

T.C.
EGE ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

SAĞLIKLI ve ÇÜRÜK DİŞ DOKULARI İLE
ESTETİK RESTORATİF MATERYALLERİN,
MEKANİK ÖZELLİKLERİNİN
NANOİNDENTASYON YÖNTEMİYLE KARŞILAŞTIRILMASI

Restoratif Diş Tedavisi Anabilim Dalı Programı

Doktora Tezi

Diş Hekimi
Cem PEŞKERSOY

DANIŞMAN
Prof. Dr. NECMİ GÖKAY

İZMİR
2013

DEĞERLENDİRME KURULU ÜYELERİ

(Adı Soyadı)

(İmza)

Başkan : Prof. Dr. Necmi GÖKAY

(Danışman)

Üye : Prof. Dr. Tijen PAMİR

Üye : Prof. Dr. Ertuğrul SABAH

Üye : Prof. Dr. Ayşegül KAYA

Üye : Yrd. Doç. Dr. Osman ÇULHA

Doktora Tezinin kabul edildiği tarih:

ÖNSÖZ

Doktora eğitimim boyunca bana önderlik eden, bilgi tecrübe ve desteğini benden esirgemeyen, doktora tezimin her aşamasında yanımda olan ve bundan sonraki akademik hayatımda da yol gösterecek olan doktora tez danışmanım Sayın **Prof. Dr. Necmi GÖKAY**'a;

Tüm tez aşamalarında olumlu katkı ve eleştiriler yapan, gecesini gündüzüne katıp bana her konuda yardım eden ve ihtiyacım olduğu her an bilgi, düşünce ve tecrübelerine başvurduğum Restoratif Diş Tedavisi Anabilim Dalı öğretim üyesi Sayın **Prof. Dr. Tijen PAMİR**'e;

Doktora sürecim boyunca her türlü yardımını ve gönül bağını benden esirgemeyen, beni sürekli motive eden Pedodonti Anabilim Dalı öğretim üyesi Sayın **Prof. Dr. Ertuğrul SABAH**'a;

Doktora sürecim boyunca bana hep destek olan, her konuda arkamda duran, bana her zaman güvenen, bana akıl hocalığı yapan Restoratif Diş Tedavisi Anabilim Dalı öğretim üyesi Sayın **Prof. Dr. Ayşegül KAYA**'ya;

Tezimin nanoindentasyon işlemleri sırasında gerekli laboratuvar ortamı ve cihazlarının kullanımında her türlü yardımı ve desteği sağlayan Celal Bayar Üniversitesi Mühendislik Fakültesi Malzeme ve Metalurji Mühendisliği Bölümü öğretim üyesi Sayın **Yard. Doç. Dr. Osman ÇULHA**'ya;

Doktora eğitimim boyunca bana her türlü desteği veren, hatalarımı mazur görüp doğrularımı takdir eden Restoratif Diş Tedavisi Anabilim Dalında görev yapan tüm **Saygıdeğer Öğretim Üyelerine**;

Doktora eğitimim boyunca tüm bilgi, destek, hoşgörü, anlayış ve yardımlarını benden esirgemeyen **Doktora Öğrencisi Arkadaşlarıma**;

Hayatım boyunca her zaman yanımda olan ve bana her türlü desteği gösteren sevgili annem, babam ve kardeşim **SUNA, MUSTAFA** ve **CAN PEŞKERSOY**'a;

Ve son olarak iyi ve kötü günde yanımda olan, her konuda olduğu gibi doktora tezim boyunca sabır gösteren ve yardımcı olan, biricik eşim ve oğlum **DEMET** ve **TOPRAK PEŞKERSOY**'a,
TEŐEKKÜRÜ BİR BORÇ BİLİRİM.

İzmir, 2013

Dt.

Cem

PEŞKERSOY

İÇİNDEKİLER

ŞEKİLLER DİZİNİ	vii
TABLolar DİZİNİ.....	viii
RESİMLER DİZİNİ	xi
KISALTMALAR DİZİNİ.....	x

1. BÖLÜM

GİRİŞ	1
GENEL BİLGİLER	2
1.1 Sert Diş Dokuları, Diş Çürüğü ve Estetik Restoratif Materyaller.....	2
1.1.1 Mine.....	2
1.1.2 Dentin	2
1.1.3 Diş Çürüğü.....	3
1.1.4 Rezin Kompozit.....	4
1.1.5 Cam İyonomer Siman.....	5
1.2. Materyallerin Mekanik Özellikleri ile İlgili Kavramlar.....	6
1.2.1 Kuvvet - Gerilme ve Gerinim	6
1.2.2 Sertlik (Hardness)	8
1.2.3 Elastisite (Young) Modülü	10
1.2.4 Poisson Oranı.....	11
1.2.5 Akma Dayanımı (Yield Strength)	12
1.2.6 Kırılma Tokluğu (Fracture Resistance)	13
1.3 Diş Sert Dokuları ve Restoratif Materyallerin Mekanik Özelliklerinin Belirlemede Nanoindentasyon Yöntemi.....	13
1.3.1 Nanoindentasyon Testinde Kullanılan Çentikleyici Uçlar	19
1.3.1.1 Berkovich Çentikleyici Ucu.....	19

1.3.1.2 Vickers Çentikleyici Ucu	19
1.3.1.3 Küresel Çentikleyici Uç	20
1.3.1.4 Sfero-konik Çentikleyici Uç	20
1.3.2 Çentikleyici Ucun Kalibrasyonu	21
1.3.3 Nanoindentasyon Sisteminin Çalışma Prensibi	22
1.3.4 Nanoindentasyon Prosedürünün Türleri	23

2. BÖLÜM

GEREÇ ve YÖNTEM.....	25
2.1 Mine, Dentin ve Çürük Lezyonu Örneklerinin Hazırlanması.....	26
2.2 Rezin Kompozit ve Cam İyonomer Siman Örneklerinin Hazırlanması	30
2.3 Nano-indentasyon Test İşleminin Uygulanması	34
2.4 İstatistiksel Değerlendirme	36

3. BÖLÜM

BULGULAR.....	38
3.1 Gerilme ve Gerinim Değerleri	38
3.2 Dinamik Sertlik ve İndentasyon Sertlik Değerleri.....	40
3.3 Elastisite Modülü ve Elastik Toparlanma Değerleri.....	43
3.4 Akma Dayanımı ve Kırılma Tokluğu Değerleri	45

4. BÖLÜM

TARTIŞMA	54
----------------	----

5. BÖLÜM

SONUÇ ve ÖNERİLER.....	67
------------------------	----

6. BÖLÜM

ÖZET.....	69
-----------	----

ABSTRACT.....	71
---------------	----

7. BÖLÜM

KAYNAKLAR	73
-----------------	----

ÖZGEÇMİŞ	88
----------------	----

ŞEKİLLER DİZİNİ

Şekil-1.1.	Kompozit malzemeler için tipik bir Gerilme-Gerinim eğrisi.....	8
Şekil-1.2.	Sertliğin uygulanan kuvvete göre değişimi, çentik boyutu etkisi	9
Şekil-1.3.	Akma dayanımı ve deformasyon bölgeleri	12
Şekil-1.4.	Nanoindentasyon ölçümlerinde kullanılan uç ve elde edilen yük – penetrasyon derinliği eğrisi	14
Şekil-1.5.	Vickers, Berkovich, Küresel ve Sferokonik Çentikleyici Uçlar	21
Şekil-1.6.	Nanoindentasyon test cihazının şematik görünümü.....	22
Şekil-1.7.	Sürekli yükleme/boşalma yönteminde kuvvet-penetrasyon eğrisi.....	24
Şekil-1.8.	Çoklu yükleme/boşalma yönteminde kuvvet penetrasyon eğrisi.....	24
Şekil-1.9.	Mine örneklerinden elde edilen kuvvet penetrasyon eğrileri	49
Şekil-1.10.	Dentin örneklerinden elde edilen kuvvet penetrasyon eğrileri.....	50
Şekil-1.11.	Çürük lezyonu örneklerinden elde edilen kuvvet penetrasyon eğrileri ...	51
Şekil-1.12.	Rezin kompozit örneklerinden elde edilen kuvvet penetrasyon eğrileri .	52
Şekil-1.13.	Cam iyonomer örneklerinden elde edilen kuvvet penetrasyon eğrileri...	53

TABLULAR DİZİNİ

Tablo-1.1. Mine ve dentin dokularının ağırlık ve hacimce bileşimi.....	3
Tablo-1.2. Malzemelerin fiziksel ve mekanik özellikleri	6
Tablo-1.3. Dental dokuların ve restoratif materyallerin elastisite modülleri ve poisson oranları	11
Tablo-1.4. Mine Dokusu Üzerinde Yapılan Nanoindentasyon Çalışmaları	15
Tablo-1.5. Dentin Dokusu Üzerinde Yapılan Nanoindentasyon Çalışmaları.....	16
Tablo-1.6. Dental Rezin Kompozitler Üzerinde Yapılan Nanoindentasyon Çalışmaları.....	17
Tablo-1.7. Cam İyonomer Simanlar Üzerinde Yapılan Nanoindentasyon Çalışmaları.....	17
Tablo-1.8. Çürük Lezyonu Üzerinde Yapılan Nanoindentasyon Çalışmaları	18
Tablo-3.1. Çalışmadaki grupların gerilme ve gerinim değerleri.....	39
Tablo-3.2. Çalışmadaki grupların dinamik ve indentasyon sertlik değerleri.....	42
Tablo-3.3. Çalışmadaki grupların elastisite ve elastik toparlanma değerleri.....	44
Tablo-3.4. Çalışmadaki grupların akma dayanımı, kırılma tokluğu değerleri.....	46
Tablo-3.5. Çalışmadaki gruplara ait mekanik özelliklerin genel görünümü	48

RESİMLER DİZİNİ

Resim-2.1.	Çalışmamızda kullanılmak üzere seçilen alt 3. molar diş.....	26
Resim-2.2.	Isomet 1000 (Buehler Ltd, USA) cihazının görünümü.....	27
Resim-2.3.	Örneklerin Isomet cihazına yerleştirilmesi	28
Resim-2.4.	Örneklerin isomet testeresi ile kesilmesi	28
Resim-2.5.	Sağlıklı mine dokusu (Grup-1) ve sağlıklı dentin dokusu (Grup-2) örneklerinin görünümü	29
Resim-2.6.	Çürük lezyonlu diş dokusu (Grup - 3) örneklerinin görünümü	29
Resim-2.7.	Zzlinker dental ultrasonik temizleyicinin görünümü	30
Resim-2.8.	Çalışmamızda kullanılan 3M ESPE Z250 Rezin Kompozitin görünümü	30
Resim-2.9.	Kompozit Rezin bloklarının hazırlanışı	31
Resim-2.10.	Çalışmamızda kullanılan 3M ESPE Ketac Molar cam iyonomer simanın görünümü	32
Resim-2.11.	Cam iyonomer simanın hazırlanışı ve disklerin oluşturulması.....	32
Resim-2.12.	Rezin kompozit grubu (Grup-4) örneklerinin görünümü.....	33
Resim-2.13.	Cam iyonomer siman grubu (Grup-5) örneklerinin görünümü.....	33
Resim-2.14.	Tüm örneklerin (5 grup) görünümü	34
Resim-2.15.	Nanoindentasyon test cihazı DUH-W201S görünümü	36
Resim-2.16.	Örneklerin kuvvet uygulanacak alanlarının tespiti	37
Resim-2.17.	Nanoindentasyon testinin uygulanışı	37

KISALTMALAR DİZİNİ

μm ;	Mikrometre
ppm;	Milyonda Bir (Parts Per Million)
pH ;	Bir Çözeltinin Asitlik-Bazlık Derecesini Bildiren Ölçü Birimi
UDMA;	Üretan Dimetakrilat
BİS-GMA;	Bisfenol-A Glisildimetakrilat
TEGDMA;	Trietilen Glikol Dimetakrilat
EGDMA;	Etilen Glikol Dimetakrilat
MDPB;	Metakriloksi Dodesil Primidyum Bromit
CİS;	Cam İyonomer Siman
F;	Kuvvet
m;	Kütle
mN;	Mili Newton
mN/mm^2 ;	Mili Newton / Milimetre Kare
kgf;	Kilogram Kuvvet
psi;	Pound
MPa;	Mega Pascal
GPa;	Giga Pascal
a ;	Penetrasyon Alanının Yarıçapı
P_{max} ;	Maksimum Yük
h_{max} ;	Maksimum Batma Derinliği
h_c ;	Minimum Batma Derinliği
h_r ;	Artık Batma Derinliği
H ;	Sertlik
E ;	Elastisite Modülü

