detaylı taraması başlatıldı. Tarama yüksekliği 20 mm olarak belirlendi.

## **BİREYSEL KAŞIKLARIN OLUŞTURULMASI**

Ana model üzerine 2 tabaka pembe mum (Modeling Wax, Cavex, Harleem, Holland) yerleştirilerek ölçü materyaline yer sağlanacak şekilde otopolimerizan akrilik (Soğuk Tamir Kiti, Integra, Ankara, Türkiye) ile kaşık hazırlandı (Şekil 16).

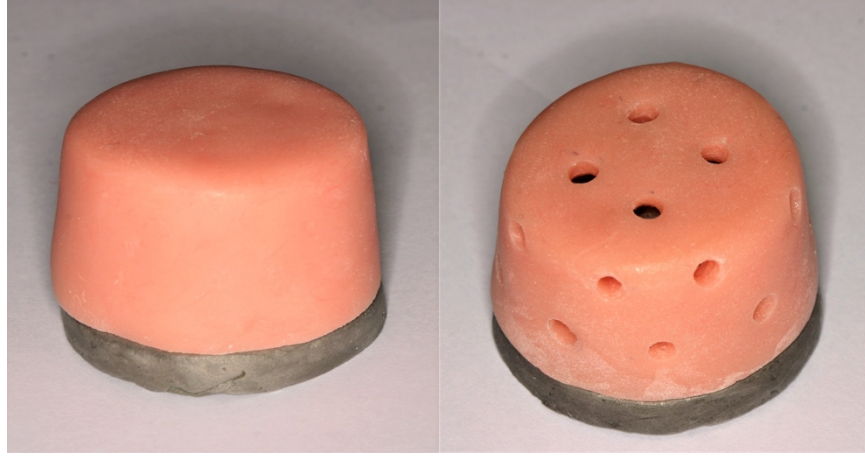


Şekil 15. Ana model order form



Şekil 16. Bireysel kaşık yapımında kullanılan soğuk akrilik

PE ve PVSE ölçü maddeleri için deliksiz bireysel kaşık hazırlanıp, stoper oluşturması amacı ile kaşığın sınırları model tabanına kadar uzatıldı. PVS ve KTS için hazırlanan kaşıklarda tepeden 1, kenarlarda da 1'er cm aralıklarla toplamda 20 delik açıldı (Şekil 17).



**Şekil 17. Delikli ve deliksiz bireysel kaşıklar**

Ölçü alma işleminden önce her bir kaşığın ölçü yüzeyine kaşık adezivi (Universal Tray Adhezive, Zhermack, Badia Polesine, Italy) ince bir tabaka halinde sürüldükten sonra 1,5 dakika kuruması beklendi (Şekil 18).



**Şekil 18. Kaşıklara uygulanan kaşık adezivi**

## **ÖRNEKLERİN OLUŞTURULMASI**

### **Kondansasyon Tipi Silikon İle Ölçü Alınması**

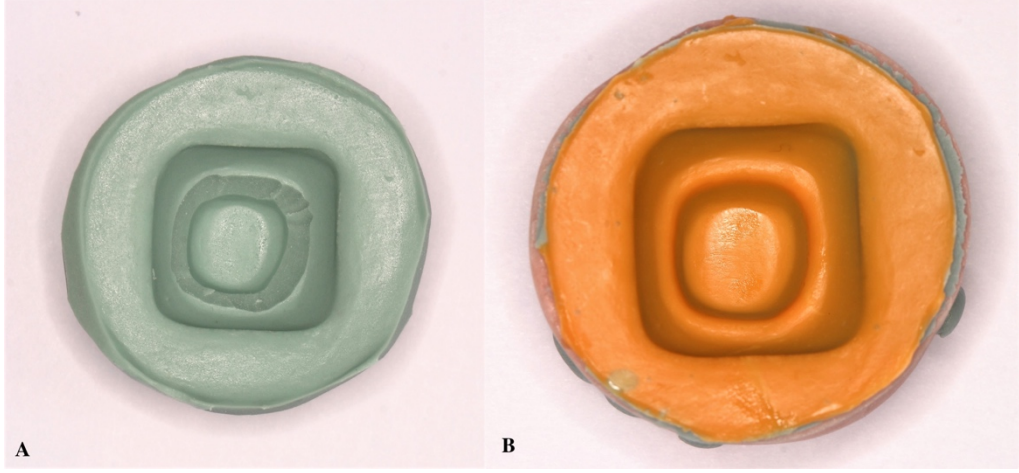
Bu tez çalışmasında kullanılan kondansasyon tipi, yüksek yoğunluklu silikon ölçü materyali (Zetaplus, Zhermack, Badia Polesine, Italy) ile düşük yoğunluklu silikon ölçü materyali (Oranwash L, Zhermack, Badia Polesine, Italy) “wash” ölçü yöntemi ile kullanıldı (Şekil 19).



**Şekil 19. Kondansasyon tipi silikon (KTS)**

Üretici firma talimatlarına uygun olarak, ölçü kabı ile gerekli miktarda yüksek yoğunluklu ölçü maddesi alınıp kütle üzerine ölçü kabı ile bastırıldı. Her dozaj için ölçü kabı ile aynı uzunlukta iki tabaka aktivatör (Zhermack Indurent Gel, Zhermack, Badia Polesine, Italy) sıkıldı. Kütle kendi üzerinde katlanarak homojen bir renk tonu elde edene kadar çizgiler oluşturmaksızın 30 saniye kadar parmak ucu ile yoğuruldu. Oluşturulan bireysel ölçü kaşığı ile referans modelin ölçüsü alındı. Üretici firma talimatlarında karıştırma dahil çalışma süresi 1 dakika 15 saniye, sertleşme süresi ise 3 dakika 15 saniye olarak belirtilen KTS ölçü maddesinin, modelden ayrılması için ağzı ortamında çalışılmadığından dolayı belirtilen sürenin 3 katı beklendi (91). *Wash* ölçü yöntemine uygun olarak yoğun kıvamlı ölçü maddesi modelden ayrıldıktan sonra, az yoğunluktaki ölçü maddesine yer sağlamak amacı ile ölçünün içerisinde kazıma yapıldı (Şekil 20).

Az yoğunluklu ölçü maddesi tüpten karıştırma bloğunun üzerine gerekli miktarda sıkıldı. Sıvının uzunluğuna eşit olacak miktarda aktivatör sıkıldı. Temiz bir spatül aracılığı ile hızlı bir şekilde karıştırılıp, ölçünün içerisinde depolanan havayı gidermek için karıştırma bloğunun üzerine basınç uygulanarak 30 saniye içerisinde karıştırma işlemi tamamlandı ve homojen bir renk elde edildi. Karıştırılan kütle spatül yardımı ile yüksek yoğunluklu ölçü ile alınan matris içerisine koyuldu. Üretici firma talimatlarına göre 3 dakika 30 saniye sonra ağızdan çıkarılması uygun görülen ölçü maddesinin sertleşmesi için belirtilen sürenin 3 katı beklendi (91). Aynı prosedür 12 kez tekrarlanıp, toplamda KTS için 12 adet ölçü üretildi (Şekil 20).



**Şekil 20. A. Kole bölgesinde kazıma yapılan KTS ölçü maddesi B. Düşük yoğunluklu ölçü maddesi ile tamamlanan ölçü**

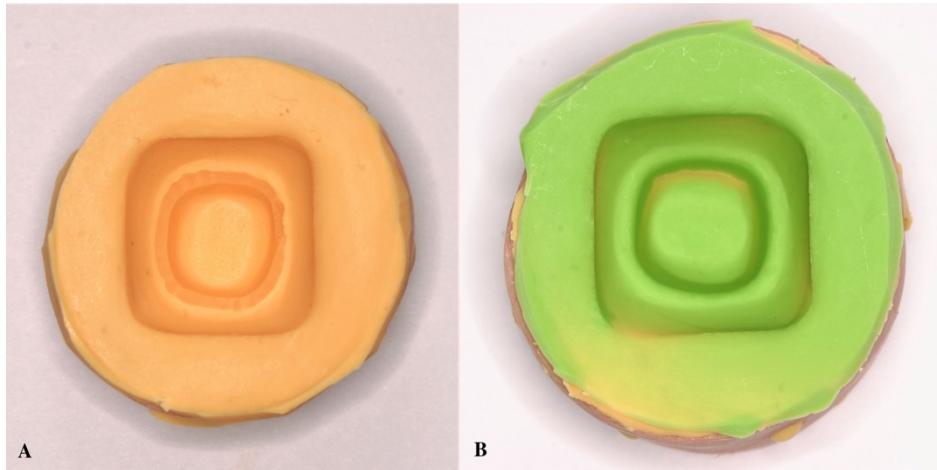
### **Polivinil Siloksan İle Ölçü Alınması**

Bu tez çalışmasında ilave tipi, yüksek yoğunluklu silikon ölçü materyali (Elite HD+, Putty Soft, Zhermack, Badia Polesine, Italy) ile düşük yoğunluklu silikon ölçü materyali (Elite HD+, Light Body, Zhermack, Badia Polesine, Italy) “wash” ölçü yöntemi ile kullanıldı (Şekil 21).



**Şekil 3. Polivinil siloksan ölçü maddesi (PVS)**

Üretici firmanın kutusundan çıkan ölçekten faydalanarak kavanozlardan her iki komponentten eşit miktarda alındı. Çizgi oluşmayacak şekilde homojen bir renk tonu elde edene kadar baz ve katalizör 30 saniye süre ile karıştırıldı. Hazırlanan hamur önceden hazırlanmış olan kaşığa yerleştirilerek referans modelin ölçüsü alındı. Üretici firma talimatlarında karıştırma dahil çalışma süresi 1 dakika 30 saniye, sertleşme süresi ise 2 dakika 30 saniye olarak belirtilen PVS ölçü maddesinin, modelden ayrılması için ağız ortamında çalışılmadığından dolayı belirtilen sürenin 3 katı beklendi (91). *Wash* ölçü yöntemine uygun olarak yoğun kıvamlı ölçü maddesi modelden ayrıldıktan sonra, az yoğunluktaki ölçü maddesine yer sağlamak amacı ile ölçünün içerisinden kazıma yapıldı (Şekil 22). Düşük yoğunluklu ölçü maddesinin kartuşları otomiks tabancaya (Dispenser Gun, Coltène/Whaledent AG, Altstätten, Switzerland) yerleştirildi. Karıştırma ucu takılmadan önce baz ve katalizörün eşit miktarda çıktığından emin olmak ve temizlenmesi gereken malzemenin dışarı sıkılması için tabancanın kolu hafifçe sıkıldı. Karıştırma ucu takıldıktan sonra yüksek yoğunluklu ölçü ile alınan matris içerisine ve ana model üzerine düşük yoğunluklu ölçü maddesi sıkılarak, model matris üzerine yerleştirildi. Üretici firma talimatlarında karıştırma dahil çalışma süresi 2 dakika, sertleşme süresi ise 3 dakika 30 saniye olarak belirtilen PVS ölçü maddesinin, modelden ayrılması için ağız ortamında çalışılmadığından dolayı belirtilen sürenin 3 katı beklendi (Şekil 22) (91). Aynı prosedür 12 kez tekrarlanıp, toplamda PVS için 12 adet ölçü üretildi.



**Şekil 22. A. Kole bölgesinde kazıma yapılan PVS ölçü maddesi B. Düşük yoğunluklu ölçü maddesi ile tamamlanan ölçü**

### **Poli-vinilsiloksaneter İle Ölçü Alınması**

Bu tez çalışmasında yüksek yoğunluklu PVSE (Identium Heavy, Kettenbach, Eschenburg, Germany) ve düşük yoğunluklu PVSE (Identium Light, Kettenbach, Eschenburg, Germany) ölçü maddesi için tek aşamalı ölçü yöntemi uygulandı (Şekil 23).



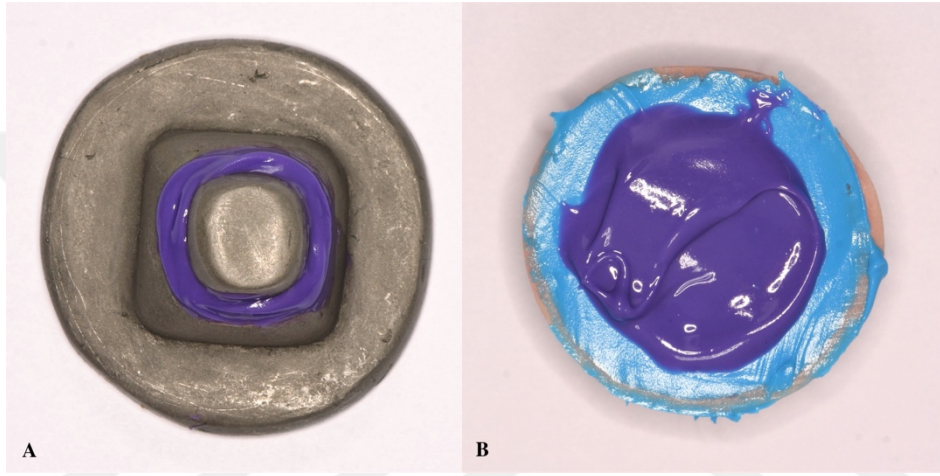
**Şekil 23. Poli-vinilsiloksaneter ölçü maddesi (PVSE)**

Yüksek yoğunluklu ölçü maddesinin karıştırılması için Sympress dispenser (electrical mixing and dosing machine, Kettenbach, Eschenburg, Germany) kullanıldı. Kartuşlar karıştırma cihazına yerleştirildikten sonra karıştırma uçları vidalanarak takıldı (Şekil 24).



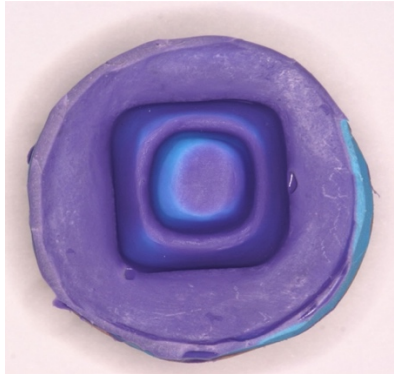
**Şekil 24. PVSE karıştırma ünitesi (sympress dispenser)**

Kartuşlar ilk kez kullanılacağı için baz ile katalizörün homojen bir karışımı oluşuncaya kadar materyal sıkılıp atılmıştır. Önceden hazırlanan ölçü kaşığına ölçü materyali doldurulurken hava kabarcığının oluşmasını önlemek amacı ile karıştırma ucu materyal içerisinde bırakıldı. Eş zamanlı olarak düşük yoğunluklu PVSE (Identium Light, Kettenbach, Eschenburg, Germany) otomiks tabanca ile referans model üzerine sıkıldı (Şekil 25). Bireysel kaşığa gerekli miktarda ölçü maddesi sıkıldıktan sonra üzerine düşük yoğunluklu PVSE uygulanan referans modelin ölçüsü alındı (Şekil 25).