E_r ;	İndirgenmiş Elastisite Modülü
S ;	Rijidite
A_c ;	Tahmini Kontak Alanı
A_i ;	İdeal Kontak Alanı
σ ;	Gerilme
ε ;	Gerinim
ν ;	Poisson Oranı
\mathcal{G}_y ;	Akma Dayanımı
K_c ;	Kırılma Tokluğu
R ;	Çentikleyici Ucun Yarıçapı
DHV;	Dinamik Sertlik Değeri
k ;	Knoop Sabiti
c ;	İndentasyon Alanı sabiti
t ;	Çentikleyici Ucun Konik Kısmının Yarıçapı
β ;	Geometri Düzeltme Sabiti
W_t ;	Toplam Enerji
W_d ;	Sisteme Geri Dönen Enerji
In ;	İntegral
ERR;	Elastik Toparlanma Yüzdesi

GİRİŞ

Diş dokularının ve dental restoratif materyallerin mekanik özelliklerinin doğru ölçülmesi bu dokular ile materyaller arasındaki uyum ve restoratif materyallerin performansının değerlendirilmesi için önemlidir. Ağız ortamında çiğneme kuvvetlerine maruz kalan diş dokuları ve restoratif materyallerin, bu kuvvetlere karşı göstermiş olduğu direnç ve elastik, plastik davranışlar, dokuların ve materyallerin mekanik özelliklerine bağlı olarak değişebilmektedir. Mekanik özelliklerin ölçümünde bir çok test yöntemi kullanılmaktadır. Bu test yöntemlerinde mekanik özelliklerin doğru ölçümünde örneklerin hazırlanma aşamasından test sonuçlarının elde edilmesine kadar bir çok değişken vardır.

Test amacıyla diş dokularından örnek hazırlama esnasındaki zorluklar ve her test için ayrı örneklerin hazırlanması, geleneksel test yöntemlerinin uygulanabilirliğini etkilemektedir. Gelişmekte olan nano teknolojilerin diş hekimliğinde uygulanmaya başlamasıyla araştırma tekniklerinin ve diş dokuları ile fiziksel, kimyasal ve biyolojik açıdan daha uyumlu dental malzemelerin gelişimine katkı sağlamıştır. Nanoindentasyon test metotları biyolojik dokuların ve sentetik malzemelerin mekanik özelliklerini nano düzeyde belirlemede mesleğimizde uygulama kolaylığı sağlamıştır. Nanoindentasyon yöntemi ile diş dokularında oluşabilen yapısal değişimler daha ayrıntılı görülebilme imkanı elde edilmiştir. Bu yöntemle subjektif olmayan, tekrarlanabilir, net sonuçlar elde edilebilmektedir.

Çalışmamızın amacı; sağlıklı ve çürük diş dokuları ile klinikte kullanılan iki farklı estetik restoratif materyalin mekanik özelliklerinin nanoindentasyon yöntemi ile karşılaştırmalı olarak değerlendirmektir.

BÖLÜM - I

GENEL BİLGİLER

1.1 Sert Diş Dokuları, Diş Çürüğü ve Estetik Restoratif Materyaller

1.1.1 Mine

Dişin anatomik kronunun tamamını örten kalınlığı, tüberkül tepelerinde 1.5-2 mm. ve fissürlerin tabanında 0.2-0.5 mm. olan, yüksek derecede mineralize olmuş bir yapıdır. Ağırlık bakımından % 95'i inorganik, % 1'i organik, % 4'ü sudur (Tablo-1.1). İnorganik yapıda % 90 - 92 oranında, kalsiyum fosfat [$3 \text{ Ca}_3 (\text{PO}_4)_2$], 10800 ppm. sodyum (Na), 3560 ppm. magnezyum (Mg), 388 ppm. demir (Fe), 276 ppm. çinko (Zn), 94 ppm. stronsiyum (Sr), 65 ppm. flor (F) ve eser miktarda rubidyum, brom, bakır, altın, gümüş, krom ve kobalt bulunur. Minenin organik fraksiyonunu oluşturan keratin % 13 oranında hidroksiprolin, % 3 glikoz, % 0.5 heksosamin ve % 0.09 kollajenden oluşur. Histolojik yapısı, 4-6 μm çapında altıgen mine prizmalarından meydana gelmiştir. Prizmalar arasında interprizmatik alanlar ve köprüler vardır. Minenin sertliği, yüzeyden iç kısımlara doğru azalır, mine-dentin sınırında en düşüktür (21). Elastisite modülü yüksek, kırılma tokluğu ve gerilme direnci düşüktür (10,13,24,97).

1.1.2. Dentin

Dentin dişin kron ve kökünde bulunan bir dokudur. Ağırlıkça % 75-78' i inorganik, % 18' i organik ve % 4-7' si sudan oluşmuştur (Tablo-1.1). İnorganik yapısında % 1.5 magnezyum, % 0.07 potasyum, % 0.009 - 0.01 demir, % 0.02-0.08 çinko, % 0.0085 stronsiyum, % 0.01 - 0.03 oranında da kurşun bulunur (21).

Organik yapısını, kollagen ve substantia fundamentalis, kondroidin sülfat, mukoproteinler, sialoproteinler, lipitler, sitratlar ve flüoresan maddeler oluşturur (21). Dentin, mineye oranla daha düşük sertlik ve elastisite modülü değerine sahiptir (41). Koroner dentinin sertliğini ve elastisite modülü, radiküler dentininden daha yüksektir (61). Dentin, mineden daha fazla çekme gerinimine ve kırılma tokluğuna sahiptir (104).

Bileşen		İnorganik madde	Organik madde	Su
Mine	%ağırlık	95	1	4
	%hacim	87	2	11
Dentin	%ağırlık	70	20	10
	%hacim	50	30	20

Tablo-1.1: Mine ve dentin dokularının ağırlık ve hacimce bileşimi (21).

1.1.3 Diş Çürüğü

Diş çürüğü dental plak içerisinde organize olan karyojenik mikroorganizmaların fermente olabilen karbonhidratları kullanarak ürettikleri organik asitlerin dişin mine, dentin ve sement dokularında meydana getirdiği demireralizasyon sonucu oluşan, multifaktöriyel enfeksiyöz bir hastalıktır. Mikroorganizmaların ürettikleri asitlerin, dişin organo-inorganik yapısındaki Ca^{++} ve Mukopolisakkaritler arasındaki zayıf van der Waals bağlarını koparmasıyla başlar. Organik yapıdaki mineralize fibriller ve apatit kristallerin bozulması ile devam eder (21,38,64,101). Diş çürüğünün etiyolojisinde, ortamda bulunan karyojen bakteriler, fermente olabilen karbonhidratlar, tükrüğün özellikleri, içerdiği iyonlar, tamponlama kapasitesi, miktarı ve zaman rol oynayan faktörlerdir (38,64,101).

Çürüğün oluşmasında, oral kavitede bulunan karyojen mikroorganizmaların (streptokok, laktobasil, aktinomiçes) diş yüzeyine tutunmasını ve kolonize olmalarını kolaylaştıran dental plak, primer öneme sahiptir. Diş çürüğü, minenin yüzey altı demineralizasyonu ile başlar. Kavite oluşuncaya kadar varlığını sürdüren yüzey zonunun altında, mineral kaybının en çok gözlendiği lezyon gövdesi ve koyu zon bulunur (38,101). Minede var olan çürük lezyonları, zaman içerisinde dentin dokusuna doğru ilerleme gösterebilirler. Dentinde görülen demineralizasyon alanları minedekine oranla daha geniştir. Çürük bulunan bir dişteki lezyonun sertliği, lezyonun ilerleme hızına ve lezyonun yaşına bağlıdır. Özellikle agresif lezyonlarda, çürük dokunun yumuşamasına karşın demineralizasyonun yavaşladığı, durağan lezyonlarda da sertlik değerinin arttığı bilinmektedir. Çürük dokunun altındaki direkt bakteriyel ataktan etkilenen dentin bölgesinde de, mekanik özelliklerin belirgin düzeyde düştüğü bildirilmiştir (11,64,95,96,107).

1.1.4 Rezin Kompozitler

Kompozit rezinler; organik bir matriks ile bu matriks içerisine belli oranlarda ilave edilmiş inorganik dolduruculardan, ve doldurucuların organik matrikse tutunmasını sağlayan bağlayıcı kısımdan oluşturulmuş dolgu maddeleridir. Kompozit rezin içerisinde yer alan bu üç farklı yapı, birbirleri içerisinde erimeyen ve farklı özelliktedir (1,9,46,81). Matriks, doldurucu ve bağlayıcı kısım olarak farklı kimyasalların kullanılması, üretim tekniklerinin sürekli geliştirilmesi ile farklı özelliklerde kompozit dolgu maddeleri elde edilmektedir.

Rezin kompozitlerde organik matriks, UDMA (üretan dimetakrilat), BIS-GMA (bisfenol-A glisildimetakrilat), TEGDMA (triötilen glikol dimetakrilat), EGDMA (etilen glikol dimetakrilat) ve bunların kombinasyonlarından oluşturulabilir.

İnorganik ve organik komponentleri birbirine bağlayan yapı, hidrojen ilavesi yapılmış silisyum bileşikleri olup, bunlara ' silan ' adı verilmektedir. Organik matriks içinde bulunan inorganik doldurucuların türü, konsantrasyonu, partikül boyutu ve partiküllerin dağılması, materyalin özelliklerinin geliştirilmesinde önemlidir. Doldurucu miktarının artması ile materyalin sertlik, rijidite, elastiklik modülü gibi değerlerinin artması sağlanarak, yüksek fiziksel ve mekanik özellikler elde edilir. Doldurucu oranı fazla olan kompozitlerin elastisite modülleri yüksek olduğu için, hacimsel büzülme miktarı azalmıştır (20,46,84,87).

Kompozit rezinlerin kalitesini belirleyen mekanik özellikleri sertlik (hardness), elastisite modülü (modulus of elasticity), aşınma direnci (wear), akma dayanımı (yield strength) ve kırılma tokluğu (fracture toughness) olarak sıralanabilir (19). Bu özelliklerin belirlenmesinde farklı testler ve standartlar uygulanır (ISO 4049).

1.1.5 Cam İyonomer Simanlar

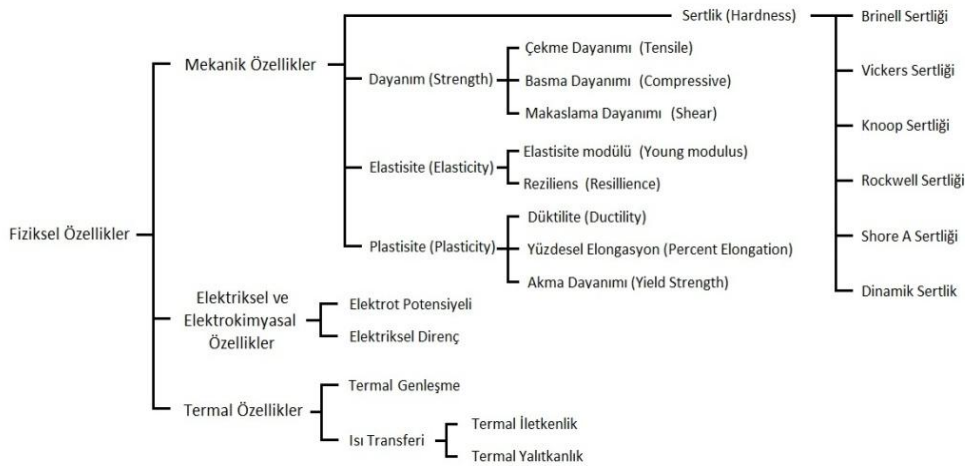
Cam iyonomer simanların toz kısmı kalsiyumsilikat, alimünosilikat veya florosilikat bazlı olup, silisyumoksit veya alimünyumoksitten oluşmaktadır. Likit kısmı, poliakrilik, polikarboksilik, tartarik ve itakonik asit içerir. (1,85,86,89). Sertleşme reaksiyonu sırasında, likitin polikarboksilik asit grubundan (COOH) hidrojen iyonları (H⁺) ayrılır ve toz partiküllerinin yüzeyine penetre olarak tuz matrisini oluşturur. Tuz matris cam tanelerinin yüzeyini silika hidrojele dönüştürür ve asit-baz reaksiyonu olarak tamamlanır (72). Oluşan kimyasal yapı, yüksek moleküler ağırlıklı bir organo-inorganik komplekstir (67).