**Şekil 25. A. PVSE düşük yoğunluklu ölçü maddesinin kolelere uygulanması B. Bireysel ölçü kaşığına yüksek ve düşük yoğunluklu PVSE ölçü maddesinin uygulanması**

Üretici firma talimatlarında karıştırma dahil çalışma süresi 2 dakika, sertleşme süresi ise 2 dakika 30 saniye olarak belirtilen PVSE ölçü maddesinin, modelden ayrılması için ağız ortamında çalışılmadığından dolayı belirtilen sürenin 3 katı beklendi (Şekil 26) (91). Aynı prosedür 12 kez tekrarlanıp, toplamda PVSE için 12 adet ölçü üretildi.



**Şekil 26. PVSE ölçü maddesi**

## Polieter İle Ölçü Alınması

Bu tez çalışmasında yüksek yoğunluklu PE (Impregum Penta H DuoSoft, 3M ESPE, Minnesota USA) ve düşük yoğunluklu PE (Impregum Penta L DuoSoft, 3M ESPE, Minnesota USA) ölçü maddesi için tek aşamalı ölçü yöntemi uygulandı (Şekil 27).



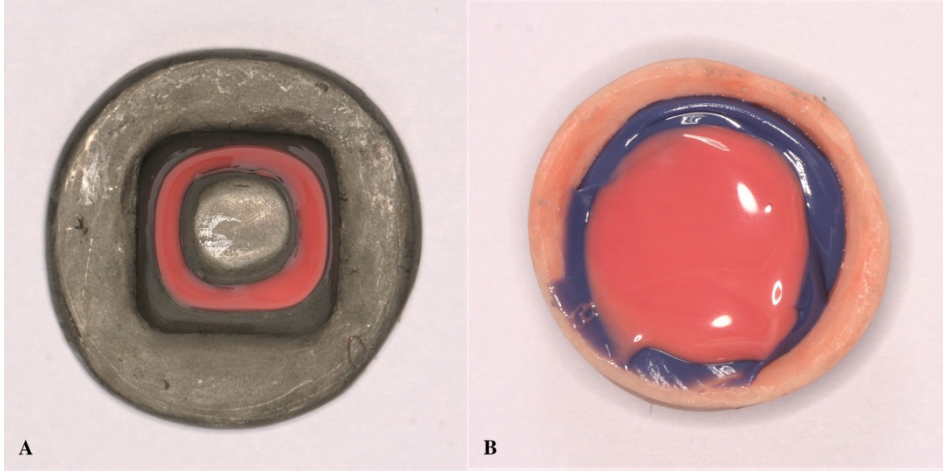
Şekil 27. Polieter ölçü maddesi (PE)

Yüksek yoğunluklu PE ölçü maddesinin karıştırılması için “Pentamix” cihazı (3M ESPE, Minnesota USA) kullanıldı. Kartuşlar *pentamix* cihazına yerleştirildikten sonra karıştırma ucu takıldı (Şekil 28).

Ölçü almadan önce kartuştan ilk çıkan eşit karışmamış materyal atıldı. Kaşığa ölçü materyali doldurulurken hava kabarcığının oluşmasını önlemek amacı ile karıştırma ucu materyal içerisinde bırakıldı. Eş zamanlı olarak düşük yoğunluklu PE (Impregum Penta L DuoSoft, 3M ESPE, Minnesota USA) otomiks tabanca ile referans model üzerine sıkıldı. Bireysel kaşığa gerekli miktarda ölçü maddesi sıkıldıktan sonra üzerine düşük yoğunluklu PE uygulanan referans modelin ölçüsü alındı (Şekil 29).

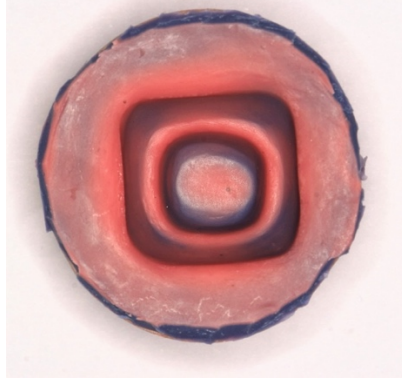


**Şekil 28. PE karıştırma ünitesi (*Pentamix*)**



**Şekil 29. A. PE düşük yoğunluklu ölçü maddesinin kolelere uygulanması B. Bireysel ölçü kaşığına yüksek ve düşük yoğunluklu PE ölçü maddesinin uygulanması**

Üretici firma talimatlarında karıştırma dahil çalışma süresi 2 dakika 30 saniye, sertleşme süresi ise 3 dakika 30 saniye olarak belirtilen PE ölçü maddesinin, modelden ayrılması için ağız ortamında çalışılmadığından dolayı belirtilen sürenin 3 katı beklendi (Şekil 30) (91). Aynı prosedür 12 kez tekrarlanıp, toplamda PE için 12 adet ölçü üretildi.

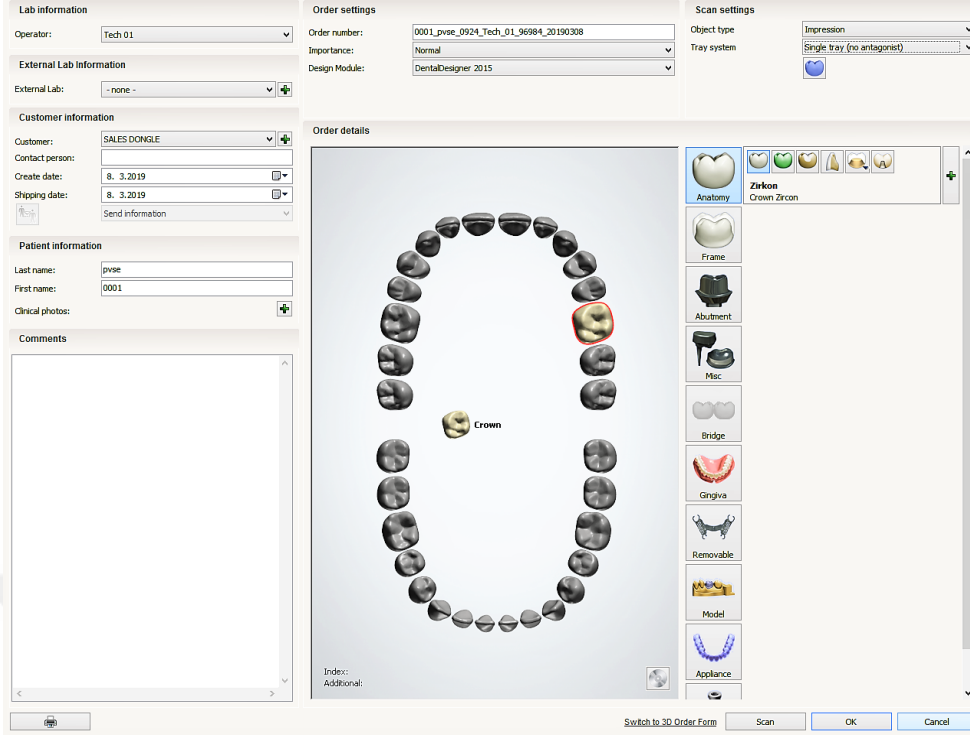


**Şekil 30. PE ölçü maddesi**

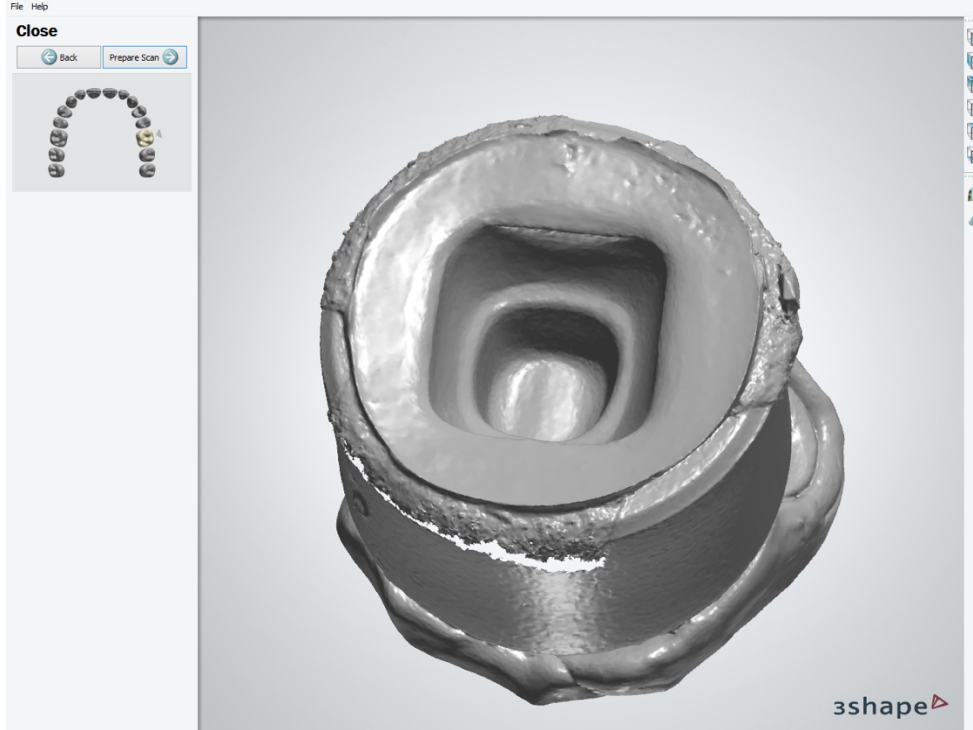
### **ELDE EDİLEN ÖLÇÜLERİN DİJİTAL VERİLERİNİN OLUŞTURULMASI**

Mevcut bilgisayarda bulunan “3Shape Dental Manager” programı masaüstünde bulunan kısayol vasıtasıyla çalıştırıldı. Açılan sayfada “Orders” sekmesi tek tıklama ile açıldı. “Ctrl+N” tuş kombinasyonu ile ayrı bir pencerede açılan “Order Form” dolduruldu. Bu formda bulunan “Lab Information” bölümündeki “Operation” kısmı “Tech 01” olarak “Patient Information” bölümündeki “Last/First Name” kısmı, taranacak olan ölçünün materyaline ve sayısına göre dolduruldu. “Order Settings” bölümündeki “Importance” kısmı “Normal”, “Design Module” kısmı ise “DentalDesigner 2015” olarak seçildi. “Scan Settings” bölümünde, ölçü taraması yapılacağı için “Object Type” kısmı “Impression”, “Tray System” kısmı ise “Single Tray (no antagonist)” olarak dolduruldu. “Order Details” bölümünde restorasyonu yapılacak olan diş 26 numara, “Anatomy” kısmı ise “Crown Zircon” olarak seçildi (Şekil 31).

Cihazın içerisindeki ring çıkarılarak ölçü kaşığı ring’e silikon yardımı ile sabitlendi, cihaz içerisine yerleştirildikten sonra cihazın kapağı kapatıldı. Kapağın kapatılması ile tarama işlemi otomatik olarak başlatıldı. Gerçekleşen ilk hızlı tarama sonrasında ekranın sol tarafından “Select All” seçilerek “Continue” tuşuna basılıp ve ölçünün detaylı taraması başlatıldı (Şekil 32).



Şekil 31. Order form

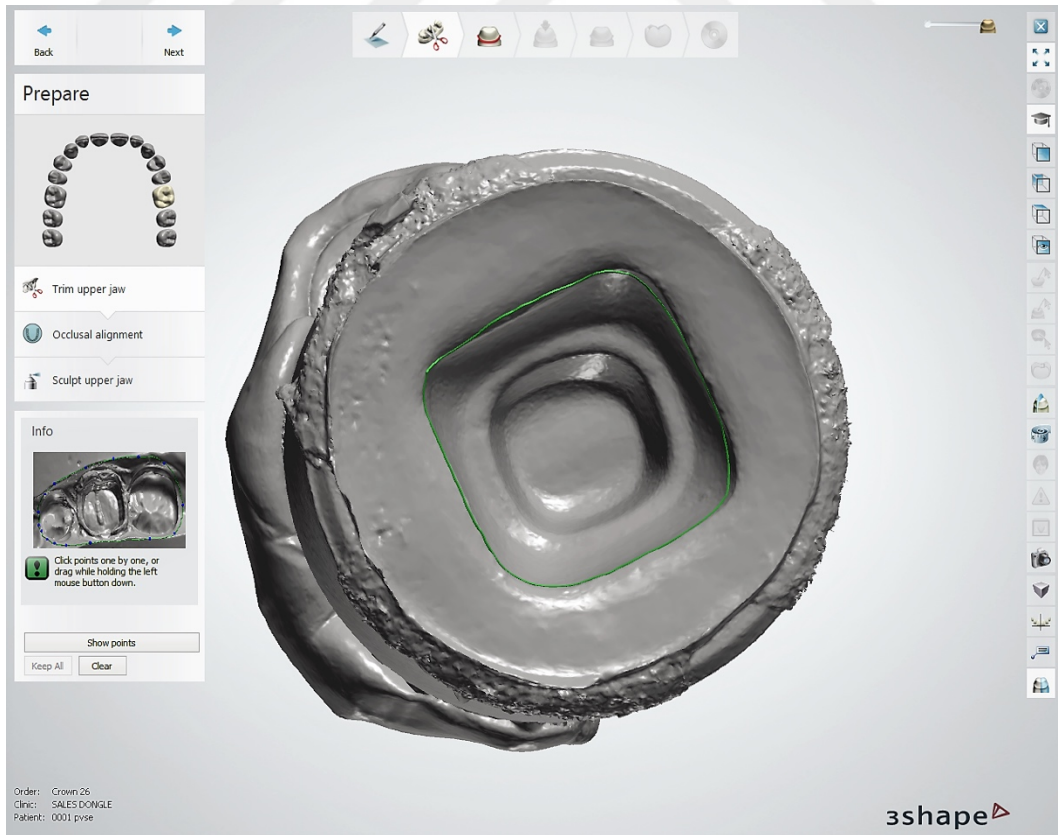


Şekil 32. Ölçülerin detaylı taraması

Bütün tarama işlemleri aynı oda ve aynı fiziksel koşullarda (sıcaklık, nem ve hava basıncı) gerçekleştirildi. Deney gruplarının taramasından önce tarayıcının sıcaklık ölçümü ve kalibrasyonu yapıldı. Kullanılan 4 farklı ölçü maddesi için 12 adet örnek oluşturuldu. Oluşturulan her örnek 5 farklı zaman aralığında (hemen, 1.gün, 3.gün, 1. hafta, 2. hafta) dijital tarayıcıda tarandı. Her ölçü maddesi yapılan ilk taramadan önce klinik durumu taklit edebilmek için 30 saniye boyunca musluk suyu altında durulandı. Sonrasında fazla suyun ölçü maddesi üzerinden uzaklaştırılabilmesi için hava spreyi kullanıldı ve oda sıcaklığında ( $22^{\circ}\text{C}\pm 1^{\circ}\text{C}$ ) 30 dakika süreyle kurumaya bırakıldı. Yapılan taramalar arasında ölçü maddeleri hava geçirmeyen bir kap içerisinde oda sıcaklığında bekletildi.

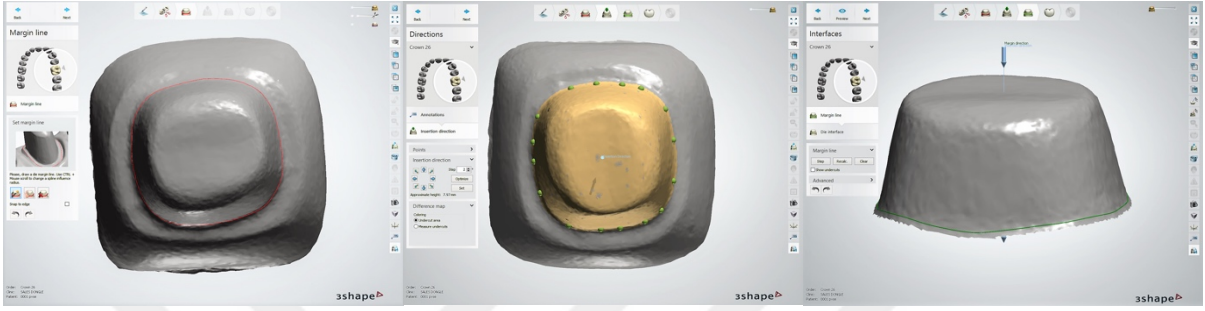
### VERİLERİN POZİTİF DİJİTAL VERİLERE DÖNÜŞTÜRÜLMESİ

Detaylı taramanın tamamlanmasından sonra ekranın sol üst tarafında çıkan “*Prepare Scan*” tıklanıp ve programın “*DentalDesigner*” modülü ayrı bir pencerede açıldı. Açılan pencerede tarama yüzeyleri sağ tıkla pozisyonlandırılıp, sol tıkla ölçü üzerindeki kesilecek gereksiz alanlar işaretlendi (Şekil 33).



Şekil 33. Taranan ölçüde gereksiz alanların kesilmesi

Seçim tamamlandıktan sonra “Next” yazısına tıklandı. Geçilen “Occlusal Alignment” ve “Sculpt Upper Jaw” kısımları tek bir kesik diş formu tarandığı, ark taraması yapılmadığı için “Next” yazısı tıklanarak atlandı. “Margin Line” bölümünde referans model ile karşılaştırılacak kesim sınırı belirlenip “Next” yazısı tıklanarak programın “DentalDesigner” bölümü ekranın sağ üst köşesinde bulunan çarpı işareti tıklanarak kapatıldı (Şekil 34).



**Şekil 34. Taranan ölçüden model oluşturulması**

“The file has been modified. Changes will not be saved” uyarı yazısında “OK” butonu tıklanarak “3Shape Dental Manager” sekmesine dönüldü. Oluşturulan dosyadan sağ tıklanarak “Advanced” yazısı üzerine gelinip, buradan “Export” seçeneği işaretlendi. Açılan “Order Export” bölümünde “Export order information to third party application” kısmında “UDX Order Export”, sonrasında “OK” yazısına tıklanıp masaüstünde oluşturulan dosya seçilerek yapılan taramanın sıkıştırılmış dosyası kaydedildi.

## **KONTROL VE ÇAKIŞTIRMA İŞLEMLERİNİN YAPILMASI**

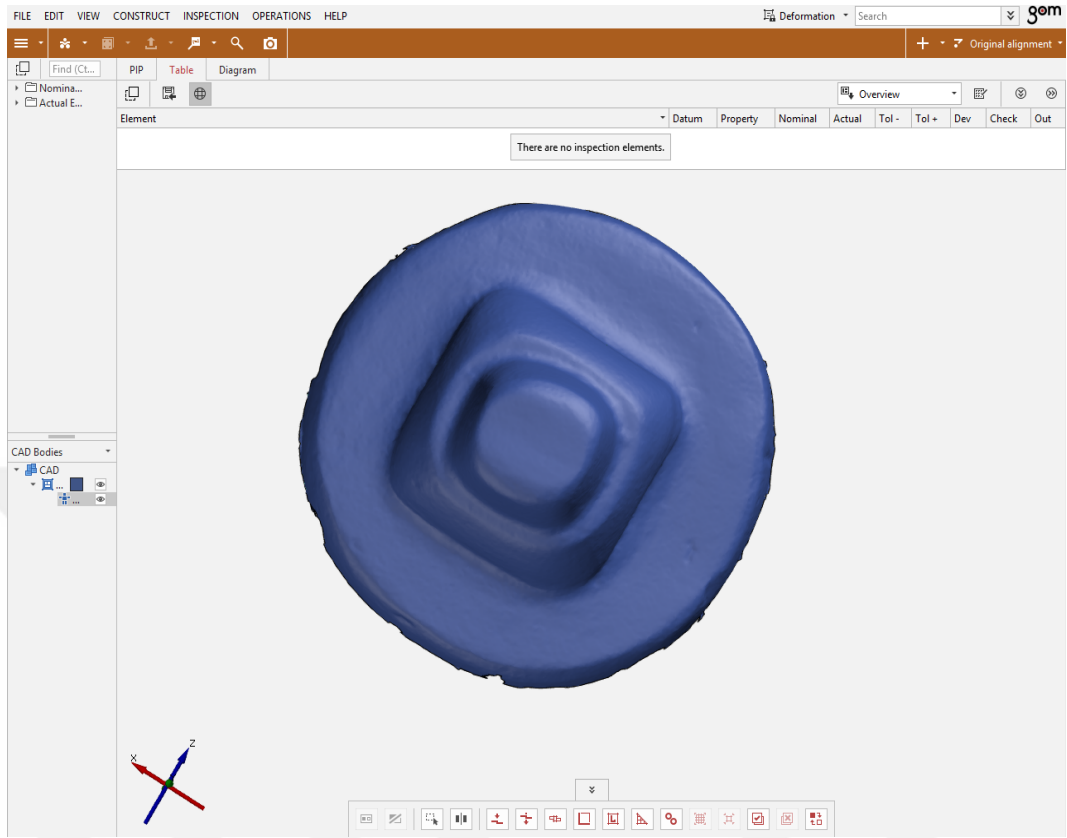
Kontrol işlemleri için “ATOS Professional V7.5 SR2” (GOM GmbH, Braun-schweig, Germany) yazılımı kullanıldı.

### **Modellerin Hazırlanması**

Referans modelin 3D tarayıcıda hazırlanan tarama verileri yazılım içerisine “import” edildi. “Parameters” bölümünde “Unite” kısmı “mm”, “Split by color” kısmı “Ignore color” olarak seçilip “OK” yazısına tıklandı (Şekil 35).

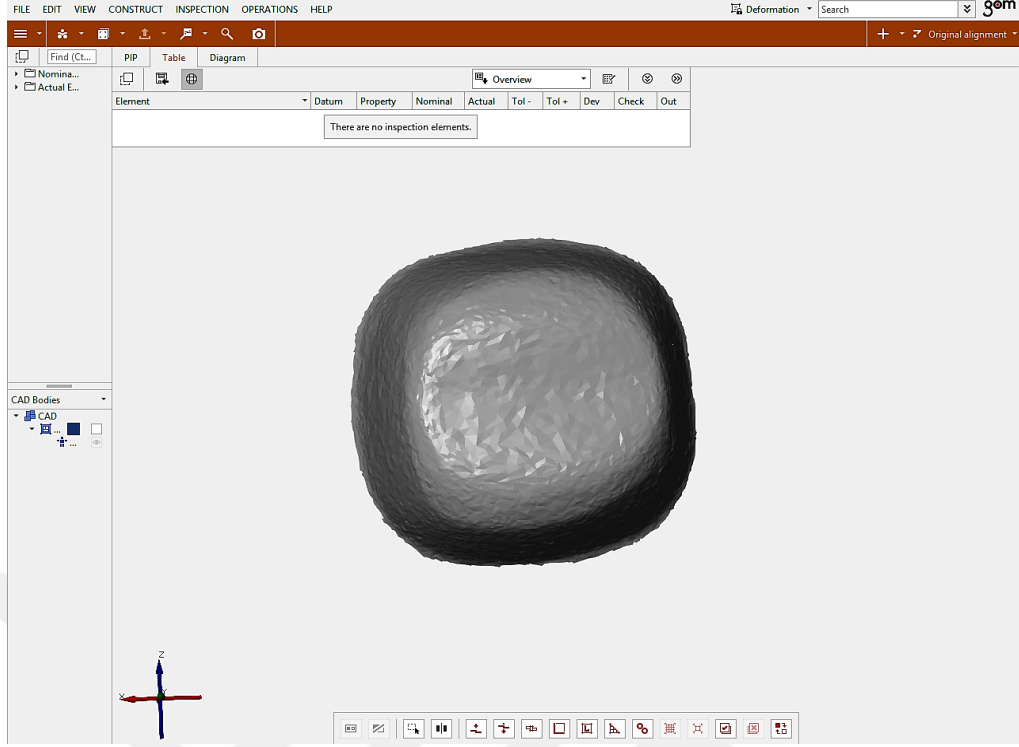
Daha sonra kontrolü yapılacak ölçü maddelerinin dijital verileri program içerisine “import” edildi. Parametre olarak “Unite” kısmı yine “mm”, “Target element type” ise “Mesh” olarak seçildi. Sol kısımdaki görüntüleme menüsü içerisinde “Nominal Elements” olarak gözüken “CAD body” modelinin görüntülenmesi kapatılarak ekranda sadece kontrolü

yapılacak olan tarama modeli bırakıldı (Şekil 36).



Şekil 35. CAD body

Tez çalışmasında çakıştırma işlemi “*best-fit-algorithm*” yöntemine göre yapıldı. Kontrolü yapılacak tarama modelinin üzerindeki gereksiz alanlar bu çakıştırmanın hassasiyetini etkileyebilmektedir. Dolayısıyla daha spesifik olarak kesilmiş diş formunu taklit eden modelde kole çizgisinin referans alınması, elde edilen sonucun doğruluğunu arttıracaktır. Bu işlem için model üzerinde herhangi bir noktaya sağ tuş ile tıklanarak, menü içerisinde bulunan “*Select/Deselect Through Surface*” seçeneği ile model kole çizgisi hizasında işaretlenip, geri kalan modele ait kısımlar “*Invert Selection*” seçeneği ile seçilip “*Ctrl+Del*” tuş kombinasyonu ile silindi. Böylelikle sadece kesik diş formunun bulunduğu bir model elde edildi.



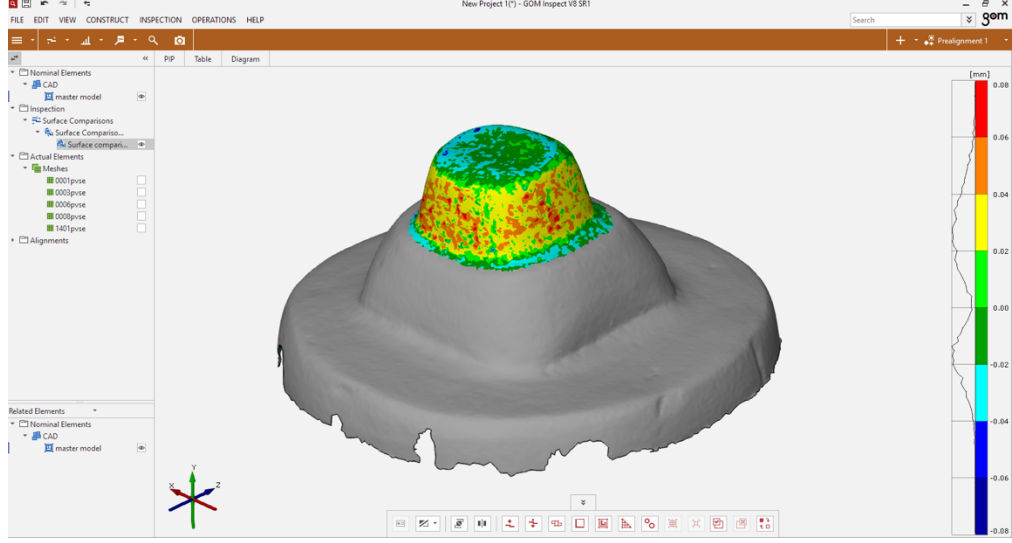
**Şekil 36. GOM Inspect programına *Mesh* aktarılması**

### **Yüzey Çakıştırmalarının Yapılması Ve Sapma Miktarı**

“*Best-fit-algorithm*” yöntemi referans model ile ölçüm verisi arasındaki ortalama sapma değerinin çok küçük olduğu durumlarda, birleştirme işlemi için tercih edilmektedir. Sapmanın çok olduğu veya referans model üzerinde temsil edilmeyen noktalar, birleştirme işlemi sırasında görmezden gelinmektedir. 3D tarama işleminden elde edilen referans modelin nokta bulutu verisi, farklı ölçü maddelerinden elde edilen verilerle “*Best-fit-algorithm*” yöntemine göre karşılaştırıldı ve oluşan farklılıklar sunuldu.

Programda “*Operations*” menüsü altında sırasıyla “*Alignment*”, “*Initial Alignment*”, “*Prealignment*” başlıkları seçildi. Açılan pencerede “*Result*” bölümünde “*Deviation*” sonucu, “*CAD Body*” ile seçilen “*Mesh*” nokta bulutu verileri arasındaki sapma miktarı “mm” cinsinden hesaplandı.