Cam iyonomer simanların sertlik ve elastisite modülünü yükseltmek için simanın doldurucu partiküllerine gümüş gibi metal eklemeleri yapılabilir (73).

Sertlik, kırılma tokluğu ve akma dayanımı değerleri diğer simanlara kıyasla daha yüksek olup kompozit rezinlerinkinden düşüktür (1,12,81,89,98,110,110).

1.2. Materyallerin Mekanik Özellikleri ile İlgili Kavramlar

Bir malzemenin çevresindeki değişikliklere karşı verdiği yanıtlara fiziksel özellikleri denir. Fiziksel özellikler; mekanik özellikler, termal özellikler, elektriksel ve elektrokimyasal özellikler olmak üzere üç grupta incelenir. Gerilme, Gerinim, sertlik, elastisite modülü, akma dayanımı ve kırılma tokluğu mekanik özellikler kavramı içerisinde yer alır (Tablo-1.2).



Tablo 1.2: Malzemelerin fiziksel ve mekanik özellikleri (8).

1.2.1 Kuvvet - Gerilme (Stress) - Gerinim / Birim Deformasyon (Strain)

Hareket eden bir cismi durduran, duran bir cismi hareket ettiren, cisimlerin şekil, yön ve doğrultularını değiştiren etkiye kuvvet denir (8). Fizikte üç boyutlu cisimlere uygulanan kuvvet, cismin hareket etmesine veya şeklinin değişimine (deformasyonuna) neden olur. Bir cismin yüzeyine uygulanan kuvvetin, birim alandaki şiddetine “gerilme” adı verilir. Bir cisme etki eden kuvvet, cismin atomlarının hareket etmesine neden olur. Atomların yer değiştirmesine karşı koyan

kuvvetler gerilme, atomların yer değiştirme derecesine gerinim denir. Gerilme, birim alana büyüklüğü ve yönü belli olan bir kuvvetin uygulanması sonu elde edilen bir değerdir. Gerinim uygulanan kuvvetin birim alanda meydana getirdiği deformasyon miktarıdır ve yalnızca bir büyüklüktür (103). Bir materyalin gerinim (strain) miktarını ölçebilmek için, kuvvet uygulandığı zaman oluşan boyutsal deformasyon miktarını tespit eden gerinim ölçer (strain gauge) kullanılabilir. Gerilme kuvvetin cisme uygulanma yönüne göre üç şekilde oluşabilir:

Çekme Gerilmesi (Tensile Stress): Bir malzemenin uçlarına etki eden çekme kuvvetinin malzemede oluşturduğu içsel gerilmedir. Basma Gerilmesi (Compressive Stress): Bir malzemenin yüzeyine etki eden basma kuvvetinin malzemede oluşturduğu içsel gerilmedir. Makaslama Gerilmesi (Shear Stress): Bir malzemenin yüzeyine paralel yönde etkiyen kuvvetin yüzeyde oluşturduğu gerilmedir (103).

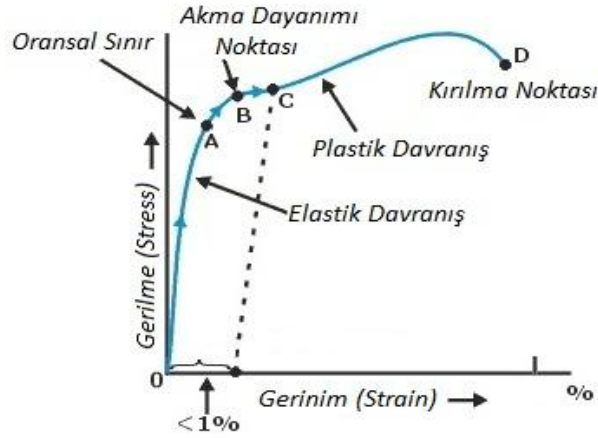
$$Gerilme(\sigma) = \frac{Kuvvet (F)}{Alan (A)} \quad Gerinim(\epsilon) = \frac{Deformasyon miktarı (\Delta L)}{Cismin ilk boyutu (L_0)}$$

Nanoindentasyon testlerinde gerilme (σ) miktarı uygulanan kuvvetin (P_m) oluşturduğu deformasyon alanına (A_c) bölünmesi ile, gerinim (ϵ) miktarı da kontak alanındaki yük miktarının (P_m), indirgenmiş elastisite modülüne (E_r) oranıyla bulunur. Bu denklemde indentasyon ucunun yarıçapı ($R = 6.2$) ve batma alanının yarıçapı ($a = 5.3$) sabit değerlerdir (20,92,111,112).

$$(\sigma) = \frac{P_m}{A_c} \quad \epsilon = \frac{2.3 \cdot \pi \cdot P_m}{10 \cdot 4 \cdot E_r}$$

İncelenen cisimlerin sertliğinin azalması ile doğru orantılı olarak birim alandaki gerilme değeri de azalmaktadır. Birim alandaki deformasyon olan gerinim yüzdesi sert örneklerde düşük, yumuşak veya heterojen örneklerde yüksek çıkmaktadır (45).

Bir cisme değeri bilinen miktarlarda gerilme uygulandığında, cisimde oluşan gerinim değerleri kaydedilir. Bu yükleme malzemede plastik deformasyon görülene kadar devam ettirilir. Sonuçta elde edilen Gerilme - Gerinim değerleri X-Y koordinat sisteminde çizilir (Şekil-1.1). Elde edilen grafik cismin geometrisine bağlı değildir (103).



Şekil 1.1: Kompozit malzemeler için tipik bir Gerilme-Gerinim eğrisi

1.2.2. Sertlik (Hardness)

Bir cisme uygulanan kuvvete karşı cismin gösterdiği dirence sertlik denir. Cismin sertliği ile plastik deformasyona karşı gösterdiği dayanıklılık doğrudan ilişkilidir. Sertliğin llmesi, cisme miktarı bilinen bir kuvvet uygulanması ve uygulanan kuvvetin cisimde oluşturduğu deformasyon alanının oranlanmasıyla hesaplanır.

Nanoindentasyon testlerinde sertlik; maksimum çentik kuvvetinin (P_{max}) sertlik etkisinin tahmini alanına (A_c) oranı Şeklinde tanımlanır (20,92,111). Denklemlerdeki (k_c) ve (C_f) indentasyon cihazının sabiti olup birimi mm.³ dir.

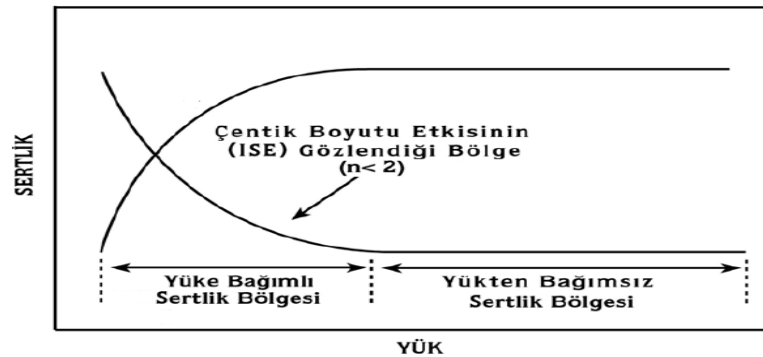
$$Sertlik = \frac{Yük}{Alan} \quad H = \frac{P}{A} = \frac{P_{max}}{k_c \cdot h_c^2} \quad H = \frac{P_{max}}{A_c} = \frac{P_{max}}{C_f \cdot h_r^2 + C_f \cdot h_r}$$

Bir cisme bir kuvvetin belirli bir süre uygulanması sonucunda cismin gösterdiği direncin ölçülerek elde edilen sertlik değerine “statik sertlik değeri” denir. Farklı büyüklükteki kuvvetlerin ayrı uygulandığı veya kuvvetin belirli miktarlarda artırılması ve sonlandırılması sonucunda ölçülen sertlik değerine “dinamik sertlik değeri” denir.

Nanoindentasyon yöntemi ile statik sertlik ve dinamik sertlik değerleri (*DHV*) ölçülebilmektedir (92). Dinamik sertlik değerinin ölçümü; uygulanan kuvvet miktarı (P_{max}), cisimde meydana gelen batma derinliği (h_{max}), nanoindentasyon cihazının sabiti ($R = 0.582$) ve cihazın çentikleyci ucunun hızının (K) değerlerinin aşağıdaki formülde yerine konulması ile elde edilir (20,92,111,112).

$$DHV = K \cdot \frac{P_{max}}{h_{max}^2} \cdot R$$

Uygulanan kuvvetin artması sonucu maksimum batma derinliğinin artarak, sertliğin azalmasına çentik boyutu etkisi (indentation size effect; ISE) denilmektedir (Şekil-1.2). Sertlik, belirli kritik yük değerinden sonra sabit kalmaktadır. Bu noktada ölçülen sertlik değerine de indentasyon sertliği adı verilir (103).



Şekil 1.2: Sertliğin uygulanan kuvvete göre değişimi çentik boyutu etkisi (30).

1.2.3. Elastisite (Young) Modülü

Elastisite modülü bir materyalin katılık ve sertliğinin ölçümüdür. Oransal sınır cismin uygulanan kuvvet karşısında elastiklik özelliğini kaybettiği ve plastik deformasyonun başladığı noktadır. Gerilme-gerinim eğrisinde orantısal olarak artışın sona erdiği noktaya tekabül eder. Her ikisinin de değerleri (kg/cm^2 , N/mm^2 , MPa, GPa) cinsinden ifade edilir (27,81,89).

Elastisite modülü; bir malzemeye uygulanan kuvvetin uygulandığı birim alana oranının (gerilme - “ σ ”), malzemede meydana getirdiği deformasyon miktarı ile malzemenin ilk boyutlarına oranına (gerinim - “ ε ”) bölünmesidir (111).

$$E = \frac{\sigma}{\varepsilon} \quad E = \frac{F/A}{\Delta l/L_0}$$

Bir cisme uygulanan yükün sonucunda cismin elastisite modülünün (young modülü - “ E ”) tespiti için Rijidite (S) ve indirgenmiş elastisite modülü (E_r) değerlerinin bilinmesi gereklidir. Rijidite uygulanan yük sonucu, cismin oluşacak deformasyona karşı göstereceği dirençtir. Uygulanan maksimum yük (P_{max}) ile paralel yönde oluşan maksimum deformasyon (h_{max}) ile plastik deformasyonun başladığı nokta (h_c) arası farkın bu noktalara tekabül eden yükler arası farka ($P_{max} - P_c$) oranıdır (44).

Nanoindentasyon testlerindeki rijit olmayan elastik bir ucun örnek yüzeyi ile olan etkileşimini hesaplamak için kullanılan indirgenmiş elastisite modülü (E_r), cismin ve çentikleyici ucun elastisite modülünün birleşimidir ve elastisite modülü hesaplanırken gereklidir (102,111).

$$E_r = \frac{S \cdot \sqrt{\pi}}{2 \cdot \sqrt{A_c}} \quad E = \frac{1 - \nu^2}{\frac{1}{E_r} - \frac{1 - \nu_i^2}{E_i}}$$

İndirgenmiş elastisite modülü (E_r)' değeri, rijidite (S), pi (π) ve tahmini alan (A_c) değerlerinin formülde yerine konması ile bulunur (20,42,92,112). İndirgenmiş elastisite modülünün (E_r) tespiti sonrası, cismin poisson katsayısı (ν), cihazın poisson katsayısı (ν_i), cihazın elastisite modülü (E_i) değerleri formülde uygulanarak cismin elastisite modülüne (E) ulaşılır (111).