Elde edilen verilerin görselleştirilebilmesi için “*Inspection*” menüsü altında sırasıyla “*CAD Comparison*”, “*Surface Comparison on CAD*” başlıkları seçildi. Sağ tarafta bulunan “*Legend*” bölümüne sağ tıklayarak açılan menüde sırasıyla “*Legend Type*” için “*Legend*”, “*Legend Templates*” için “*GOM 8 Colors*” başlıkları işaretlendi. Böylece karşılaştırma sırasında +0,08 mm ile -0,08 mm aralığındaki sapma değerleri renklendirilerek gösterildi (Şekil 37).



**Şekil 37. GOM Inspect programında yapılan karşılaştırma işlemi**

## **SONUÇLARIN ELDE EDİLMESİ**

Deney grubundaki 4 farklı grup ve her grup içerisinde 12 örnek olmak üzere 60, 5 farklı zaman aralığı için toplamda 240 üç boyutlu sanal model oluşturuldu. Oluşturulan 240 üç boyutlu sanal model, referans model ile sapma miktarı açısından karşılaştırıldı. Yapılan karşılaştırma işlemlerinden sonra referans model ile *mesh* arasındaki yüzey farklılıkları renklendirildi, bu sayede ölçü maddesinin nerde genişlediği, nerde büzülme gösterdiği ortalama değerler dâhilinde incelendi.

## BULGULAR

PVS, PVSE, PE ve KTS ölçü maddelerinin farklı zaman aralıklarında meydana gelen ortalama boyutsal değişimleri ve standart sapmaları Tablo 3’de gösterilmiştir.

**Tablo 3. Tanımlayıcı istatistikler**

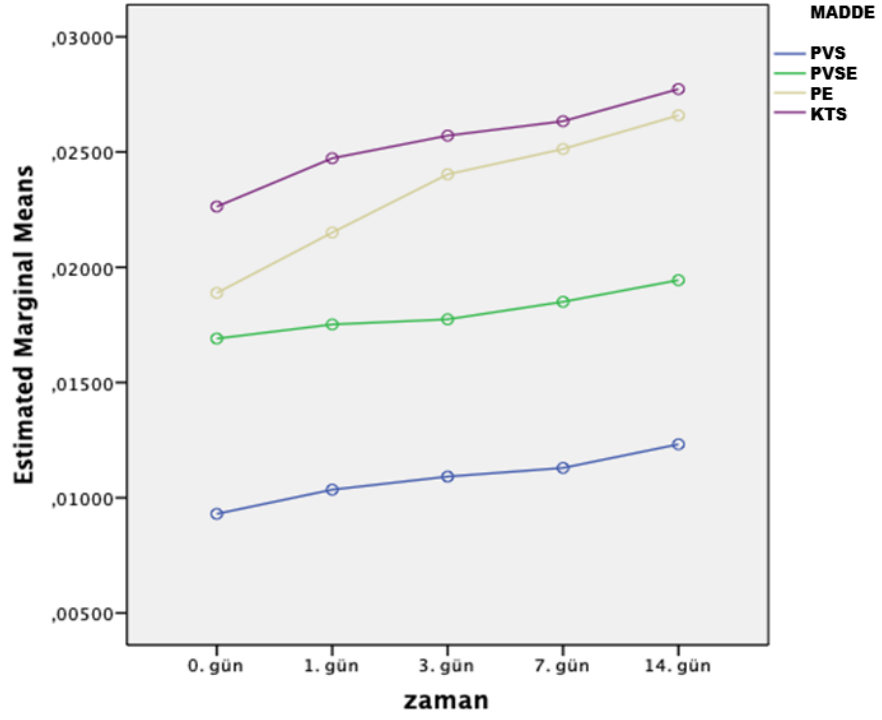
Zaman	Madde	n	Ortalama	Standart Sapma
0. gün	PVS	12	0.0093	0.0013
	PVSE	12	0.0169	0.0015
	PE	12	0.0189	0.0018
	KTS	12	0.0226	0.0032
1. gün	PVS	12	0.0104	0.0015
	PVSE	12	0.0175	0.0014
	PE	12	0.0215	0.0021
	KTS	12	0.0247	0.0051
3. gün	PVS	12	0.0109	0.0014
	PVSE	12	0.0177	0.0011
	PE	12	0.0240	0.0025
	KTS	12	0.0257	0.0065
7. gün	PVS	12	0.0113	0.0015
	PVSE	12	0.0185	0.0015
	PE	12	0.0251	0.0022
	KTS	12	0.0263	0.0059
14. gün	PVS	12	0.0123	0.0015
	PVSE	12	0.0194	0.0018
	PE	12	0.0266	0.0027
	KTS	12	0.0277	0.0057

Çalışmanın amacı doğrultusunda tekrarlı ölçümler için varyans analizi uygulanabilmesi için küresellik varsayımının sağlanıp sağlanmadığı bu test sonucundaki değerler baz alınarak incelenmiştir. Ölçü maddelerinin deformasyon hızının hem zaman hem de zaman-madde etkileşiminin tekrarlı ölçümlerde varyans analizi ile değerlendirilmesinde küresellik varsayımı sağlanmıştır. Gerçekleştirilen tekrarlı ölçümlerde varyans analizi sonucunda ölçü maddelerinin deformasyon hızı için hem zamanın ( $F=117,148$ ,  $p<0,001$ ) hem de zaman-madde etkileşiminin ( $F=9,432$ ,  $p<0,001$ ) istatistiksel açıdan anlamlı olduğu bulunmuştur (Tablo 4).

**Tablo 4. Zaman ve zaman-madde etkileşimi için tekrarlanan ölçümlerde varyans analizi sonucu**

Tests of Within-Subjects Effects						
Measure: MEASURE_1						
Source		Type III Sum of Squares	df	Mean Square	F	Sig.
zaman	Sphericity Assumed	,001	4	,000	117,148	,000
	Greenhouse-Geisser	,001	1,838	,000	117,148	,000
	Huynh-Feldt	,001	2,046	,000	117,148	,000
	Lower-bound	,001	1,000	,001	117,148	,000
zaman * madde	Sphericity Assumed	,000	12	1,182E-005	9,432	,000
	Greenhouse-Geisser	,000	5,515	2,571E-005	9,432	,000
	Huynh-Feldt	,000	6,137	2,311E-005	9,432	,000
	Lower-bound	,000	3,000	4,727E-005	9,432	,000
Error(zaman)	Sphericity Assumed	,000	176	1,253E-006		
	Greenhouse-Geisser	,000	80,894	2,726E-006		
	Huynh-Feldt	,000	90,009	2,450E-006		
	Lower-bound	,000	44,000	5,011E-006		

Şekil 38'de verilen madde-zaman etkileşim grafiği incelendiğinde PE ölçü maddesindeki bozulmanın 3. güne kadar diğer ölçü maddelerinden daha hızlı arttığı görülmektedir. Bu durum madde-zaman etkileşiminin anlamlı olmasına neden olmaktadır.



**Şekil 38: Madde-Zaman etkileşim grafiği**

Zaman noktaları arasındaki farkların karşılaştırılması için Benferroni çoklu karşılaştırma testi uygulanmıştır. Bu testin sonucunda, tüm zaman noktaları arasında deformasyon hızları için istatistiksel açıdan anlamlı farklılıklar olduğu görülmektedir (tüm  $p < 0,001$ ) (Tablo 5).

**Tablo 5. Zaman noktaları arasındaki farkların karşılaştırılması için Bonferroni çoklu karşılaştırma testi**

Pairwise Comparisons						
Measure: MEASURE_1						
(I) zaman	(J) zaman	Mean Difference (I-J)	Std. Error	Sig. <sup>b</sup>	95% Confidence Interval for Difference <sup>b</sup>	
					Lower Bound	Upper Bound
0. gün	1. gün	-,002*	,000	,000	-,002	-,001
	3. gün	-,003*	,000	,000	-,004	-,002
	7. gün	-,003*	,000	,000	-,004	-,002
	14. gün	-,005*	,000	,000	-,005	-,004
1. gün	0. gün	,002*	,000	,000	,001	,002
	3. gün	-,001*	,000	,000	-,002	,000
	7. gün	-,002*	,000	,000	-,002	-,001
	14. gün	-,003*	,000	,000	-,004	-,002
3. gün	0. gün	,003*	,000	,000	,002	,004
	1. gün	,001*	,000	,000	,000	,002
	7. gün	-,001*	,000	,000	-,001	,000
	14. gün	-,002*	,000	,000	-,002	-,001
7. gün	0. gün	,003*	,000	,000	,002	,004
	1. gün	,002*	,000	,000	,001	,002
	2. gün	,001*	,000	,000	,000	,001
	14. gün	-,001*	,000	,000	-,002	-,001
14. gün	0. gün	,005*	,000	,000	,004	,005
	1. gün	,003*	,000	,000	,002	,004
	3. gün	,002*	,000	,000	,001	,002
	7. gün	,001*	,000	,000	,001	,002

Yapılan tekrarlı ölçümlerde varyans analizi sonuçlarına göre ölçü maddelerinin deformasyon hızları arasında da istatistiksel açıdan anlamlı farklılık bulunmaktadır (Tablo 6).

**Tablo 6. Ölçü maddeleri arası bozulma hızları için tekrarlı ölçümlerde varyans analizi sonucu**

Tests of Between-Subjects Effects					
Measure: MEASURE_1					
Transformed Variable: Average					
Source	Type III Sum of Squares	df	Mean Square	F	Sig.
Intercept	,090	1	,090	2071,591	,000
madde	,008	3	,003	58,024	,000
Error	,002	44	4,351E-005		

Games-Howell çoklu karşılaştırma testi sonuçları incelendiğinde KTS ve PE maddelerinin deformasyon hızları arasında anlamlı bir farklılık gözlenmezken ( $p=0,542$ ), diğer ölçü maddelerinin deformasyon hızları arasında anlamlı farklılıklar bulunmaktadır ( $p<0,01$ ). (Tablo 7).

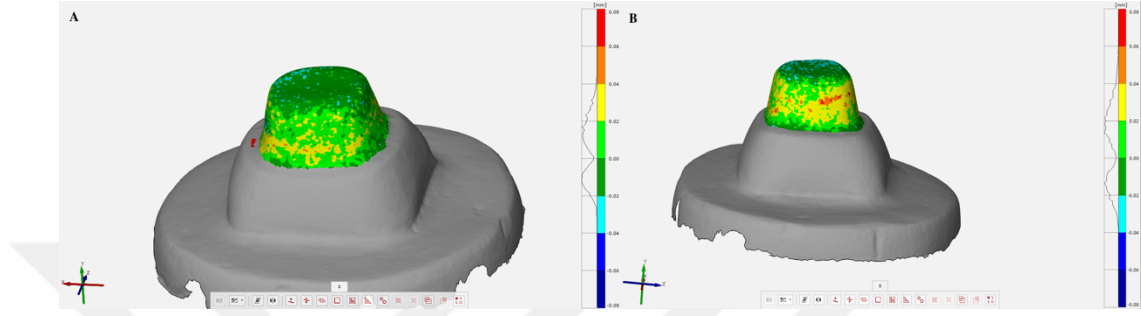
**Tablo 7. Maddeler arasındaki deformasyon farklarının karşılaştırılması için Games-Howell çoklu karşılaştırma testi sonuçları**

Multiple Comparisons						
Measure: MEASURE_1						
Games-Howell						
(I) madde	(J) madde	Mean Difference (I-J)	Std. Error	Sig.	95% Confidence Interval	
					Lower Bound	Upper Bound
A tipi	PVSE	-,0071853*	,00053316	,000	-,0086662	-,0057044
	PE	-,0123922*	,00072038	,000	-,0144208	-,0103635
	C tipi	-,0145913*	,00154854	,000	-,0191633	-,0100194
PVSE	A tipi	,0071853*	,00053316	,000	,0057044	,0086662
	PE	-,0052068*	,00070889	,000	-,0072097	-,0032040
	C tipi	-,0074060*	,00154323	,002	-,0119707	-,0028413
PE	A tipi	,0123922*	,00072038	,000	,0103635	,0144208
	PVSE	,0052068*	,00070889	,000	,0032040	,0072097
	C tipi	-,0021992	,00161748	,542	-,0068795	,0024811
C tipi	A tipi	,0145913*	,00154854	,000	,0100194	,0191633
	PVSE	,0074060*	,00154323	,002	,0028413	,0119707
	PE	,0021992	,00161748	,542	-,0024811	,0068795

Based on observed means.  
The error term is Mean Square(Error) = 8,702E-006.

\*. The mean difference is significant at the

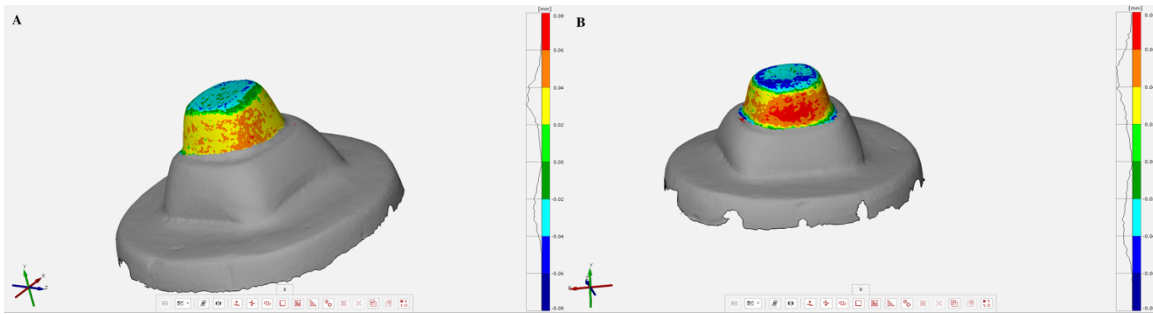
Elde edilen verilerin görselleştirilebilmesi için +0,08 ile -0,08 mm aralığındaki sapma değerleri renklendirilerek gösterilmiştir (Şekil 37). Her ölçü maddesinin referans model ile yapılan karşılaştırılması 8 renkli legend ile renklendirilmiştir. Bu renklendirme ile elde edilen verilerde PVS ölçü maddesinin 0 ile -0,02 mm arasındaki boyutsal değişime daha çok maruz kaldığı gözlenmiştir (Şekil 39).