1.2.4. Poisson Oranı

Bir cisme bir yönde kuvvet uygulandığında, cisimde kuvvet yönüne dik ve paralel doğrultularda deformasyon oluşacaktır (68,81,89). Uygulanan kuvvete dik doğrultudaki deformasyon miktarının, uygulanan kuvvete paralel doğrultudaki deformasyon miktarı oranına Poisson Oranı denir (Tablo-1.3). Bu değer her materyal için farklıdır ve elastisite modülü gibi ayırt edici bir özelliktir (16,26,34,37,39,54,68,81,89,105).

Dental Dokular ve Materyaller	Poisson Oranları (ν)	Elastisite Modülleri (E)
<i>Mine</i>	0.31	84.1 GPa
<i>Dentin</i>	0.33	18.5 GPa
<i>Sement</i>	0.31	18.7 GPa
<i>Pulpa</i>	0.40	0.03 MPa
<i>Periodontal Ligament</i>	0.45	68 MPa
<i>Amalgam</i>	0.31	30 GPa
<i>Kompozit Rezin</i>	0.31	14 GPa
<i>Kompomer</i>	0.32	7-14 GPa
<i>Cam İyonomer Siman</i>	0.33	7-8 GPa
<i>Polikarboksilat Siman</i>	0.35	5-6 GPa
<i>Çinko Oksit Siman</i>	0.40	2-3 GPa
<i>Porselen</i>	0.29	80 GPa
<i>Zirkonyum</i>	0.30	205 GPa

Tablo 1.3: Dental dokular ve restoratif materyallerin poisson oranları ve elastisite modülleri (81,89)

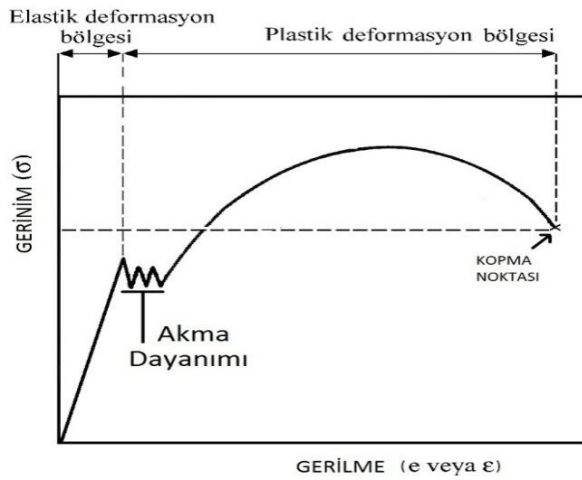
Poisson oranının formülü aşağıdaki gibidir;

$$\text{Poisson oranı} = \frac{\text{Genişlikteki deformasyon}}{\text{Uzunluktaki deformasyon}} \quad v = \frac{\Delta w}{\Delta h}$$

Poisson oranı malzemelerin elastik özelliklerini belirleyen bir parametredir ve en yüksek 0.5 değerini alabilir. Metaller gibi sert ve rijit malzemelerde poisson oranı 0.28 - 0.33 gibi değerler alırken, malzemenin elastik özelliklerinin artması ile poisson oranı da artacaktır (68,81,89).

1.2.5. Akma Dayanımı (Yield Strength)

Bir malzemenin kalıcı şekil değişikliğine uğramadan dayanabileceği en büyük kuvvettir ve kuvvette herhangi bir değişiklik olmaksızın cisimde plastik deformasyon meydana gelir (Tablo-1.4). Elastik deformasyondan plastik deformasyona geçişin başladığı noktaya tekabül eder (45,103,119).



Şekil 1.3: Akma dayanımı ve deformasyon bölgeleri

Akma dayanımı değeri genel olarak en az % 0.2'lik boyutsal deformasyon görüldüğü durumlarda ölçülebilir. Akma dayanımı; cismin elastisite modülü ve sertlik değeri ile doğrudan ilişkidir. Sert ve elastisite modülü yüksek olan cisimlerde akma dayanımı yüksek iken, sertliğin azalması ile doğru orantılı olarak akma dayanımı da azalmaktadır (111,119).

$$Y (\vartheta_y) = 7 \cdot 10^{-2} H - 4.4 \cdot 10^{-4} E$$

1.2.6. Kırılma Tokluğu (Fracture Toughness)

Bir cisme uygulanan kuvvet altında, cisimde meydana gelen çatlakın yayılmasına karşı cismin gösterdiği dirençtir. Uygulanan kuvvet sonucu plastik deformasyonun bittiği ve cismin kırılmadan önce dayanabildiği son kuvvet değeridir ve $\text{MPa}/\text{m}^{-1/2}$ cinsinden ifade edilir. Nanoindentasyon testlerinde bir malzemenin kırılma tokluğu (K_c), malzemenin elastisite modülü (E), sertlik değeri (H), uygulanan kuvvet (P), örneğin çapı (l) ve kırılma miktarı (c) değerlerinin formülde yerine konulması ile hesaplanmaktadır (20,42,92,112). Kırılma tokluğu, örneklerin elastiklik özellikleri ile doğrudan ilişkilidir. Elastisite modülü ve gerilme değeri yüksek örneklerde kırılma tokluğu değeri de yüksek çıkacaktır (15,17,36,59,88,102,126).

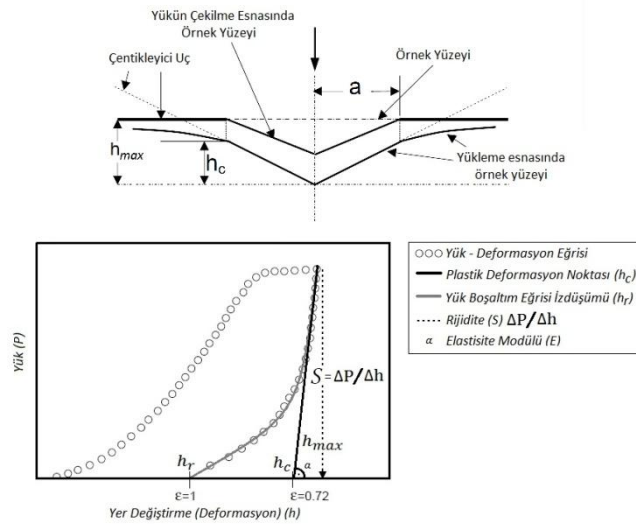
$$K_c = \sigma \cdot \sqrt{\pi \cdot a} \qquad K_c = 0.0084 \cdot \left(\frac{E}{H}\right)^{0.4} \cdot \left(\frac{2P}{l}\right) \cdot \left(\frac{1}{c^{0.5}}\right)$$

1.3. Diş Sert Dokuları ve Restoratif Materyallerin Mekanik Özelliklerinin Belirlenmesinde Nanoindentasyon Yöntemi

Dişin mekanik özelliklerinin bilinmesi, dental restoratif materyallerin geliştirilmesi açısından önemlidir. Bu amaçla; basma, çekme, makaslama, üç nokta eğme, kazıma, sonlu elemanlar analizi gibi deneyler yapılır (22,75). Bu testlerden tutarlı bir sonuç elde etmek için, örneklerin eşit kalınlıkta, yer düzlemine paralel ve düzgün yüzeyli hazırlanması gerekir (40,91,97). Bu testler daha fazla verinin elde edildiği bir test sistemi ile birlikte uygulandığında, hesaplanabilen mekanik özelliklerin çeşitliliği artacaktır.

Geleneksel test metotları kullanılarak diş dokuları ve dental materyallerin mekanik özelliklerinin incelendiği çalışmalarda uygulanan kuvvetin yönü ve büyüklüğünün araştırmacının tercihi doğrultusunda olması nedeniyle gözlenen penetrasyon derinliğinin subjektif olmasından kaynaklı sonuç farklılıkları

olabilmektedir (32,90,98,112,121). Geleneksel yöntemlerde, standardizasyonun sağlanması için örnek hazırlama aşamasının zor olması farklı çalışmalarda farklı sonuçların elde edilmesine neden olabilmektedir (5,28,33,35,65,78,122). Çürük lezyonu gibi heterojen ve yumuşak örneklerde geleneksel test yöntemlerinde uygulanan kuvvetlerin dokuların bütünlüğünü ve dolayısıyla sonuçları etkileyebilecek düzeyde yüksek olması da başka bir olumsuzluktur (3,57,64,66,109). Geleneksel yöntemlerin çoğunda tek bir ölçüm ile birden çok özelliğin ölçülmesi zordur (94). Tüm bu nedenlerden dolayı nanoindentasyon test yöntemlerinin diş hekimliğinde uygulanmaya başlaması önemli bir gelişmedir. Bu yöntemde 0.1 mN gibi düşük kuvvetler uygulanabilmekte, diş dokularına ve dental materyallere ait örneklerde batma derinliği 1 μm 'den küçük ölçekli bir alanda yüksek çözünürlükte ölçüm yapılabilmektedir (2,20,42,92,112) (Şekil-1.4). Elde edilen sonuçların tekrarlanabilir ve standart sapmalarının düşük olması objektif sonuçların alınabilmesi açısından önemlidir (35,42,69,91,98).



Şekil 1.4: Nanoindentasyon ölçümlerinde kullanılan uç ve elde edilen yük – penetrasyon derinliği eğrisi gösterilmektedir (69).

Nanoindentasyon yönteminin dişhekimliğinde kullanılmaya başlanmasıyla birlikte diş dokuları ve dental materyallerin mekanik özelliklerinin incelendiği

çalışma sayısı da artmıştır (Tablo 1.4,1.5,1.6,1.7,1.8) (6, 14, 20, 29, 31, 47, 49, 70, 71, 92, 112).

Araştırmacı	İncelenen Materyal	Uygulanan Kuvvet	Sonuçlar
Poolthong ve ark. (1998)	Mine	1 - 100 mN	$E = 79.1 \pm 3.1 \text{ GPa}$ $H = 3.4 \pm 0.1 \text{ GPa}$
Fong ve ark. (2000)	Mine	0.3- 2.5 mN	$E = 93.3 \pm 5.9 \text{ GPa}$ $H = 4.8 \pm 0.2 \text{ GPa}$
Mahoney ve ark. (2000)	Mine	10 - 150 mN	$E = 80.4 - 86.5 \text{ GPa}$ $H = 4 - 4.9 \text{ GPa}$
Marshall ve ark. (2000)	Mine	14 mN	$E = 63.6 \pm 1.5$
Habelitz ve ark. (2001)	Mine	1.5 mN	$E = 77 - 87.5 \text{ GPa}$ $H = 3.5 - 3.7 \text{ GPa}$
Cuy ve ark. (2002)	Mine	200 mN	$E = 91.6 \pm 12.5 \text{ GPa}$ $H = 4.2 \pm 1.8 \text{ GPa}$
Lippert ve ark. (2004)	Mine	5 mN	$E = 105 \text{ GPa}$ $H = 4.6 \text{ GPa}$
Angker ve ark. (2004)	Mine	10 mN 100 μN	$E = 90.5 \pm 6 \text{ GPa}$ $H = 3.8 - 4.9 \text{ GPa}$
Popowicz ve ark. (2004)	Mine	7 N	$\sigma = 1.8 \text{ GPa}$ $\varepsilon = 39 \mu\varepsilon (\% 0.39)$
He ve Swain (2005)	Mine	1-400 μN	$E = 105.5 \pm 3.3 \text{ GPa}$ $H = 5.6 \pm 0.4 \text{ GPa}$
Zhou ve ark. (2006)	Mine	100 μN	$E = 70 - 104 \text{ GPa}$ $H = 3.6 - 5.7 \text{ GPa}$ $\varepsilon = 5 \mu\varepsilon (\% 0.05)$
Oyen ve ark. (2005)	Mine	100 μN	$E = 80 \text{ GPa}$ $H = 4.9 \text{ GPa}$
Bajaj ve ark. (2009)	Mine	3 N	$K_c = 0.9 \text{ MPa/m}^{-1/2}$
Padmanaban ve ark. (2009)	Mine	1 - 10 N	$K_c = 0.95 \text{ MPa/m}^{-1/2}$
Fung Ang ve ark. (2009)	Mine	5 - 11 mN	$\sigma = 0.2 \text{ GPa}$ $\varepsilon = 6 \mu\varepsilon (\% 0.06)$
Zheng ve ark. (2011)	Mine	10 mN	$E = 99.7 \text{ GPa}$ $H = 5.9 \text{ GPa}$