**Şekil 39. PVS ölçü maddesinin distorsiyon paterni (A, 0. gün, B, 14. gün)**

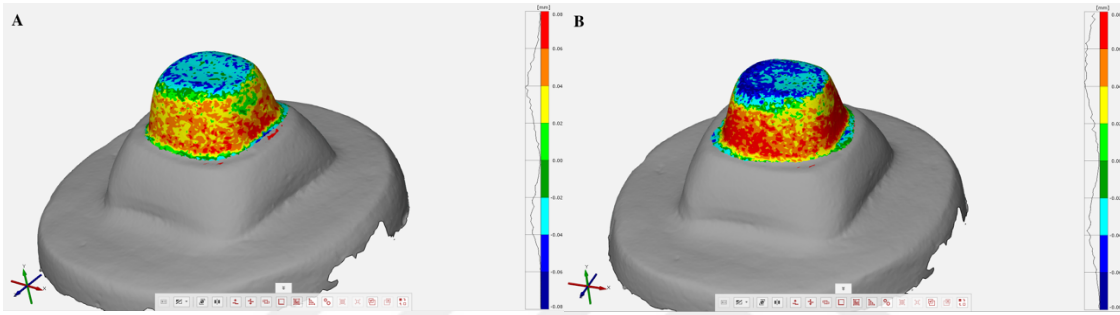
Yapılan renklendirmede PVS ölçü maddesinin okluzal yüzeylerde neredeyse hiç distorsiyona uğramadığı, koleye yakın bölgelerde ise 0 ile 0,04 mm değerleri arasında genleşme gösterdiği saptanmıştır. 14. güne yaklaştıkça bu ölçü maddesinin aksiyel duvarlarında genleşme yüzdesinin, okluzal yüzeylerde ise büzülme yüzdesinin arttığı gözlenmiştir (Şekil 39).

PE ölçü maddesi ise aksiyel duvarlarda genleşme, okluzal yüzeylerde ise büzülme göstermiştir (Şekil 40). PVS ölçü maddesinde olduğu gibi 14. güne doğru, 0. günde gösterdiği distorsiyon aynı patern ile fakat daha yüksek bir yüzde ile devam etmektedir. Kole bölgesinde 0,02 ile 0,04 mm arasında görülen genleşme, 14. günde 0,06 ile 0,08 mm arasındaki değerlerde yoğunlaşmıştır. 0. Günde 0,02 ile 0,04 mm değerleri arasında görülen büzülme 14. günde 0,04 ile 0,06 mm arasında yoğunlaşmıştır (Şekil 40).



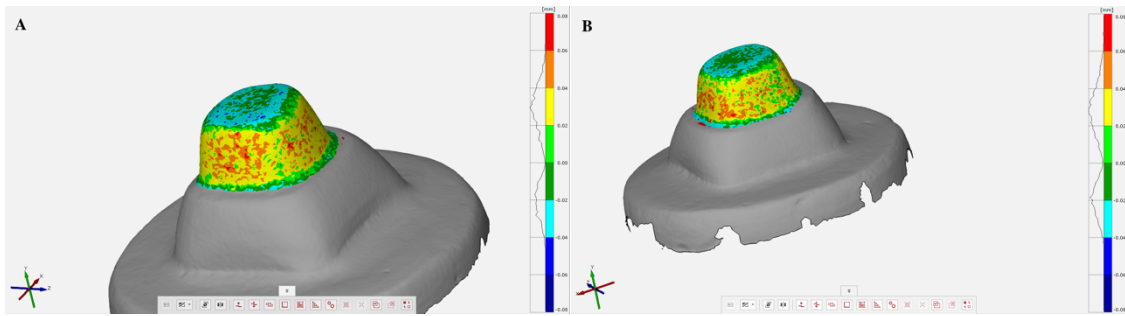
**Şekil 40. PE ölçü maddesinin distorsiyon paterni (A, 0. gün, B, 14. gün)**

Referans modelin nokta bulutları ile KTS ölçü maddesinin 0. gündeki nokta bulutları arasındaki mesafelerin ortalaması yani KTS ölçü maddesinin referans modele göre sapma miktarı 0,0226 mm olarak hesaplanmıştır. Ancak yapılan renklendirmede büzülme ve genişleme gösteren alanların diğer ölçü maddelerine göre daha yüksek değerlerde olduğu saptanmıştır. 0. günde okluzal yüzeyde meydana gelen büzülmenin 0,02 ile 0,04 mm, aksiyel duvarlardaki genişlemenin ise 0,02 ile 0,06 mm arasında değiştiği, 14. günde ise okluzal yüzeydeki büzülmenin ve aksiyel duvarlardaki genişlemenin arttığı görülmüştür (okluzal yüzeyde 0,02 – 0,06 mm aralığında, aksiyel duvarlarda 0,02 – 0,08 mm aralığında) (Şekil 41).



**Şekil 41. KTS ölçü maddesinin distorsiyon paterni (A, 0. gün, B, 14. gün)**

Yapılan renklendirme PVSE ölçü maddesinin 0. gün ile 14. gün arasında distorsiyon paterninde ve yoğunluğunda belirgin bir değişiklik saptanmamıştır. Genel olarak diğer ölçü maddelerindeki gibi okluzalde büzülme, aksiyel duvarlarda genişleme görülse de PE ve KTS'nin aksine bu değişim 14. günde belirgin bir artış göstermemiştir (Şekil 42).



**Şekil 42. PVSE ölçü maddesinin distorsiyon paterni (A, 0. gün, B, 14. gün)**

## TARTIŞMA

Ölçü maddelerinin boyutsal stabilitesi, final protezlerin doğruluğu açısından kilit faktördür. Ölçü alınması ile modelin döküldüğü laboratuvara gelmesi arasında genellikle gecikme olabilir. Ölçü maddesinin bu süre zarfında büzülmemesi, genleşmemesi veya bozulmaması önemlidir (1). PVSE ile ilgili sınırlı sayıda çalışma olmasına rağmen araştırmacılar, bu ölçü maddesinin boyutsal stabilite konusunda iyi bir alternatif olacağını bildirmişlerdir (92,93). Çalışmamızda çok fazla araştırması yapılmayan, ölçü materyallerinde yeni bir alternatif olarak piyasaya sunulan, hibrit ölçü maddesi PVSE ile PE, PVS ve KTS'nin farklı bekleme sürelerindeki boyutsal stabilite farkını araştırmak amaçlanmıştır.

Elastomerik ölçü maddeleri, rijit ölçü maddelerine kıyasla daha yüksek detay kaydedebilme özelliğine sahiplerdir (82,94-96). PVSE ile ilgili yapılan sınırlı sayıdaki çalışmalarda boyutsal stabilite konusunda iyi bir alternatif olabileceği gösterilmiştir (92,97,98). PVS'nin ilk günden itibaren PE ölçü maddelerine göre daha iyi boyutsal stabilite gösterdiği belirtilmiştir (26,99,100). Elastomerik ölçü maddelerinin boyutsal değişimini geniş bir zaman aralığında değerlendiren çalışma sayısı oldukça sınırlıdır (98,100,101). Çalışmamızda günümüzde sıklıkla kullanılan elastomerik ölçü maddelerinin 2 haftaya kadar boyutlarında meydana gelen değişimler değerlendirilmiştir.

Ölçü maddelerinin boyutsal değişikliği ile ilgili pek çok çalışma bulunmasının yanında deneysel yöntemlerin farklılıkları nedeni ile karşılaştırma yapmak oldukça zordur (73,102-104). Yapılan literatür taramasında ölçü maddelerinin boyutsal değişiminin değerlendirilmesi için sıklıkla lineer ölçüm yapıldığı belirlenmiştir (93,95,98,104-110). Lineer ölçümlerin yanında boyutsal stabilite ve doğruluk ölçümleri için topometrik ve fotogrametrik ölçümler kullanılmaktadır (111,112). Topometrik ölçümler bir uç yardımı ile yüzeyin temas ederek taranması ve elde edilen noktaların koordinatlarının belirlenmesi esasına dayanır. Boyutsal stabilitenin ölçüldüğü çalışmalarda genellikle Koordinat Ölçme Cihazları (CMM)

kullanılmaktadır (94,97,113,114). Fotogrametrik ölçümlerde ise taranacak cismin gönderilen ışın ile taranması ve yeniden modellenmesi esastır. Lazer tarayıcılar ve tomografiler bunlara örnektir (112). Yapılan literatür taramasında sınırlı sayıda fotogrametrik çalışmaya rastlanmıştır (91,98,115-118). Çalışmamızda fotogrametrik bir yöntem olarak lazer tarayıcıdan faydalanılmış ve 3 boyutlu dijital model oluşturularak hacimsel değişimlerin değerlendirilmesi amaçlanmıştır.

Boyutsal stabilite ve doğruluğun değerlendirildiği çalışmalarda hem ölçü yüzeyinden direkt olarak, hem de ölçüden elde edilen alçı modelden ölçümler yapılabilmektedir (96). Alçı modelden yapılan ölçümler klinik kullanıma daha yakın olsa da, ölçüden yapılan ölçümler bilimsel olarak daha doğru sonuçlar vermektedir (119). Yapılan literatür taramasında ADA tarafından belirlenen ADA spesifikasyon no:19'un kullanıldığı çalışmalarda boyutsal doğruluğun değerlendirilmesi için ölçü yüzeyinden direkt ölçüm yapıldığı görülmüştür (98, 104,105,107,108,110). Fakat ADA spesifikasyon no:19 lineer ölçüme izin vermektedir. Alınan ölçülerden 3 boyutlu dijital veri oluşturulsa da bu verilerin üzerinde yalnızca lineer ölçüm yapılabilmektedir (98). Bu tez çalışmasında ana modelden alınan ölçü yüzeyinden direkt tarama yapılarak 3 boyutlu model oluşturulmuş, bu sayede model oluşturma esnasındaki olabilecek hatalar elimine edilmiş ve dijital modelleme sayesinde hacimsel değişimlerin değerlendirilmesi amaçlanmıştır.

Schaefer et all. elastomerik ölçülerin boyutsal doğruluğunu değerlendirmek için yapısal ışık tarayıcı (*structured light scanner*) kullanmışlardır. Bu çalışmanın limitleri dahilinde bu tarayıcının silikon ölçülerin üç boyutlu modellemesinde yeterli olduğu görülmüştür (91). Çalışmamızda ana modelin negatif kopyasından tekrar 3 boyutlu model oluşturmamızı sağlayan bir lazer tarayıcı kullanılmış, her bir ölçüden ayrı ayrı tarama yapılarak ana model ile aralarındaki hacimsel değişimin değerlendirilmesi amaçlanmıştır.

Çalışmamızda klinikteki kesik diş formunu taklit eden, yüzeyi kumlama ile pürüzlendirilmiş, 3 boyutlu tarama cihazında taranabilen metal ana model tercih edilmiştir. Çalışmalarda tercih edilen bir diğer ana model materyali ise akrilik rezindir (94,97). Bu tez çalışmasında akrilik rezin, tarama sırasında ve sonrasında elde edilen dijital modelde istenilen yüzey detayı sağlanamaması nedeniyle tercih edilmemiştir. Literatürde prefabrik dişli çene kullanılarak yapılan çalışmalar da mevcuttur (93,119). Ancak bu tür modellerde, iki aşamalı ölçü yöntemi uygulandığında üzerinde var olan dişlerin yer değiştirme ihtimali vardır. Ayrıca modellerde andırkat varlığından dolayı istenilen düzeyde taranamaması ana model olarak tercih edilmeme nedenleridir. Bu çalışma sırasında tarayıcı firması tam ağız ölçülerin detaylı şekilde taranabileceğini söylemesine rağmen teknik imkansızlıklar nedeni ile tam ağız ölçü

taraması istenilen netlikte yapılamamıştır. Bu nedenle kesilmiş tek diş formunda ölçüler taranarak andırkat ve yüzeyde oluşabilecek veri kaybı elimine edilmeye çalışılmıştır. Çalışmamızda kullandığımız metal ana modelin avantajları; aşınmaması, tarayıcıda eksiksiz taranabilmesi, andırkat alanlarına sahip olmaması ve kesik diş formunu taklit eden klinik duruma uygun olmasıdır. Ancak tek diş formunun en büyük dezavantajı ise kullanılan ölçü maddesinin klinik duruma göre hacmen daha az olması nedeni ile meydana gelen boyutsal değişimleri aynı yüzde ile yansıtamamasıdır.

Bu tez çalışmasında elastomerik ölçü maddelerinin boyutsal doğruluğu ve stabilitesi değerlendirilirken nem, sıcaklık, ölçü tekniği gibi diğer etkenler standardize edilerek ölçümler yapılmıştır. Boyutsal doğruluk ve stabilite ölçü maddesi için temel özellikler olduğundan, etkin olabilecek diğer faktörler sabit tutulmuştur. Literatürde, bu faktörlerle ilgili birçok çalışma yer almaktadır (73,95,102). Sıcaklığın sabit tutulduğu *in vitro* çalışmalarda ölçüler genellikle oda sıcaklığında ( $22^{\circ}\text{C}\pm 1^{\circ}\text{C}$ ) alınmıştır (95,98,106,119). Çalışmamızda ölçüler oda sıcaklığında ( $22^{\circ}\text{C}\pm 1^{\circ}\text{C}$ ), alanında tecrübeli aynı hekim tarafından alınmıştır. Alınan ölçüler yine oda sıcaklığında ( $22^{\circ}\text{C}\pm 1^{\circ}\text{C}$ ) ve vakumlu poşet içerisinde, ışık geçirmeyen bir odada saklanmıştır. Tarama işlemleri yine aynı hekim tarafından tekrarlanmış, zaman dışındaki tüm parametreler standardize edilmiştir. Yapılan *in vivo* çalışmalarda üretici talimatlarına uygun olarak ölçü maddelerinin çalışma ve sertleşme sürelerine uyulmuştur (92,115,120). *In vitro* çalışmalarda ise oda ısısında ölçü maddesinin sertleşmesi için önerilen sürenin 2-3 katı kadar beklenmiştir (91,121). Oda ısısında yapılan bu tez çalışmasında ölçü maddelerinin ana modelden ayrılması için üretici firma talimatları doğrultusunda verilen sürelerin 3 katı kadar beklenmiştir.

Çalışmamızda kullandığımız dört elastomerik ölçü maddesi mevcut deney koşullarında, birbirlerine yakın değerlerde boyutsal doğruluk gösterebilirler de KTS ölçü maddesi polimerizasyon sonrası en yüksek hacimsel değişimi göstermiştir. PVS ölçü maddesi ise boyutsal olarak en stabil ölçü maddesi olarak, ana modele tüm zaman aralıklarında en yakın değerleri vermiştir. Baig et al. 6 implanta sahip akrilik mandibular model üzerinde yaptıkları PE ve PVSE ölçü maddelerinin boyutsal stabilitelerini koordinat ölçme cihazı ile değerlendirmişlerdir. Bu çalışmalarında ölçü maddelerinin farklı düzlemlerde farklı sonuçlar verdiğini belirtmişlerdir. Y düzleminde PVSE'nin ( $52\ \mu\text{m}$ ), PE ( $56\ \mu\text{m}$ ) ölçü maddesine göre, Z düzleminde ise PE ( $64\ \mu\text{m}$ ) ölçü maddesinin PVSE'ye ( $68\ \mu\text{m}$ ) göre boyutsal stabilite açısından daha üstün olduğunu göstermişlerdir. Bu ölçü maddelerinin 3 boyutlu değerlendirmelerinde ise birbirlerine yakın sonuçlar vermeleri ile birlikte (PE  $106\ \mu\text{m}$ , PVSE  $103\ \mu\text{m}$ ) PVSE ölçü maddesinin boyutsal doğruluğunun daha fazla olduğu belirtilmiştir (97).