Tablo-1.4: Mine Dokusu Üzerinde Yapılan Nanoindentasyon Çalışmaları

Araştırmacı	İncelenen Materyal	Uygulanan Kuvvet	Sonuçlar
Poolthong ve ark.	Dentin	0.5 - 30 mN	$E = 19.5 \pm 1.5 \text{ GPa}$

(1998)			$H = 0.5 \pm 0.2 \text{ GPa}$
Kinney ve ark. (1999)	Dentin	400 - 700 μN	$E = 29.8 \text{ GPa}$ $H = 2.39 \pm 0.4 \text{ GPa}$
Fong ve ark. (2000)	Dentin	0.3- 2.5 mN	$E = 24.8 \pm 1.4 \text{ GPa}$ $H = 0.8 \pm 0.1 \text{ GPa}$
Mahoney ve ark. (2000)	Dentin	150 mN	$E = 19.9 \pm 1.9 \text{ GPa}$ $H = 0.9 \pm 0.1 \text{ GPa}$
Habelitz ve ark. (2002)	Dentin	1.5 mN	$E = 23.7 \pm 0.9 \text{ GPa}$ $H = 1.1 \pm 0.1 \text{ GPa}$
Marshall ve ark. (2003)	Dentin	100-500 μN	$E = 20.6 \pm 2.2 \text{ GPa}$ $H = 1.0 \pm 0.1 \text{ GPa}$
Angker ve ark. (2004)	Dentin	10 mN	$E = 17 \pm 4 \text{ GPa}$ $H = 0.7 \pm 0.2 \text{ GPa}$
Angker ve ark. (2005)	Dentin	10 - 25 mN	$E = 14.3 \pm 2.7 \text{ GPa}$ $H = 0.7 \pm 0.2 \text{ GPa}$
Toparlı ve ark. (2005)	Dentin	10 mN	$E = 25 \text{ GPa}$ $H = 1.2 \text{ GPa}$ $\rho_y = 0.1 \text{ GPa}$
Oyen ve ark. (2005)	Dentin	100 μN	$E = 22 \text{ GPa}$ $H = 0.9 \text{ GPa}$
Hosoya ve ark. (2006)	Dentin	3 N	$E = 26.6 \text{ GPa}$ $H = 0.45 \text{ GPa}$
Wang ve ark. (2009)	Dentin	50 - 500 μN	$E = 25 \text{ GPa}$ $\rho_y = 0.4 \text{ GPa}$
Inoue ve Nishimura (2009)	Koroner Dentin Radiküler Dentin	500 mN	$E = 26.6 \pm 2.2 \text{ GPa}$ $H = 0.6 \pm 0.02 \text{ GPa}$ $E = 20.9 \pm 1.1 \text{ GPa}$ $H = 0.8 \pm 0.1 \text{ GPa}$
De Luis ve ark. (2010)	Dentin	1 - 500 mN	$E = 22 \text{ GPa}$ $H = 0.9 \text{ GPa}$
Zheng ve ark. (2011)	Dentin	10 mN	$E = 17.4 \pm 1.3 \text{ GPa}$ $H = 0.7 \pm 0.2 \text{ GPa}$

Tablo-1.5: Dentin Dokusu Üzerinde Yapılan Nanoindentasyon Çalışmaları

Araştırmacı	İncelenen Materyal	Uygulanan Kuvvet	Sonuçlar
<i>Drummond ve ark. (2005)</i>	Rezin Kompozit	1 mN	$H = 2.2 \text{ GPa}$
<i>Yakun ve ark. (2006)</i>	Rezin Kompozit	50 mN	$DHV = 115$ $\sigma = 0.09 - 0.1 \text{ GPa}$
<i>Mohamad ve ark. (2007)</i>	Rezin Kompozit	0.2 μN	$E = 19.6 - 22.1 \text{ GPa}$ $H = 1.1 - 1.7 \text{ GPa}$
<i>Shubhashini ve ark. (2008)</i>	Rezin Kompozit	100 - 250 mN	$E = 0.005 - 12 \text{ GPa}$ $H = 0.001 - 1 \text{ GPa}$ $\sigma = 36.8 - 75.7$
<i>Meng (2008)</i>	Rezin Kompozit	10 N	$E = 12.5 \pm 0.5 \text{ GPa}$
<i>Haik ve ark. (2009)</i>	Rezin Kompozit	5 - 10 mN	$E = 15.7 \pm 1.7 \text{ GPa}$ $H = 0.8 \pm 0.2 \text{ GPa}$
<i>Hamouda ve ark. (2012)</i>	Rezin Kompozit	100 grf	$K_c = 6.3 \pm 0.7 \text{ MPa/m}^{-1/2}$
<i>Salrno ve ark. (2012)</i>	Rezin Kompozit	700 - 900 nN	$E = 10.9 \pm 4.3 \text{ GPa}$ $H = 0.5 \pm 0.1 \text{ GPa}$

Tablo-1.6: Dental Rezin Kompozitler Üzerinde Yapılan Nanoindentasyon alışmaları

Araştırmacı	İncelenen Materyal	Uygulanan Kuvvet	Sonuçlar
<i>Towler ve ark. (2001)</i>	Cam İyonomer	1 mN	$E = 1.8 \pm 0.3 \text{ GPa}$ $H = 0.31 \text{ GPa}$
<i>Wang ve ark. (2006)</i>	Cam İyonomer	10 N	$E = 14.4 - 19.3 \text{ GPa}$
<i>Xie ve ark. (2008)</i>	Cam İyonomer	100 mN	$E = 5.40 \pm 0.28 \text{ GPa}$ $\mathcal{G}_y = 0.125 \text{ GPa}$
<i>Haik ve ark. (2009)</i>	Cam İyonomer	2 - 6 - 10 mN	$E = 37.3 \pm 4 \text{ GPa}$ $H = 1.9 \pm 0.2 \text{ GPa}$

Tablo-1.7: Cam İyonomer Siman Üzerinde Yapılan Nanoindentasyon alışmaları

Araştırmacı	İncelenen Materyal	Uygulanan Kuvvet	Sonuçlar
Marshall ve ark. (2001)	ürük Lezyonu	100 - 500 μ N	$E = 1.8 \pm 0.3$ GPa $H = 0.8 \pm 0.2$ GPa
Mahoney ve ark. (2002)	ürük Lezyonu	20 mN	$E=14.5 \pm 7.6$ GPa $H=0.5 \pm 0.3$ GPa
Angker ve ark. (2004)	ürük Lezyonu	10 mN	$E = 0.005 - 12$ GPa $H = 0.001 - 1$ GPa
Angker ve ark. (2005)	ürük Lezyonu	10 - 25 mN	$E = 0.02 - 14.6$ GPa $H = 0.001 - 0.5$ GPa
Sakoolnomarka ve ark. (2005)	ürük Lezyonu	50 mN	$E = 9.2$ GPa $H = 0.3$ GPa
Hosoya ve ark. (2006)	ürük Lezyonu	3 N	$E = 2.3$ GPa $H = 0.39$ GPa
Huang ve ark. (2010)	ürük Lezyonu	25 mN	$E = 1.3 \pm 0.2$ GPa $H = 0.3 \pm 0.1$ GPa

Tablo-1.8: Çürük Lezyonu Üzerinde Yapılan Nanoindentasyon alışmaları

Nanoindentasyon yöntemi kullanılarak, yüzey sertliği, dinamik sertlik ve elastisite modülü değerleri ölçülebilmektedir (115). Gerekli yazılım ve ilgili programlar ile, akma dayanımı, gerilme, gerinim, kırılma tokluğu gibi özellikler de hesaplanabilmektedir. Nanoindentasyonun geliştirilmesi ile özellikle sert diş dokuları; mine ve dentin ile, kompozit ve cam iyonomer materyalinin, sertlik, elastisite modülü, akma dayanımı, gerilme, gerinim ve kırılma tokluğu değerleri üzerinde yoğunlaşılmıştır (13,63,114130,132).

Yapılan çalışmalarda her araştırmacı, farklı bir cihazı, farklı doku ve materyallerde farklı kuvvetler uygulayarak kullanmıştır. Bu alışmalar birkaç özellik için gerçekleştirildiğinden, literatürde diş dokuları ve dental materyalleri bir arada karşılaştıran ve incelenen çalışma bulunmamaktadır. Bu nedenle, çalışmalar arasında bir standardizasyonun ve uyumun sağlanması oldukça güçtür.

1.3.1 Nanoindentasyon Testinde Kullanılan Çentikleyici Uçlar

Nano indentasyon cihazlarında dört farklı uç kullanılır. Bunlar; Berkovich, Küresel, Vickers ve Sferokonik çentikleyici uçlardır. Farklı malzemeler için uygun uç seçilmeli, kalibrasyon işlemi düzenli olarak yapılmalıdır (40). Metaller ve elmas gibi elastisite modülü ve sertliği yüksek malzemelerde Berkovich veya Vickers uçları, düşük malzemelerde de Sferokonik veya Konik uçlar tercih edilmektedir (40).

1.3.1.1. Berkovich Çentikleyici Ucu

Bu çentikleyici ucun tepe açısı $140,6^\circ$ olup, malzeme ile temas yüzeyi de $130,6^\circ$ lik bir açı oluşturur (Şekil-1.5). Ucun genişliği, 150 nm veya 250 nm boyutlarında, üç yüzlüdür. Kuvvet uygulandığında elde edilen izin yüzey ve köşeleri nettir (47,127). Sertlik (H), elastisite modülü (E), rijidite (S) ve poisson oranı (ν) aşağıdaki formüller kullanılarak hesaplanır (111):

$$E = \frac{\pi \cdot P_{max}}{2 \cdot h_c^2 \cdot \tan a} \quad S = \frac{a \cdot \sqrt{\pi}}{2 \cdot E_r}$$
$$H = \frac{P_{max}}{c_0 \cdot h_{max}^2 + c_1 \cdot h_{max}} \quad \nu = \sqrt{1 - [E \cdot (\frac{1}{E_r} - 0,001)]}$$

Bu denklemlerde (h_c) minimum batma derinliği, (a) çentikleyici ucun açısı ve (E_r) indirgenmiş elastisite değeridir. Bu değerler eşitlikteki yerlerine konarak elastisite modülü (E), rijidite (S) ve poisson oranı değerleri bulunur (23).

1.3.1.2 Vickers Çentikleyici Ucu

Elmaktan yapılmış uç dört yüzlü eşkenar dörtgen geometrili piramit şeklindedir (Şekil-1.5). Sertlik değeri (H) ve elastisite modülü (E) şu formüller kullanılarak hesaplanır:

$$P_{max} = c \cdot h_{max} + c \cdot h_{max}^2 \quad H = \frac{2 \cdot P_{max}}{a^2}$$

$$E = \frac{c \cdot 2 \cdot \pi^2 \cdot 2 (1 - \nu^2)}{8 \cdot \tan \Psi}$$

Bu denklemde uygulanan maksimum kuvvet (P_{max}), maksimum batma derinliği (h_{max}), denklemin sabiti (c), ucun köşegenleri arası açının yarısı ($a = 68^\circ$), ucun kenarları arasındaki açının yarısı ($\Psi = 74^\circ$) ve poisson oranı (ν)' dır (33,55).

1.3.1.3 Küresel Çentikleyici Uç

Bu ucun kullanıldığı nanoindentasyon işlemlerinde sertlik (H), elastisite modülü (E), rijidite (S) ve poisson oranı (ν) şu formüller kullanılarak hesaplanır:

$$H = \frac{P_{max}}{A} = \frac{4 \cdot P_{max}}{\pi \cdot a^2} \quad E = \frac{h_r \cdot 3 \cdot P_{max}}{4 \cdot a \cdot (h_{max} - h_c)}$$

Denklemdeki (A) deformasyon alanı, (a) deformasyon alanının çapı, (P_{max}) uygulanan kuvvet, (h_c) minimum batma derinliği ve (h_{max}) maksimum batma derinliğidir (Şekil-1.5)(99).

1.3.1.4 Sfero-Konik Çentikleyici Uç

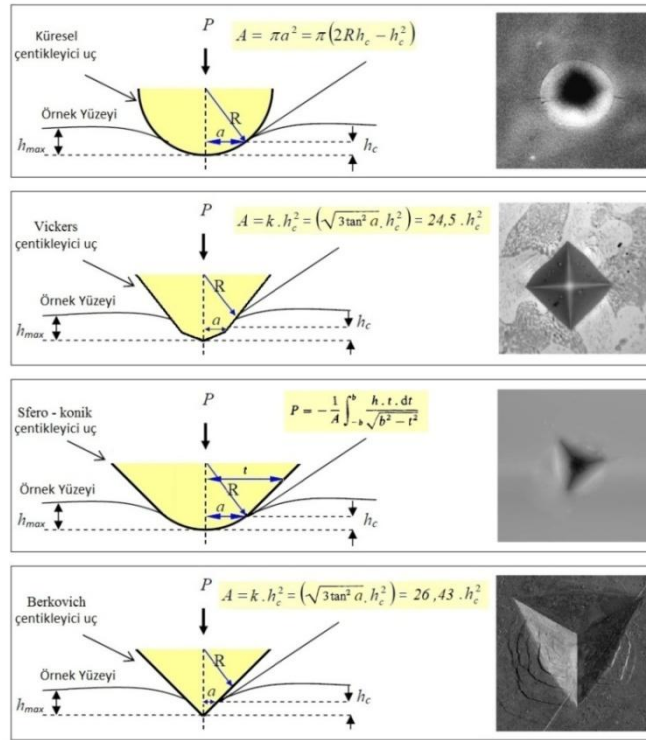
Yarıçapı 0 - 200 μ marasında olan elmas koni şeklindeki ucun koni açısı 60° olup malzemenin yüzeyi ile yaptığı açı da 120° dir. (Şekil-1.5). Sertlik (H), elastisite modülü (E) ve poisson oranı (ν) şu formüller kullanılarak hesaplanır ($A_c =$ gerçek alan, $A_i =$ ideal alan, $\beta = 1.167$) (25):

$$H = \frac{P_{max}}{A_c} = \frac{A_i}{A_c} \quad E = \nu \cdot \frac{\sqrt{\pi}}{2 \cdot \beta \cdot \sqrt{A_c}} \cdot \sqrt{H}$$

1.3.2 Çentikleyci Ucu Kalibrasyonu

Elastisite modülü ve poisson oranı bilinen bir kalibrasyon malzemesinde belirli penetrasyon derinliğine ulaşılması için kuvvet uygulanır. Bu amaçla düz bir yüzeye sahip silika materyali tercih edilir. Silikanın elastisite modülü ($E = 72.5$ GPa) ve poisson oranının ($\nu = 0.17$) olduğu kabul edilerek kalibrasyon ayarı yapılır (98,102). Silikada elde edilen penetrasyon alanı, ideal bir ucun oluşturduğu penetrasyon alanına (A_c / A_i) oranlanır. (A_c / A_i) oranının mümkün olduğunca 1'e yakın çıkması gereklidir. İdeal bir Berkovich ucu $A_i = 24.5 * h_c^2$ formülünden elde edilen değer kadar penetrasyon alanı oluşturur.

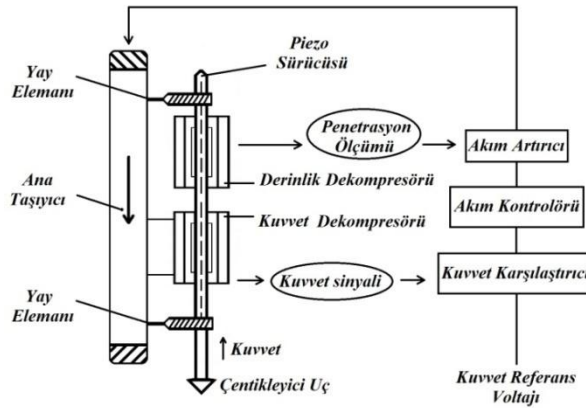
Bu formülde (h_c) minimum batma derinliği ve 24.5 Berkovich sabitidir. Kullanılan ucun oluşturduğu tahmini alan $A_c = \{(\Delta p / \Delta h) / (\beta * E)\}^2$ formülünden bulunur. Burada ($\Delta p / \Delta h$) poisson oranıdır (ν) ve $(P_{max} - P_c) / (h_{max} - h_c)$ değerlerinin yerine konmasıyla bulunur. β bir sabit olup değeri 1.167'dir (23,99,102).



Şekil 1.5: Vickers, Berkovich, Küresel ve Sferokonik Çentikleyci Uçlar (2)

1.3.3 Nanoindentasyon sistemin çalışma prensipleri

Cihazın çentikleme ucu yaylarla desteklenen ana taşıyıcı gövdeye bağlanmıştır (Şekil-1.6). Derinlik dekompresörü, ana taşıyıcının konumunu, güç dekompresörü de uygulanan kuvveti kaydeder. Çentikleyici uç örnek yüzeyine temas ettiğinde güç dekompresörü tarafından kaydedilir ve derinlik dekompresöründeki değer sıfırlanır (40,98). Çentikleyici uç, planlanan kuvvete ulaşıncaya kadar test malzemesinin yüzeyine batırılır. Kuvvetin uygulanma sırasındaki penetrasyon evresinden, kuvvetin geri alınmasındaki toparlanma evresinden elde edilen veriler kaydedilir. Cihazın çalışması bir bilgisayar yazılımı yardımıyla kontrol edilir. Sistemdeki olası hataları denetleyen, referans voltmetresi tarafından kontrol edilen bir geri besleme döngüsü de vardır (40,98).



Şekil 1.6: Nanoindentasyon test cihazının şematik görünümü (98).

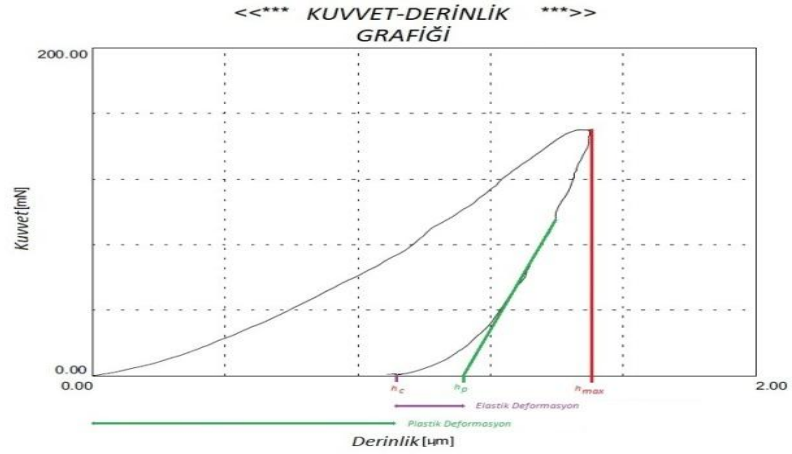
Güç oluşumu ve ölçüm sistemi kalibre edilirken, cihazın kendi kontrol sistemi kullanılır. Çalışma ısı farklılığı veya mekanik düzensizlik sebebiyle oluşabilecek hatalara karşı, anti vibrasyon yastığının kullanılması ve makinenin çevresel ısı değişikliklerinden yalıtılmasına dikkat edilerek yürütülür (40,98). Nanoindentasyon ölçüm değerinin hesaplanmasında, penetrasyon derinliğinin, kuvvetin, çentikleyici ucun oluşturduğu geometrik şeklin ve seçilen prosedür türünün etkisi vardır.

1.3.4 Nanoindentasyon Prosedürünün Türleri

Nanoindentasyon ölçüm cihazı ile sürekli yükleme/boşalma ve çoklu yükleme/boşalma döngüsü olarak iki standart penetrasyon döngüsü elde edilebilir.

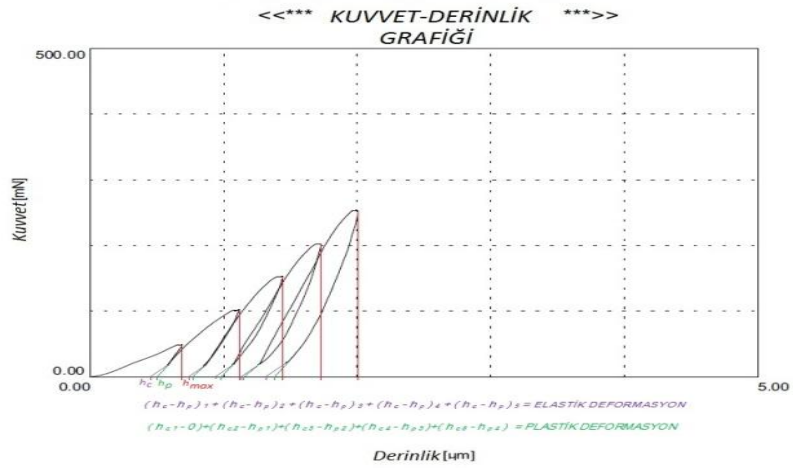
Sürekli Yükleme/Boşalma yönteminde çentikleme kuvveti, önceden belirlenen noktaya kadar uygulanır, daha sonra sabit temas değerine düşürülür ve derinlik ölçüm değeri grafik üzerine aktarılır (Şekil-1.7). Uygulanan kuvvetin değerini ve bekleme süresini uygulayıcı belirler (40,98). Elastisite modülü kuvvet penetrasyon grafiğindeki geri çekilen kuvvetin oluşturduğu eğrinin eğiminden hesaplanır. Plastik deformasyon, çentikleme ucun yer değiştirme miktarı ile hesaplanır. Penetrasyonun derinliği ve yük arasındaki ilişki ile, cismin elastik ve plastik deformasyon miktarı belirlenir. Maksimum batma derinliği ile minimum batma derinliği arasındaki farkın yüzdesi alınarak da elastik deformasyon yüzdesi hesaplanır (40,98). Eğrinin biterek yatay eksenini kestiği noktadan (h_p), başlangıç noktasına olan fark alınarak plastik deformasyon değeri bulunur (40,98).

Çoklu Yükleme/Boşalma Yönteminde kuvvet kademeli olarak artırılarak önceden belirlenen maksimum düzeye çıkarılır ve kuvvetin sabit temas değerine geri çekilerek uygulanır (Şekil-1.8). Her kuvvet kademesindeki derinlik değeri, kısa bir durma süresinden sonra ölçülür. Bu kademelerde, her aşamaya ait sertlik değerleri (H), elastisite modülü (E), akma dayanımı (\mathcal{G}), gerilme (σ) ve gerinim (ε) değerleri elde edilebilir (40,98).



Şekil 1.7: Sürekli yükleme/boşalma yönteminde kuvvet penetrasyon eğrisi.

Seçilen kuvvet değerleri ve duraklama süreleri uygulayıcı tarafından istenilen düzeylerde belirlenebilir (40,98). İstenilen kuvvete ulaşıldığında cihazın penetrasyona devam ettiği akma değerleri kaydedilir. Uygulanan kuvvet sonucu oluşan maksimum penetrasyon derinliği, plastik ve elastik deformasyonların toplamından oluşur (40,98).



Şekil 1.8: Çoklu yükleme/boşalma yönteminde kuvvet penetrasyon eğrisi.

BÖLÜM - II

GEREÇ ve YÖNTEM

Sert diş dokuları, çürük lezyonu ve dental materyallerin mekanik özelliklerinin nanoindentasyon yöntemi ile incelendiği çalışmalarda, tek bir doku veya materyalin birkaç özelliği araştırılmıştır. Uygulanan kuvvetin ve örnek sayısının standart olmaması, çalışmalar arasında uyum ve tutarlılığı olumsuz etkilemektedir (97). Diş dokuları ve dental materyallerin bir arada incelendiği çalışmanın yok denecek kadar az olması da, örnekler arasında karşılaştırmalı bir değerlendirme yapmayı zorlaştırmaktadır.