Ölçü maddelerinin boyutsal stabilitelerini 3 boyutlu olarak değerlendirdiğimiz çalışmamızda PVSE ölçü maddesinin tüm zaman aralıklarında PE ölçü maddesine göre daha üstün olduğu görülmüştür.

Enkling et all. *in vivo* yaptıkları çalışmada 30 hastada PVSE, PE ve PVS silikon ölçü maddelerinin boyutsal stabilitelerini objektif olarak değerlendirmişlerdir. Alanında uzman bir hekim tarafından alınan implant üstü protez ölçüleri hekim ve teknisyen tarafından değerlendirilmiştir. Okluzal uyumları iyi (uyumlamaya gerek yok), orta (50 mm'den az aşındırma) ve kötü (50 mm'den fazla aşındırma) olarak değerlendirilmiştir. Yaptıkları çalışmanın sonucunda PVSE ölçü maddesinin, PE ölçü maddesine göre boyutsal olarak daha doğru olduğunu belirtmişlerdir. Objektif değerlendirmelere göre her üç ölçü maddesinin de klinik olarak kabul edilebilir boyutsal stabiliteye sahip olduğunu belirtmişlerdir (92). Yaptığımız çalışmada çok daha hassas verilerle PVS ölçü maddesinin PVSE ve PE ölçü maddesine göre boyutsal stabilite açısından daha üstün olduğu görülmüştür.

Franco et all. saklama sürelerinin elastomerik ölçü maddelerinin boyutsal değişimi üzerine etkisi ile ilgili yaptıkları çalışmada, çalışmamıza benzer şekilde kesik diş formunu taklit edecek şekilde paslanmaz çelikten üretilmiş bir ana model kullanılmıştır. Yapılan bu çalışmada PVS ve PE ölçü maddelerinin 2 saat, 24 saat ve 7 gün'lük bekleme sürelerinden sonraki boyutsal değişimini incelemek amaçlanmıştır. Ölçümler arasında oda sıcaklığında ( $22^{\circ}\text{C}\pm 1^{\circ}\text{C}$ ) ve %55 nemli ortamda bekletilen örneklerin ölçümleri derinlik ölçen bir mikroskop yardımı ile gerçekleştirilmiştir. 24 saate kadar yapılan ölçümlerde PE ölçü maddesinin boyutsal olarak daha stabil olduğu gözlenirse de, 7. günde yapılan ölçümde PVS ölçü maddesinin boyutsal olarak 2. saatte yapılan ölçüme çok yakın sonuçlar verdiği yani uzun dönemde boyutsal doğruluğunun daha üstün olduğu gözlenmiştir (106). 2 hafta kadar uzun saklama süresinin değerlendirildiği çalışmamızda tüm zaman aralıklarında PVS ölçü maddesinin PE'e oranla boyutsal olarak daha stabil olduğu, PE ölçü maddesinin ise 3. günden sonra bozulma hızının azaldığı gözlenmiştir.

Elastomerik ölçü maddelerinde boyutsal büzülmenin ana nedenleri; polimerizasyon esnasında uçucu bileşenlerin kaybı, su kaybı ve elastik düzelmenin yetersizliğidir (47,122). Polimerize olan elastomerik ölçü maddesinden devamlı olarak uçucu maddelerin buharlaşması, uzun bekleme sürelerinin ölçü boyutundaki muhtemel artışı etkilemesini açıklamaktadır (123). Nassar et all. PE ve PVSE ölçü maddelerinin hidrofilik yapılarından dolayı su ve dezenfektan absorpsiyonu nedeni ile boyut değişimlerinin hidrofobik ölçü maddelerine göre daha az olabileceğini vurgulamışlardır (123). Franko et all. nemli ortamda yaptıkları çalışmada PE ölçü maddesinin 24 saate kadar yapılan ölçümlerde boyutsal olarak

daha stabil olma nedeni hidrofilik yapısına bağlanmıştır (106). Çalışmamızda kuru ortamda depolanan ölçü maddelerinden hidrofobik yapıda olan PVS ölçü maddesi, hidrofilik olan PE ve PVSE ölçü maddesine oranla boyutsal olarak daha stabil bulunmuştur. PE ölçü maddesinin ilk 3 gün içerisindeki hızlı deformasyon nedeni yan ürün kaybı ve kuru ortamda saklanması olabilir.

PE ve PVSE ölçü maddelerinin kullanıldığı bir diğer çalışmada bu ölçü maddelerinin ve farklı kaşık seçimlerinin boyutsal stabilite üzerine etkisi araştırılmıştır. Gupta et al. yaptıkları bu çalışmada ana model olarak 4 implant yerleştirilmiş metal mandibular ark kullanmış, alınan ölçülerden elde ettikleri alçı modeller üzerinde ölçüm yapmak için CMM'den yararlanmış ve lineer ölçümler yapmışlardır. Açık kaşık ölçü yöntemi ile kullanılan PE ve PVSE ölçü maddeleri arasında boyutsal yönden anlamlı bir fark bulunmamaktadır şeklinde oluşturdukları sıfır hipotezi çürütülmüştür. PE ile alınan ölçülerden oluşturulan alçı modellerin ( $112 \mu\text{m}$ ), PVSE ile alınan ölçülerden oluşturulan alçı modellerden ( $148 \mu\text{m}$ ) daha doğru sonuçlar verdiği gözlenmiştir (114). Çalışmamızda tüm zaman aralıklarında PVSE ölçü maddesinin PE ölçü maddesinden boyutsal olarak daha stabil olduğu gözlenmiştir. Gupta et al.'ın yaptığı çalışmada lineer ölçüm yapılması, monofaz ölçü maddelerinin kullanılması, çalışmamızda ise hacimsel farklılığa bakılması ve her ölçü maddesi için yüksek yoğunluklu ve düşük yoğunluklu ölçü maddelerinin bir arada kullanılması farklı sonuçların gözlenmesinin nedeni olabilir.

Karaaslan ve ark.'nın yaptığı çalışmada 3 farklı elastomerik ölçü maddesinin zamana bağlı boyutsal değişimi  $\mu\text{-CT}$  cihazı kullanılarak hacimsel olarak değerlendirilmiştir. Çalışmamıza benzer şekilde PVSE, PE ve PVS ölçü maddesi kullanılmıştır. Ana model olarak ADA spesifikasyon no:19'un kullanıldığı bu çalışmada yine çalışmamıza paralel olarak örnekler tarama zamanları arasında oda sıcaklığında ( $23^{\circ}\text{C}\pm 10^{\circ}\text{C}$ ) ve hava geçirmeyen saklama paketlerinde depolanmıştır. Hacimsel ölçüm yaparak ölçü maddeleri arasındaki boyutsal değişimi karşılaştırmayı hedefleyen araştırmacılar, kullandıkları tüm ölçü maddeleri arasında benzer boyutsal stabilite gözlemler de en fazla boyut değişimini PE ölçü maddesinde saptamışlardır. Bu tez çalışmasında Karaaslan ve ark.'nın kullandığı ölçü maddelerinden farklı olarak KTS ölçü maddesi de dahil edilmiştir. Tüm zaman aralıklarında en fazla boyut değişimi KTS'de gözlenmiş, PVSE, PE ve PVS arasında değerlendirme yapılacak olursa en fazla boyut değişiminin PE ölçü maddesinde olduğu saptanmıştır.

Nassar et al. orta yoğunluktaki PVSE, PVS ve PE ile yaptıkları çalışmada bu ölçü maddelerinin zamana bağlı olarak boyutlarındaki değişim lineer olarak incelenmiştir. Çalışmamıza benzer şekilde metal ana model kullanılmış, fakat farklı olarak ölçümler direkt

ölçü yüzeyinden değil, oluşturulan alçı modeller üzerinde yapılmıştır. Ana modelden oluşturulan ölçüler 4 farklı zaman aralığında dökülmüştür (0., 1. gün ve 1., 2. hafta). Dijital mikrometre ile yapılan ölçümlerde PVSE ölçü maddesinin boyutsal değişim yüzdesi, ortalama değerlerden 2. hafta yapılan ölçümler dışında, tüm zaman aralıklarında daha düşük bulunmuştur. 1. günde elde edilen modeller arasında boyutsal olarak önemli farklar bulunmazken 1 hafta sonra elde edilen modellerde özellikle PE diğer ölçü maddelerine oranla daha fazla boyutsal değişime uğramıştır. 2. haftada oluşturulan modellerde ise en yüksek boyutsal stabiliteye sahip ölçü maddesinin PVS olduğu görülmüştür (109). Nassar et all. yaptığı çalışmaya paralel olarak bu tez çalışmasında PE ölçü maddesinin ilk 24 saat içerisinde boyutsal değişim hızının yüksek olduğu gözlenmiştir. Yine bu çalışmaya paralel olarak çalışmamızda 2. haftada yapılan ölçümlerde boyutsal doğruluğu en yüksek olan ölçü maddesinin PVS olduğu saptanmıştır. Nassar et all.'ın yaptığı bu çalışmaya göre kullanılan 3 ölçü maddesinde de elde edilen alçı modeller ana modelden daha geniş bulunmuştur (109). Wadhani et all. alçı modeldeki bu boyut artışını, ölçü maddesinin kütesinin merkezine ve kaşığa mekanik ve adezivler ile tutunması nedeni ile kaşığa doğru gerçekleşen büzülme nedeni ile olabileceğini açıklamışlardır (121). Yaptığımız çalışmada farklı olarak diş kesimini andıran ana modelin aksiyel duvarlarında tüm örneklerde farklı miktarlarda olmakla beraber ölçü kaşığına doğru bir büzülme, okluzal yüzeylerde ise ölçü kaşığından uzağa doğru bir büzülme gözlenmiştir. Okluzal yüzeydeki bu büzülmenin ölçünün çıkarılması esnasında meydana gelen negatif basınç ve ölçü maddesinin elastik geri dönüşünün yetersiz olmasından kaynaklandığını düşünmekteyiz.

Shah et all. PE ve PVS ölçü maddelerini kıyasladıkları çalışmalarında PE grubunun istatistiksel olarak anlamlı şekilde boyutsal doğruluğunun daha yüksek olduğunu bulmuşlardır. Fakat kullanılan ölçü maddeleri arasındaki fark lineer olarak 0,025 mm'den daha az olduğu için klinik olarak iki ölçü materyalinin de kabul edilebilir doğrulukta olduğunu belirtmişlerdir (116). Bu tez çalışmasında kullanılan PVSE ve PVS ölçü maddeleri zaman aralıklarının hiçbirinde 0,025 mm'den fazla boyutsal değişime uğramamıştır. PE ölçü maddesi ise 3. günden sonra 0,025 mm'den fazla boyutsal değişime uğramıştır. Dolayısı ile PVSE ve PVS'nin klinik olarak 14 güne, PE ölçü maddesinin ise 3 güne kadar kadar saklanabileceği söylenebilir. KTS ölçü maddesi 0. ve 1. günde 0,025 mm'den fazla boyutsal değişime uğramamıştır, 3., 7., ve 14. günlerde bu değer üzerinde değişime uğradığı görülmüştür.

Stober et all.'ın farklı elastomerik ölçü maddelerinin boyutsal stabilitesinin değerlendirildiği çalışmada kesik diş formunu andıran metal modele sahip prefabrik dişli çene

kullanılmıştır. Lineer ölçüm yapılan bu çalışmada PVS, PVSE ve PE ölçü maddeleri kullanılmıştır. Ölçümler ölçme mikroskobu yardımı ile alçı model üzerinde gerçekleştirilmiştir. Prefabrik dişli fantom çeneden elde edilen alçı model üzerinde bukko-lingual ve mesio-distal yönde yapılan lineer ölçümlerin tamamında boyut artışı saptanmıştır (93). Bu tez çalışmasında Stober et all.'ın yaptığı çalışmaya paralel olarak mesio-distal ve bukko-lingual yönlerde boyut artışı olurken, okluzogingival yönde boyutta azalma olmuştur.

Endo et all. PE ölçü maddesinin ilk saat içinde döküldüklerinde maksimum doğruluğu verdiğini belirtmiştir ki çalışmamız da PE ölçü grubu madde zaman etkileşim grafiğinden de anlaşılacağı üzere en yüksek boyutsal doğruluğu ilk saatte vermiştir. PE ölçü maddesi hidrofilik yapısı nedeniyle ortamdaki nemden etkileneceği ve su emeceği için zamanla genişlediği ve buna bağlı olarak elde edilecek modellerin de daha küçük hacimde olacağı belirtilmiştir (9). Örneklerin kuru ve hava geçirmeyen poşetlerde saklandığı bu tez çalışmasında PE Endo et all.'ın çalışmasına paralel olarak KTS'den sonra en fazla boyutsal değişime uğrayan ölçü maddesi olmuştur. PE ölçü maddesi boyutsal doğruluk açısından değerlendirildiğinde PVSE ve PVS ölçü maddelerinden sonra gelmektedir Zamana bağlı boyutsal değişikliğe bakıldığında ise PVSE ölçü maddesi PE ve PVS ölçü maddelerinden üstündür.

Schaefer et all. PVSE, PVS ve PE ölçü maddelerinin kantitatif ve kalitatif boyutsal değişimini değerlendirdikleri çalışmalarında ana model olarak metal maksiller 1. büyük azı diş formu kullanmışlardır. Değerlendirilen ölçü maddelerinin yüksek yoğunluklu ve düşük yoğunluklu formları tek aşamalı ölçü yöntemi ile uygulanmıştır. Kalitatif değerlendirme için 19 renkli legent kullanılan bu çalışmada PVSE ve PE ölçü maddelerinin kole bölgelerinde genişleme, PVS ölçü maddesinin ise büzülme olduğu saptanmıştır. Kole bölgesinde bu genişleme oranının PE ölçü maddesinde diğer ölçü maddelerinden daha yüksek oranda olduğunu belirtmişlerdir. PVS ölçü maddesinin ise özellikle okluzal yüzeyde neredeyse ana model ile birebir sonuçlar verdiği gözlenmiştir (91). Schaefer et all.'ın yaptığı çalışmadan farklı olarak bu tez çalışmasında kullanılan ana model andırkatsız seçilmiş ve bu sayede elastomerik ölçü maddelerinin elastik düzelme kabiliyetleri arasındaki farklılıklar elimine edilmiştir.