Nanoindentasyon yönteminde küçük boyutta örneklerle, mikro düzeyde kuvvet uygulanarak mekanik özelliklerin daha az girişimsel olarak ölçülmesi sağlanabilmektedir (35,48,54). Sertlik, elastisite modülü, kırılma tokluğu, akma dayanımı gibi birkaç özelliğin tek bir ölçümle hesaplanmasına olanak sağlamasının yanı sıra, tekrarlanabilir ölçümler yapılabilmektedir (41,42,92). Akma dayanımı ve kırılma tokluğu değerleri, test edilen materyal mutlak deformasyona uğramadan hesaplanabilir (20,92). Çürük dokusu gibi amorf ve dayanıksız bölgelerin, mine dokusunda yeni başlamış olan demineralizasyon alanlarının ve çürük lezyonundan kısmen etkilenmiş dentin bölgelerinin mekanik özelliklerinin daha net olarak belirlenmesinde kullanılabilir (4,11,57,71,77,79,106).

Nanoindentasyon çalışmalarında, genellikle üçüncü molar dişler kullanılmaktadır (2,10,44,51,77,79). Bu dişlerin elde edilmesinin ve standart örneklerin hazırlanmasının kolay olması, diş üzerinde sağlıklı ve çürük dokuların karşılaştırmalı olarak incelenmesinin mümkün olması tercih edilmelerinin başlıca sebepleridir. Bu nedenlerden dolayı biz de çalışmamızda üçüncü molar dişleri kullandık. Bu çalışmanın amacı, diş dokularının ve dental materyallerin mekanik

özelliklerini deneysel bir çalışma yaparak ve literatürde yer alan bilgileri derleyerek sunmaktır. Hipotezimiz çalışmamız için seçtiğimiz estetik restoratif materyallerin diş dokuları ile uyumlu mekanik özelliklere sahip olduğu yönündedir.

2.1 Mine, Dentin ve Çürük Lezyonlu Diş Örneklerinin Hazırlanması

Ege Üniversitesi Dişhekimliği, Ağız, Diş ve Çene Cerrahisi anabilim dalına başvuran 18-25 yaş arası hastaların, yarı retansiyonlu ve sürme güçlüğüne bağlı çekim işlemi gerçekleştirilmiş üçüncü alt molar dişleri kullanıldı. Dişlerin kök gelişimi, konumu ve fissürlerinde dentin dokusuna kadar ulaşan çürüğün varlığı radyolojik olarak tespit edildi. Diş çekiminin diş sert dokularını zedelemeyen gerçekleştirilmesine özen gösterildi (Resim-2.1). Çekilen dişler ışık altında göz ile ve ışık mikroskopunda muayene edildi. Çekim esnasında zedelenen dişler çalışma dışı bırakıldı. Dişlerin üzerindeki tüm eklentiler el aletleriyle mekanik olarak uzaklaştırıldı. Çekilen dişler yüzey ve fiziksel özelliklerinin bozulmaması için inceleme aşamalarına kadar % 0.1' lik timol solüsyonunda saklandı (2,4,5). Sağlıklı diş sert dokuları ve çürük lezyonu örneklerinin mekanik özelliklerinin belirlenmesi, aynı diş üzerinde nanoindentasyon yöntemi kullanılarak gerçekleştirildi. Örnek büyüklüğümüz bu üç grup için on adet olarak seçildi (n=10).



Resim-2.1: Çalışmamızda kullanılmak üzere seçilen alt 3. molar diş

Her dişin kuron kısmı, mine-sement birleşim yerinden horizontal yönde aeratre takılan yeşil kuşak elmas frezler yardımı ile su soğutması altında kesildi (6,18,50,76). Dişler koronal kısımların servikali bir tarafta çiğneme yüzeyi diğer tarafta olacak şekilde polyester (Polikor, Polikor Ltd, Türkiye) kalıba alındı. Polyester kalıba alınan örnekler, koronal yarısından horizontal şekilde ve su soğutması altında İsofet testeresi ile (Isomet 1000, Buehler Ltd, Springfield VA, USA) kesildi (Resim-2.2,2.3) (6,18,50,76).

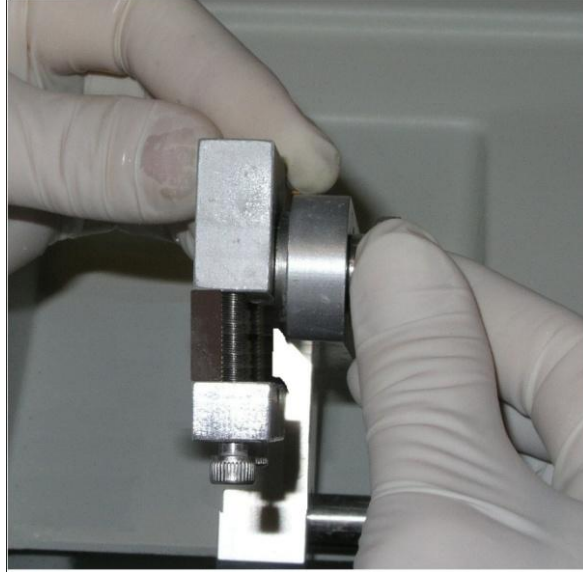
Kesilen parçalardan, servikale ve çiğneme yüzüne yakın olmak üzere iki grup oluşturuldu (Resim-2.4). Servikal tarafta olan bölge sağlıklı mine ve dentin grupları (Grup 1 ve Grup 2) olarak ayrıldı ve ölçümleri bu bölgelerden yapıldı (Resim-2.6) (6,18,50,76). Çiğneme yüzüne yakın bölge çürük lezyonu grubu (Grup 3) olarak ayrıldı ve ölçüm bu bölgeden yapıldı. Her gruptan on örnek elde edilmiş oldu (6,76)(Resim-2.6).



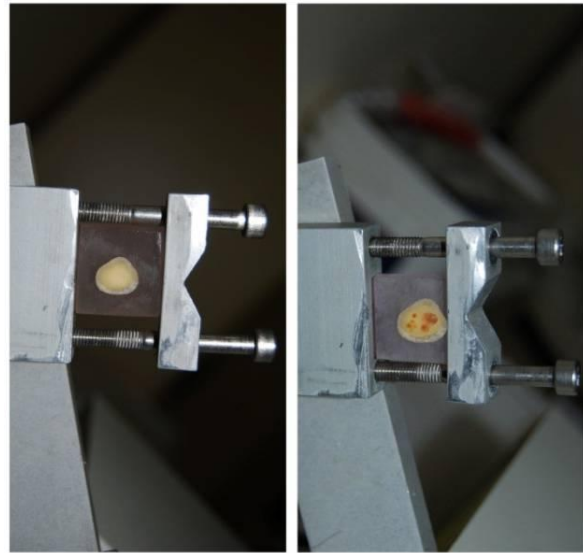
Resim-2.2: Isomet 1000 (Buehler Ltd, USA) cihazının görünümü.

Örneklerin kesilen kısımlarının yüzeyleri, kalından inceye doğru 200 - 2000 grenli su zımparası ile przszleştirildi ve ince grenli elmas parlatma pastaları ile

(Streuers, Copenhagen, Denmark) kendilerine ait cila keçeleri üzerinde cilalandı (6,76). Örnekler cilalama işlemi aralarında 10 dk süre ile ultrasonik temizleyicide (Zzlinker Dental Ultrasonic Cleaner, Zhengzhou Linker Trading Co. Ltd, Henan, China) bırakıldı (Resim-2.7).



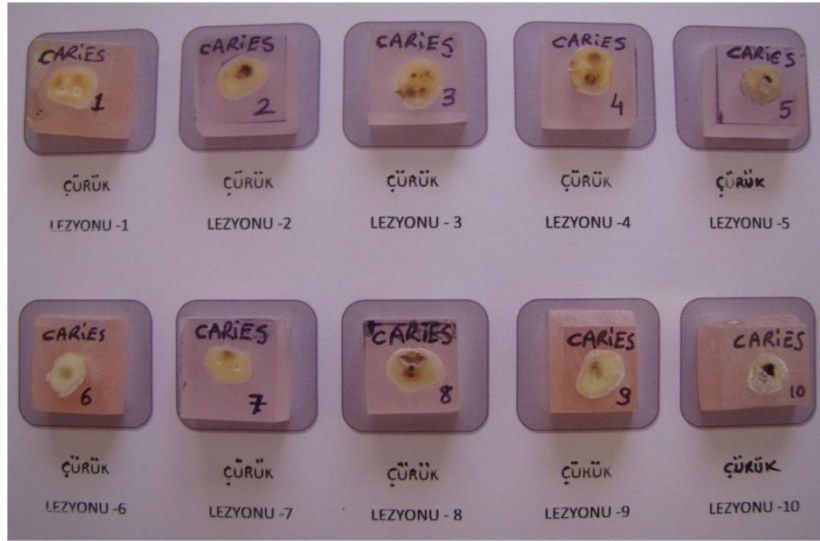
Resim-2.3: Örneklerin İsoyet cihazına yerleştirilmesi.



Resim-2.4: Örneklerin isomet testeresi ile kesilmesi.



Resim-2.5: Sağlıklı mine dokusu (Grup-1) ve sağlıklı dentin dokusu (Grup-2) örneklerinin görünümü.



Resim-2.6: Çürük lezyonlu diş dokusu (Grup - 3) örneklerinin görünümü



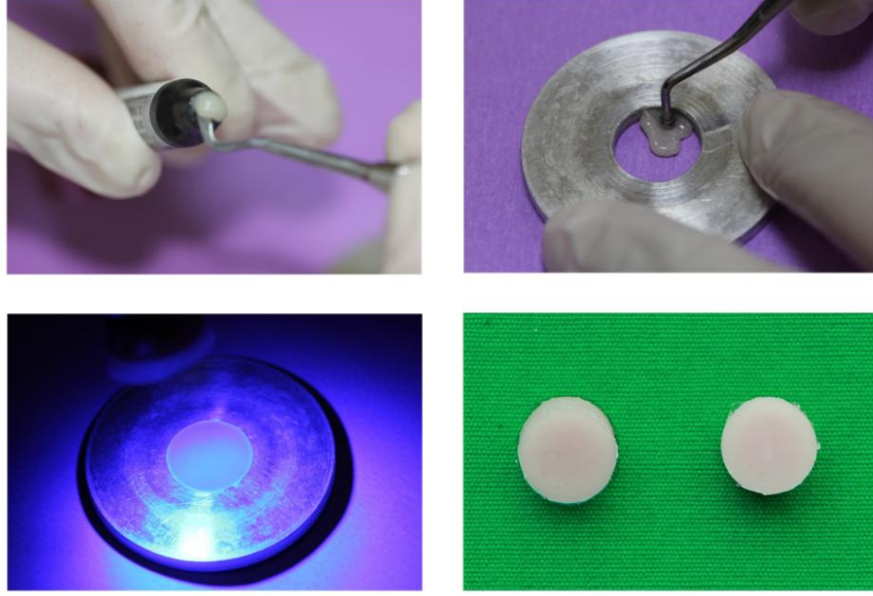
Resim-2.7: Dental ultrasonik temizleyicinin görünümü.

2.2 Rezin Kompozit ve Cam İyonomer Siman Örneklerinin Hazırlanması

Rezin kompozit materyali olarak, mikrohibrit dolduruculu universal bir kompozit (Filtek Z250, 3M ESPE, St Paul, USA) kullanıldı (Resim-2.8). Örnekler, disk şeklindeki (10 mm. çap ve 2 mm. derinlik) paslanmaz çelik kalıplar kullanılarak hazırlandı (Resim-2.9). Kompozit, kalıp içersine plastik el aletleri ile inkremental olarak yerleştirildi. 2 mm. kalınlığındaki düz cam plakalar arasında el basıncıyla sıkılarak fazla kompozitin uzaklaşması sağlandı. Örnekler, polimerizasyon için her iki yüzeyden 40 sn. 1000 mW / sn gücünde LED ışık cihazıyla (Bluephase, Ivoclar Vivadent, Liechtenstein) ışık uygulandı (17,34,52,124).