## SONUÇLAR

Bu çalışmanın bulgularına dayanarak aşağıdaki sonuçlara varmak mümkündür;

1. Mevcut çalışma sonuçlarına göre ilk ölçü alınan anda ve devamındaki ilk saatte deformasyon miktarı bütün ölçü maddelerinde en az miktardadır.
2. Ölçü maddelerinin deformasyonları zamana bağlı olarak artmaktadır.
3. Kullanılan geleneksel ölçü maddelerinin hepsi okluzal yüzden büzülürken aksiyel duvarlardan -özellikle kole bölgelerine yakın kısımlardan- genişlemektedir.
4. Bu büzülme ve genişleme miktarları genel deformasyonu ve ana modelden sapmayı belirtmektedir.
5. Bütün zaman aralıklarında ana modelden deformasyon miktarına göre boyutsal olarak en stabil ölçü maddesi PVS olarak bulunmuştur. Daha sonra sırasıyla PVSE, PE ve KTS gelmektedir.
6. Çalışmadan kullanılan dijital ağız dışı tarayıcı geleneksel ölçü maddelerinin boyutsal değişimini belirlemek için referans tarayıcı olarak kullanılabilir.
7. Dijital ağız dışı tarayıcıda ölçü taramasından sonra elde edilen 3 boyutlu sanal negatif ölçü, 3 boyutlu sanal pozitif modele dönüştürülebilmektedir.
8. Geleneksel yöntemlerle elde edilen ölçülerde bulunan andırkatlar, bu ölçülerin ağız dışı tarayıcılarla taranmaları sırasında sorun oluşturabilmektedir. Bu alanların taranamaması sanal modelde veri kaybına veya tarama verilerinin birleştirilememesine yol açabilmektedir.
9. Geleneksel yöntemle elde edilen ölçülerin dijital ortama aktarılması ve bunların pozitif modele dönüştürülmeleri esnasında veri kaybının yaşanabileceği göz önünde bulundurulmalıdır.

## ÖZET

Ölçü alımı, protez yapımında ve uyumlamasında önemli bir safhadır. Ölçünün kalitesi üretilen restorasyonun doğruluğunda ve başarısında oldukça etkilidir. Araştırmacılar bu kaliteyi değerlendirirken elastomerik ölçü maddelerinin boyutsal stabilitesi ve doğruluğuna, yüzey detayına, değme açısına ve ıslanabilirliğine bakmıştır. Her bir ölçü maddesinin farklı doğruluk ve hassasiyeti vardır. Güncel araştırmalara göre kullanılan en hassas ölçü maddelerinin polieter ve polivinil siloksan olduğu görülmüştür. Bu çalışmalarda, her iki ölçü maddesinin de ortak özelliklerini barındıran poli-vinilsiloksaneterin hassasiyetinin son derece yüksek olduğu belirtilmiştir. Boyutsal doğruluk ve stabilite ölçümünde kullanılan 3 boyutlu tarayıcılar, ölçü ve modelleri üç boyutlu incelememize ve invaziv olmayan ölçme tekniği geliştirmemize imkan sağlar. Tarayıcılar ile yapılan ölçümler tekrarlanabilir niteliktedir. Çalışmamızda dört farklı elastomerik ölçü maddesi; polivinil siloksan, poli-vinilsiloksaneter, polieter ve kondansasyon tipi silikon kullanılmıştır. Klinikte sıklıkla kullanılan ölçü maddelerinin boyutsal stabiliteelerinin karşılaştırılması amacı ile kesik diş formunu taklit eden nikel kromdan elde edilmiş dış yüzeyi kumlanmış bir ana model kullanılmıştır. Model ekstraoral tarayıcı cihazında taratılıp dijital model elde edilmiştir. Referans modelden 4 farklı ölçü maddesi ile 12 adet ölçü alınmıştır. Elde edilen ölçülerin farklı zaman aralıklarında ekstraoral tarayıcı tarafından taranmasıyla elde edilen dijital veriler, referans modelin taranması ile elde edilen dijital verilerle karşılaştırılmış, ölçü maddelerindeki hacimsel değişiklikler istatistiksel olarak değerlendirilmiştir. İstatistiksel inceleme sonrası boyutsal stabilite ve doğrulukta ölçü maddeleri arasında anlamlı fark bulunmuştur. Bütün zaman aralıklarında ana modelden deformasyon miktarına göre boyutsal olarak en stabil ölçü maddesi polivinil siloksan olarak bulunmuştur. Daha sonra sırasıyla poli-vinilsiloksaneter, polieter ve kondansasyon tipi silikon gelmektedir.

**Anahtar Kelime:** ölçü maddeleri, polieter, poli-vinilsiloksaneter, polivinil siloksan, boyutsal stabilite



# **EVALUATION OF THE DIMENSIONAL CHANGE OF DIFFERENT IMPRESSION MATERIALS USED IN PROSTHETIC TREATMENT IN DIGITAL ENVIRONMENT**

## **SUMMARY**

Making impression is an important stage in prosthodontics. The quality of the impression is highly effective in the accuracy and success of the restoration. In assessing this quality, researchers looked at the dimensional stability and accuracy of elastomeric impression materials, surface detail, contact angle and wettability. According to current research, the most precision impression materials used were polyether and polyvinyl siloxane. 3D scanners used in dimensional accuracy and stability measurement allow us to analyze the dimensions and models in three dimensions and to develop non-invasive measurement techniques. Measurements made with scanners are reproducible. In our study, four different elastomeric impression materials; polyvinyl siloxane, polyvinyl siloxanether, polyether and condensation silicone are used. In order to compare the dimensional stability of the impression materials used frequently in the clinic, an external surface sandblasted master model obtained from nickel chromium, which mimics the form of a prepared tooth, was used. The model is scanned on an extraoral scanner and a digital model is obtained. 12 impressions were made from the reference model with 4 different impression compounds. The digital data obtained by scanning the impressions at different time intervals in the extraoral scanners were superimposed with the 3D reference model and volumetric changes in impression compounds were statistically analyzed. After statistical analysis, there was a significant difference between dimensional stability and accuracy. In all time intervals, the most dimensionally accurate impression was determined as polyvinyl siloxane according to the amount of deformation from the main model. Then comes the polyvinyl siloxane ether, polyether and, condensation silicone respectively.

**Keywords:** impression compounds, polyether, poly-vinylsiloxaneether, polyvinyl siloxane, dimensional stability



## KAYNAKLAR

1. Van Noort R. Introduction to Dental Materials: Introduction to Dental Materials: Elsevier Health Sciences; 2013:51-3.
2. O'Brien WJ. Dental materials and their selection: Quintessence Publ. Chicago; 1997:113-91.
3. Johnson GH, Craig RG. Accuracy of addition silicones as a function of technique. J Prosthet Dent. 1986;55(2):197-203.
4. Hamalian TA, Nasr E, Chidiac JJ. Impression materials in fixed prosthodontics: influence of choice on clinical procedure. J Prosthodont. 2011;20(2):153-60.
5. Lee SJ, Gallucci GO. Digital vs. conventional implant impressions: efficiency outcomes. Clin Oral Implants Res. 2013;24(1):111-5.
6. Christensen GJ. Will digital impressions eliminate the current problems with conventional impressions? J Am Dent Assoc. 2008;139(6):761-3.
7. Chee WW, Donovan TE. Polyvinyl siloxane impression materials: a review of properties and techniques. J Prosthet Dent. 1992;68(5):728-32.
8. McCabe JF, Walls AW. Applied dental materials: John Wiley & Sons; 2013.
9. Endo T, Finger WJ. Dimensional accuracy of a new polyether impression material. Quintessence Int. 2006;37(1).
10. Enkling N, Bayer S, Jöhren P, Mericske-Stern R. Vinylsiloxanether: a new impression material. Clinical study of implant impressions with vinylsiloxanether versus polyether materials. Clin Implant Dent Relat Res. 2012;14(1):144-51.
11. Hiraguchi H, Kaketani M, Hirose H, Yoneyama T. The influence of storing alginate impressions sprayed with disinfectant on dimensional accuracy and deformation of maxillary edentulous stone models. Dent Mater J. 2010;29(3):309-15.
12. Coskun ME, Akin H, Polat ZA, Ozdemir AK. Farklı tipteki aljinat dental ölçü maddelerinin sitotoksikite yönünden değerlendirilmesi. Cumhuriyet Dent J. 2009;12(1):12-5.

13. Shah N, Bansal N, Logani A. Recent advances in imaging technologies in dentistry. *World J Radiol.* 2014;6(10):794-807.
14. Chu SJ, Trushkowsky RD, Paravina RD. Dental color matching instruments and systems. Review of clinical and research aspects. *J Dent.* 2010;38(2):2-16.
15. CotruTa AM, Mihaescu CS, Tanasescu LA, Margarit R, Andrei OC. Analyzing the morphology and intensity of occlusal contacts in implant-prosthetic restorations using T-Scan system. *Rom J Morphol Embryol.* 2015;56(1):277-81.
16. Christensen GJ. Computerized restorative dentistry: state of the art. *J Am Dent Assoc.* 2001;132(9):1301-3.
17. Miyazaki T, Hotta Y, Kunii J, Kuriyama S, Tamaki Y. A review of dental CAD/CAM: current status and future perspectives from 20 years of experience. *Dent Mater J.* 2009;28(1):44-56.
18. Luthardt RG, Sandkuhl O, Herold V, Walter MH. Accuracy of mechanical digitizing with a CAD/CAM system for fixed restorations. *Int J Prosthodont.* 2001;14(2):146-51.
19. Lewinstein I, Craig RG. Accuracy of impression materials measured with a vertical height gauge. *J Oral Rehabil.* 1990;17(4):303-10.
20. Christensen GJ. What category of impression material is best for your practice? *J Am Dent Assoc.* 1997;128(7):1026-8.
21. O'Brien WJ. *Dental materials and their selection.* 2011.
22. El Deeb M, Waly GH, Habib N. Evaluation of rheological properties of two elastomeric impression materials during working time. *J Am Sci.* 2011;7(12):94-100.
23. Reese JA, Valega TM. *Restorative dental materials: an overview.* Quintessence Publishing (IL); 2002.
24. Sweeney W, Taylor DF. Dimensional changes in dental stone and plaster. *J Dent Res.* 1950;29(6):749-55.
25. Vieira DF. Factors affecting the setting of zinc oxide-eugenol impression pastes. *J Prosthet Dent.* 1959;9(1):70-9.
26. Craig R. Review of dental impression materials. *Adv Dent Res.* 1988;2(1):51-64.
27. Anderson JR JR, Myers GE. Physical properties of some zinc oxide-eugenol cements. *J Dent Res.* 1966;45(2):379-87.
28. Oxman JD, Ubel III FA, Kangas LS, Williams TR. Preloaded thermoplastic dental impression tray. *Google Patents;* 1995.
29. Breeding LC, Dixon DL, Kinderknecht KE. Accuracy of three interocclusal recording materials used to mount a working cast. *J Prosthet Dent.* 1994;71(3):265-70.

30. Braden M. Rheology of dental composition (impression compound). *J Dent Res.* 1967;46(3):620-2.
31. Burey P, Bhandari B, Howes T, Gidley M. Hydrocolloid gel particles: formation, characterization, and application. *Crit Rev Food Sci Nutr.* 2008;48(5):361-77.
32. Alexander J. *Colloid chemistry*: Chapman And Hall, Ltd; London; 1937.
33. Kendrick Jr ZV. The physical properties of agar type hydrocolloid impression material. *J Am Dent Assoc.* 1950;40(5):575-84.
34. Civjan S, Huget EF, de Simon LB. Surface characteristics of alginate impressions. *J Prosthet Dent.* 1972;28(4):373-8.
35. Freitas J. Potential toxicants in alginate powders. *Aust Dent J.* 1980;25(4):224-8.
36. Koski RE. Comparative study of selected alginate materials and devices. *J Am Dent Assoc.* 1977;94(4):713-6.
37. Harris Jr WT. Water temperature and accuracy of alginate impressions. *J Prosthet Dent.* 1969;21(6):613-7.
38. Frey G, Lu H, Powers J. Effect of mixing methods on mechanical properties of alginate impression materials. *J Prosthodont.* 2005;14(4):221-5.
39. Erbe C, Ruf S, Wostmann B, Balkenhol M. Dimensional stability of contemporary irreversible hydrocolloids: humidior versus wet tissue storage. *J Prosthet Dent.* 2012;108(2):114-22.
40. Imbery TA, Nehring J, Janus C, Moon PC. Accuracy and dimensional stability of extended-pour and conventional alginate impression materials. *J Am Dent Assoc.* 2010;141(1):32-9.
41. Farzin M, Panahandeh H. Effect of Pouring Time and Storage Temperature on Dimensional Stability of Casts Made from Irreversible Hydrocolloid. *J Dent (Tehran).* 2010;7(4):179-84.
42. Bergmann P, Noack M, Roulet J. Marginal adaptation with glass-ceramic inlays adhesively luted with glycerine gel. *Quintessence Int.* 1991;22(9):739-44.
43. Touyz L, Rosen M. Disinfection of alginate impression material using disinfectants as mixing and soak solutions. *J Dent.* 1991;19(4):255-7.
44. Zaimoglu A, Can G, Ersoy E, Aksu L. Dis hekimliginde maddeler bilgisi. *Ankara Univ Hekim Fak Derg.* 1993;17(1):87-90.
45. Phillips RW, Swartz ML, Norman RD. *Materials for the practicing dentist*: CV Mosby Co.; 1969.
46. Anderson JN. *Applied dental materials*: Blackwell; 1967.
47. Craig RG, Peyton FA, Asgar K. *Restorative dental materials*: Mosby; 1975.

48. Anusavice KJ, Phillips R. Skinner's science of dental materials. St. Louis: Saunders; 2003.
49. Gunther G, Welsh S. Evaluation of a rubber-base impression material. *J Prosthet Dent.* 1978;39(1):95-9.
50. Roberts DH. Fixed bridge prostheses: Butterworth-Heinemann; 1980.
51. Merchant VA, McNeight MK, Ciborowski CJ, Molinari JA. Preliminary investigation of a method for disinfection of dental impressions. *J Prosthet Dent.* 1984;52(6):877-9.
52. Shillingburg HT, Sather DA, Wilson EL, Cain J, Mitchell D, Blanco L, et al. Fundamentals of fixed prosthodontics: Quintessence Publishing Company; 2012.
53. Hembree Jr J. Comparative accuracy of elastomer impression materials. *J Tenn Dent Assoc.* 1974;54(4):164.
54. Sawyer HF, Dilts WE, Aubrey ME, Neiman R. Accuracy of casts produced from the three classes of elastomer impression materials. *J Am Dent Assoc.* 1974;89(3):644-8.
55. Nayyar A, Tomlins CD, Fairhurst CW, Okabe T. Comparison of some properties of polyether and polysulfide materials. *J Prosthet Dent.* 1979;42(2):163-7.
56. McCabe J, Storer R. Elastomeric impression materials. The measurement of some properties relevant to clinical practice. *Br Dent J.* 1980;149(3):73.
57. Takahashi H, Finger WJ. Effects of the setting stage on the accuracy of double-mix impressions made with addition-curing silicone. *J Prosthet Dent.* 1994;72(1):78-84.
58. Lacy A, Bellman T, Jendresen M, editors. Time-dependent accuracy of elastomeric impression materials. *Journal of Dental Research*; 1978: Amer Assoc Dental Research 1619 Duke St, Alexandria, Va 22314.
59. Goldstein RE. Esthetics in dentistry: PMPH-USA; 2014.
60. Binon P. Restorative Impression Techniques. *Clinical Dentistry.* 1976;4(36):6-16.
61. Baum L, Phillips RW, Lund MR. Textbook of operative dentistry: WB Saunders Company; 1985.
62. Yeh C, Powers J, Craig R. Properties of addition-type silicone impression materials. *J Am Dent Assoc.* 1980;101(3):482-4.
63. Panichuttra R, Jones RM, Goodacre C, Munoz CA, Moore BK. Hydrophilic poly (vinyl siloxane) impression materials: dimensional accuracy, wettability, and effect on gypsum hardness. *Int J Prosthodont.* 1991;4(3):240-8.
64. Tjan AH, Nemetz H, Nguyen LT, Contino R. Effect of tray space on the accuracy of monophasic polyvinylsiloxane impressions. *J Prosthet Dent.* 1992;68(1):19-28.
65. Wassell R, Ibbetson R. The accuracy of polyvinyl siloxane impressions made with standard and reinforced stock trays. *J Prosthet Dent.* 1991;65(6):748-57.

66. Cook W, Liem F, Russo P, Scheiner M, Simkiss G, Woodruff P. Tear and rupture of elastomeric dental impression materials. *Biomaterials*. 1984;5(5):275-80.
67. Kahn RL, Donovan TE. A pilot study of polymerization inhibition of poly (vinyl siloxane) materials by latex gloves. *Int J Prosthodont*. 1989;2(2):128-30.
68. Kahn RL, Donovan TE, Chee WW. Interaction of gloves and rubber dam with a poly (vinyl siloxane) impression material: a screening test. *Int J Prosthodont*. 1989;2(4):342-6.
69. Bülent B, Duman AN. Elastomerik Esaslı Ölçü Maddelerinde Reoloji ve Yüzey Özellikleri. *The Journal of Ondokuz Mayıs University Faculty of Dentistry*. 2000;2(4):53-46.
70. Nowakowska D, Raszewski Z. Effect of gingival margin retraction agents on the polymerization time of the vinylsiloxanether impression elastomer in rheometer study. *J Stoma*. 2011;64(11):887-94.
71. Hung SH, Purk JH, Tira DE, Eick JD. Accuracy of one-step versus two-step putty wash addition silicone impression technique. *J Prosthet Dent*. 1992;67(5):583-9.
72. Nissan J, Laufer B-Z, Brosh T, Assif D. Accuracy of three polyvinyl siloxane putty-wash impression techniques. *J Prosthet Dent*. 2000;83(2):161-5.
73. Chen S, Liang W, Chen F. Factors affecting the accuracy of elastometric impression materials. *J Dent*. 2004;32(8):603-9.
74. Chee WW, Donovan TE. Fine detail reproduction of very high viscosity poly (vinyl siloxane) impression materials. *Int J Prosthodont*. 1989;2(4):370-368.
75. Nissan J, Gross M, Shifman A, Assif D. Effect of wash bulk on the accuracy of polyvinyl siloxane putty-wash impressions. *J Oral Rehabil*. 2002;29(4):357-61.
76. Eames W, Sieweke J, Wallace S, Rogers L. Elastomeric impression materials: effect of bulk on accuracy. *J Prosthet Dent*. 1979;41(3):304-7.
77. Livaditis GJ. The matrix impression system for fixed prosthodontics. *J Prosthet Dent*. 1998;79(2):208-16.
78. Sadowsky SJ. A simplified custom impression technique. *J Prosthet Dent*. 2005;94(5):468-9.
79. Cullen DR, Sandrik JL. Tensile strength of elastomeric impression materials, adhesive and cohesive bonding. *J Prosthet Dent*. 1989;62(2):142-5.
80. Morgano SM, Milot P, Ducharme P, Rose L. Ability of various impression materials to produce duplicate dies from successive impressions. *J Prosthet Dent*. 1995;73(4):333-40.
81. Idris B, Houston F, Claffey N. Comparison of the dimensional accuracy of one-and two-step techniques with the use of putty/wash addition silicone impression materials. *J Prosthet Dent*. 1995;74(5):535-41.

82. Donovan TE, Chee WW. A review of contemporary impression materials and techniques. *Dent Clin North Am.* 2004;48(2):445-70.
83. Millar BJ, Dunne SM, Robinson PB. In vitro study of the number of surface defects in monophase and two-phase addition silicone impressions. *J Prosthet Dent.* 1998;80(1):32-5.
84. De Araujo P, Jorgensen K. Effect of material bulk and undercuts on the accuracy of impression materials. *J Prosthet Dent.* 1985;54(6):791-4.
85. Jacobsen PH. *Conservative dentistry: An integrated approach*: Churchill Livingstone; 1990.
86. Tinschert J, Natt G, Mautsch W, Augthun M, Spiekermann H. Fracture Resistance of Lithium Disilicate, Alumina, and Zirconia-Based Three-Unit Fixed Partial Dentures: A Laboratory Study. *Int J Prosthodont.* 2001;14(3):231-8.
87. Duret F, Blouin J-L, Duret B. CAD-CAM in dentistry. *J Am Dent Assoc.* 1988;117(6):715-20.
88. Liu P-R. A panorama of dental CAD/CAM restorative systems. *Compendium.* 2005;26(7):507-13.
89. Strub JR, Rekow ED, Witkowski S. Computer-aided design and fabrication of dental restorations: current systems and future possibilities. *J Am Dent Assoc.* 2006;137(9):1289-96.
90. Mehl A, Hickel R. Current state of development and perspectives of machine-based production methods for dental restorations. *Int J Comput Dent.* 1999;2(1):9-35.
91. Schaefer O, Schmidt M, Goebel R, Kuepper H. Qualitative and quantitative three-dimensional accuracy of a single tooth captured by elastomeric impression materials: an in vitro study. *J Prosthet Dent.* 2012;108(3):165-72.
92. Enkling N, Bayer S, Jöhren P, Mericske-Stern R. Vinylsiloxanether: a new impression material. Clinical study of implant impressions with vinylsiloxanether versus polyether materials. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2012;14(1):144-51.
93. Stober T, Johnson GH, Schmitter M. Accuracy of the newly formulated vinyl siloxanether elastomeric impression material. *J Prosthet Dent.* 2010;103(4):228-39.
94. Aguilar ML, Elias A, Vizcarrondo CE, Psoter WJ. Analysis of three-dimensional distortion of two impression materials in the transfer of dental implants. *J Prosthet Dent.* 2010;103(4):202-9.
95. Caputi S, Varvara G. Dimensional accuracy of resultant casts made by a monophase, one-step and two-step, and a novel two-step putty/light-body impression technique: an in vitro study. *J Prosthet Dent.* 2008;99(4):274-81.
96. Giblin J, Podesta R, White J. Dimensional stability of impression materials immersed in an iodophor disinfectant. *Int J Prosthodont.* 1990;3(1).

97. Baig MR, Buzayan MM, Yunus N. Accuracy of a new elastomeric impression material for complete-arch dental implant impressions. *J Investig Clin Dent*. 2018;9(2):e12320.
98. Karaaslan G, Malkoc MA, Yildirim G, Malkoc S. Comparison of time-dependent two-dimensional and three-dimensional stability with micro-computerized tomography and wettability of three impression materials. *Niger J Clin Pract*. 2018;21(7):912-20.
99. Purk JH, Willes MG, Tira DE, Eick JD, Hung SH. The effects of different storage conditions on polyether and polyvinylsiloxane impressions. *J Am Dent Assoc*. 1998;129(7):1014-21.
100. Williams PT, Jackson DG, Bergman W. An evaluation of the time-dependent dimensional stability of eleven elastomeric impression materials. *J Prosthet Dent*. 1984;52(1):120-5.
101. Yavuzylmaz H, Dincer C, Nalbant L. Evaluation of accuracy and the time-dependent dimensional stability of silicone based impression materials. *Ankara Univ Hekim Fak Derg*. 1989;16(3):425-8.
102. Corso M, Abanomy A, Di Canzio J, Zurakowski D, Morgano SM. The effect of temperature changes on the dimensional stability of polyvinyl siloxane and polyether impression materials. *J Prosthet Dent*. 1998;79(6):626-31.
103. Nassar U, Flores-Mir C, Heo G, Torrealba Y. The effect of prolonged storage and disinfection on the dimensional stability of 5 vinyl polyether silicone impression materials. *J Adv Prosthodont*. 2017;9(3):182-7.
104. Katyayan PA, Kalavathy N, Katyayan M. Dimensional accuracy and detail reproduction of two hydrophilic vinyl polysiloxane impression materials tested under different conditions. *Indian J Dent Res*. 2011;22(6):881-2.
105. Basapogu S, Pilla A, Pathipaka S. Dimensional Accuracy of Hydrophilic and Hydrophobic VPS Impression Materials Using Different Impression Techniques - An Invitro Study. *J Clin Diagn Res*. 2016;10(2):56-9.
106. Franco EB, da Cunha LF, Benetti AR. Effect of storage period on the accuracy of elastomeric impressions. *J Appl Oral Sci*. 2007;15(3):195-8.
107. Kumari N, Nandeeshwar DB. The dimensional accuracy of polyvinyl siloxane impression materials using two different impression techniques: An in vitro study. *J Indian Prosthodont Soc*. 2015;15(3):211-7.
108. Nagrath R, Lahori M, Agrawal M. A Comparative Evaluation of Dimensional Accuracy and Surface Detail Reproduction of Four Hydrophilic Vinyl Polysiloxane Impression Materials Tested Under Dry, Moist, and Wet Conditions-An In Vitro Study. *J Indian Prosthodont Soc*. 2014;14(1):59-66.
109. Nassar U, Oko A, Adeeb S, El-Rich M, Flores-Mir C. An in vitro study on the dimensional stability of a vinyl polyether silicone impression material over a prolonged storage period. *J Prosthet Dent*. 2013;109(3):172-8.

110. Vadapalli SB, Atluri K, Putcha MS, Kondreddi S, Kumar NS, Tadi DP. Evaluation of surface detail reproduction, dimensional stability and gypsum compatibility of monophasic polyvinyl-siloxane and polyether elastomeric impression materials under dry and moist conditions. *J Int Soc Prevent Communit Dent*. 2016;6(4):302.
111. Rignon-Bret C, Dupuis R, Gaudy JF. Application of a 3-dimensional measurement system to complete denture impressions. *J Prosthet Dent*. 2002;87(6):603-12.
112. Ireland AJ, McNamara C, Clover MJ, House K, Wenger N, Barbour ME, et al. 3D surface imaging in dentistry - what we are looking at. *Br Dent J*. 2008;205(7):387-92.
113. Ebadian B, Rismanchian M, Dastgheib B, Bajoghli F. Effect of different impression materials and techniques on the dimensional accuracy of implant definitive casts. *Dent Res J (Isfahan)*. 2015;12(2):136-43.
114. Gupta S, Narayan AI, Balakrishnan D. In Vitro Comparative Evaluation of Different Types of Impression Trays and Impression Materials on the Accuracy of Open Tray Implant Impressions: A Pilot Study. *Int J Dent*. 2017 Epub; 2017 Feb:6306530.
115. Matsuda T, Goto T, Kurahashi K, Kashiwabara T, Watanabe M, Tomotake Y, et al. Digital assessment of preliminary impression accuracy for edentulous jaws: Comparisons of 3-dimensional surfaces between study and working casts. *J Prosthodont Res*. 2016;60(3):206-12.
116. Shah S, Sundaram G, Bartlett D, Sherriff M. The use of a 3D laser scanner using superimpositional software to assess the accuracy of impression techniques. *J Dent*. 2004;32(8):653-8.
117. Dugal R, Railkar B, Musani S. Comparative evaluation of dimensional accuracy of different polyvinyl siloxane putty-wash impression techniques-in vitro study. *J Int Oral Health*. 2013;5(5):85-94.
118. Pandita A, Jain T, Yadav NS, Feroz SM, Pradeep, Diwedi A. Evaluation and comparison of dimensional accuracy of newly introduced elastomeric impression material using 3D laser scanners: an in vitro study. *J Contemp Dent Pract*. 2013;14(2):265-8.
119. Kang AH, Johnson GH, Lepe X, Wataha JC. Accuracy of a reformulated fast-set vinyl polysiloxane impression material using dual-arch trays. *J Prosthet Dent*. 2009;101(5):332-41.
120. Jiang T, Lee SM, Hou Y, Chang X, Hwang HS. Evaluation of digital dental models obtained from dental cone-beam computed tomography scan of alginate impressions. *Korean J Orthod*. 2016;46(3):129-36.
121. Wadhvani CP, Johnson GH, Lepe X, Raigrodski AJ. Accuracy of newly formulated fast-setting elastomeric impression materials. *J Prosthet Dent*. 2005;93(6):530-9.
122. Mandikos MN. Polyvinyl siloxane impression materials: an update on clinical use. *Aust Dent J*. 1998;43(6):428-34.

123. Nassar U, Hussein B, Oko A, Carey JP, Flores-Mir C. Dimensional accuracy of 2 irreversible hydrocolloid alternative impression materials with immediate and delayed pouring. J Can Dent Assoc. 2012;78:c2.