Resim-2.8: Çalışmamızda kullanılan 3M ESPE Z250 Kompozit Rezin materyalinin görünümü

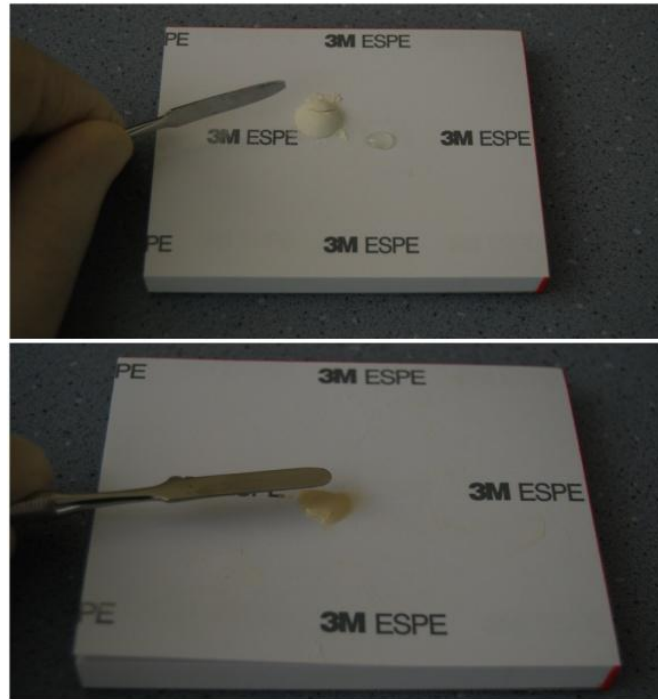


Resim-2.9: Kompozit Resin bloklarının hazırlanışı.

Cam iyonomer siman materyali olarak, geleneksel cam iyonomer siman (Ketac Molar 3M ESPE, St Paul, MN, USA) kullanıldı (Resim-2.10). Örnekler, disk şeklindeki (10 mm. çap ve 2 mm. derinlik) paslanmaz çelik kalıplar kullanılarak hazırlandı (Resim-2.11). Siman üreticinin talimatları doğrultusunda bir kaşık toz ve bir damla likit kendi spatülü ile 30 saniye süresiyle karıştırma kağıdı üzerinde hazırlandı. Çelik kalıp içersine yerleştirilip alt ve üst yüzeyinden siman camları ile 180 sn. süre ile sertleşmesi tamamlanincaya kadar bastırıldı (98,112,118). Kompozit ve Cam iyonomer örneklerin polimerizasyonun tamamlanmasını takiben, 24 saat sonra paslanmaz çelik disklerden çıkarıldı ve bir yüzü açıkta bırakılarak polyester (Polikor, Türkiye) içersine gömüldü (Resim-2.12,2.13).



Resim-2.10: Çalışmamızda kullanılan 3M ESPE Ketac Molar cam iyonomer simanın görünümü



Resim-2.11: Cam iyonomer simanın hazırlanışı ve disklerin oluşturulması.



Resim-2.12: Resin kompozit grubu (Grup 4) örneklerinin görünümü



Resim-2.13: Cam iyonomer siman grubu (Grup 5) örneklerinin görünümü

Örnek yüzeylerinin düzgünlüğünü sağlamak için, kalından inceye doğru 200 - 2000 grenli su zımparaları kullanıldı, ince grenli elmas parlatma pastaları (Streuers, Cophenagen, Denmark) ve keçeleri ile parlatıldı. Her bir zımparalama ve cilalama işlemi aralarında örnekler, 10 dk süre ile ultrasonik temizleyicide (Zzlinker Dental

Ultrasonic Cleaner, Zhengzhou Linker Trading Co. Ltd, Henan, China) bırakıldı. Tüm kompozit rezin ve cam iyonomer örnekleri aynı gün içerisinde aynı tüp ve set kullanılarak oluşturuldu. Örnekler hazırlandıktan sonra 24 süre ile % 0.1'lik timol solüsyonunda bekletildi ve nanoindentasyon işlemlerine geçildi (52,77). Toplamda beş grup için onar adet örnek hazırlanmış oldu (Resim-2.14).



Resim-2.14: Tüm örneklerin (5 grup) görünümü.

2.3 Nano-indentasyon test işleminin uygulanması;

Nanoindentasyon testleri Dokuz Eylül Üniversitesi Metalurji ve Malzeme Mühendisliği bünyesinde bulunan mekanik laboratuvarında yer alan DUH-W201S (Schimadzu, Kyoto, Japan) indentasyon cihazı kullanılarak gerçekleştirildi. (Resim-2.15). Çentikleyici uç olarak üçgen piramit şeklindeki Berkovich ucu kullanıldı (117).

Çalışmamızda, sağlıklı diş örneklerinde, mine dış sınırı ile mine-dentin sınırı arasında kalan mine dokusunun ve mine-dentin sınırı ile pulpa odası arasında kalan dentin kalınlığı ışık mikroskopu yardımıyla ölçüldü (117,119). Mine-dentin

sınırındaki daha az mineralize olan bölgeden hatalı olarak yapılabilecek ölçümlerin yapılmaması için testin uygulanacağı noktalar olarak mine ve dentin kalınlıklarının yarısına ve tüberkül tepelerine tekabül eden noktaların konumları belirlendi.

Çürük lezyonu örneklerindeki ölçüm noktaları için lezyon gövdesinin merkezi, kompozit ve cam iyonmer örneklerinde de kenarlardan eşit uzaklıkta noktalar belirlendi (57). Ölçümler, her bir örneğin üç farklı noktasından yapıldı. Nanoindentasyon test işlemi mine, dentin ve çürük lezyonu örnekleri için sırasıyla ve aynı gün içerisinde tamamlandı. Kompozit ve cam iyonmer örnekleri için test işlemleri de aynı gün bitirildi. Örneklerin kuruluk ve bekleme süreleri ile sonuçların etkilenmesi engellenerek standardizasyon sağlandı (6).

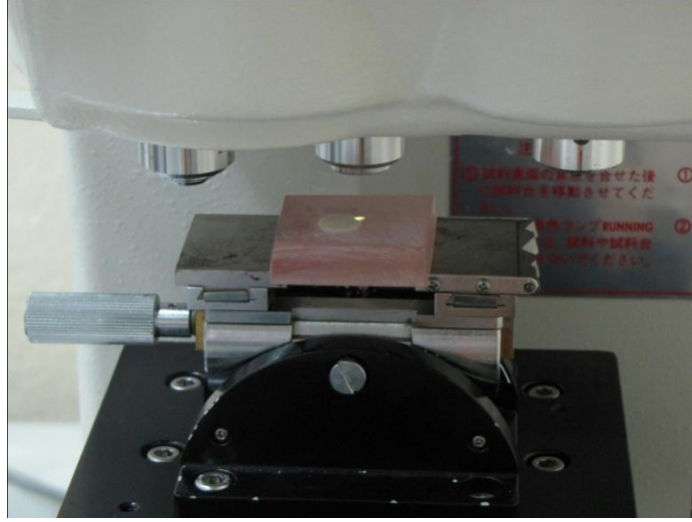
Örnekler, nanoindentasyon cihazının tutucu aparatlarına yerleştirildi. Testin uygulanacağı bu noktalar 10X ve 50X büyütmedeki mikroskopik merceklere bakılarak doğrulandı (Resim-2.16)(30). Tüm örnekler, dişlerin uzun aksına dik olacak şekilde kesitlere ayrıldığından, tüm ölçümler dişin uzun aksına paralel olacak şekilde yapıldı. Test cihazındaki uygulama prosedürlerinden sürekli yükleme hızı, 0.6149 mN/sn olacak şekilde ayarlandı. Örnekler 1 mN'dan başlayarak 50 mN, 100 mN, 150 mN ve 200 mN'lık kuvvetler 10 saniye süreyle sabit tutularak uygulandı (Resim-2.17)(30,77). Her bir kuvvet basamağında Nanoindentasyon algoritmalarıyla C++ programıyla hazırlanan ilgili yazılım yardımı ile her bir ölçüm aşamasına ait, gerilme, gerinim, sertlik, elastisite modülü, akma dayanımı, kırılma tokluğu, elastik ve plastik deformasyon değerleri hesaplandı. Değerler sayısal ve grafiksel olarak kaydedildi.

2.4 İstatistiksel Değerlendirme

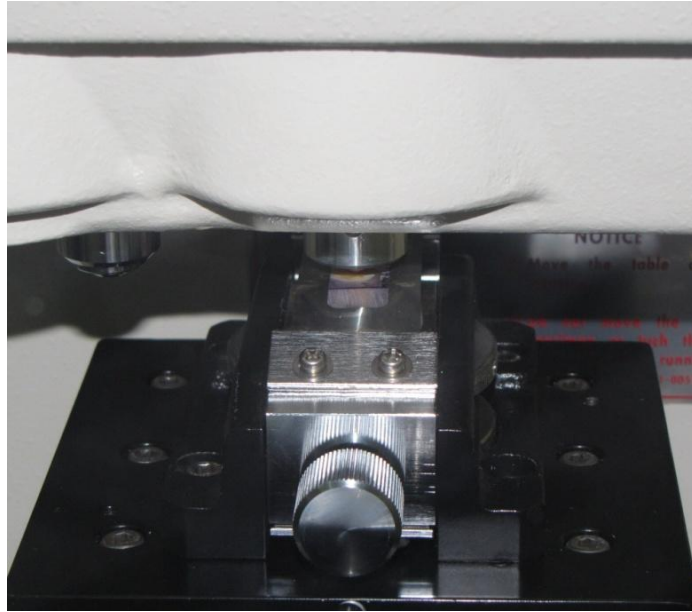
Çalışmamızda elde ettiğimiz veriler beş gruba ayrılarak sınıflandırıldı. Yapılan sınıflama sonrası istatistiksel analizler ve değerlendirmeler için SPSS 17.0 programına (IBM, Armonk, New York, USA) aktarıldı. Her bir örnek grubu için, minimum, maksimum, ortalama ve standart sapmaları bulundu. Grupların normal dağılıp dağılmadığı, Kolmogorov-Smirnov testi ile tespit edildi. Gruplar arasında, gerilme, gerinim, sertlik, elastisite modülü, akma dayanımı, kırılma dayanımı ve elastik toparlanma yüzdeleri açısından fark olup olmadığının tespiti için, $\alpha = 0.01$ önem düzeyinde (Monte Carlo % 99 güven aralığında) Kruskal Wallis ve Mann Whitney U testleri ile gerçekleştirildi.



Resim-2.15: Nanoindentasyon test cihazı DUH-W201S (Schimadzu, Kyoto, Japan) görünümü



Resim-2.16: Örneklerin kuvvet uygulanacak alanlarının tespiti.



Resim-2.17: Nanoindentasyon testinin uygulanışı.

BÖLÜM - III

BULGULAR

Çalışmamızda nanoindentasyon yöntemi ve ilgili yazılım kullanılarak mine (Grup 1), dentin (Grup 2), çürük lezyonu (Grup 3), kompozit rezin (Grup 4) ve cam iyonomer siman (Grup 5) gruplarına ait örneklerin mekanik özelliklerinden gerilme, gerinim, elastisite modülü, dinamik sertlik, indentasyon sertliği, akma dayanımı, kırılma tokluğu ve elastik toparlanma nitelikleri incelenmiştir.

3.1 Gerilme (Stres) ve Gerinim (Strain) Değerleri

Bulgularımıza göre çalışmada kullanılan dental dokular ve restoratif materyallerin tümü uygulanan kuvvetin altında belirli oranda gerilme ve gerinim sergilemiştir.

Minenin ortalama gerilme değeri 0.435 ± 0.044 GPa, gerinim değerinin ortalaması ise $\% 0.53 \pm 0.004$ ' tür. Dentinin gerilme değeri ortalama 0.139 ± 0.021 GPa, gerinim değeri ise ortalama $\% 0.71 \pm 0.005$ olarak tespit edilmiştir. Çürük lezyonlu diş örnekleri ise ortalama 0.029 ± 0.004 GPa gerilme değeri ve yine ortalama $\% 1.92 \pm 0.003$ gerinim değeri sergilemiştir. Kompozitin gerilme değeri ortalama 0.156 ± 0.014 GPa, gerinim değeri ise ortalama $\% 0.69 \pm 0.002$ ' dir. Cam iyonomer siman için gerilme değeri ortalama 0.108 ± 0.007 GPa, gerinim değeri ise ortalama $\% 0.82 \pm 0.002$ olarak bulunmuştur (Tablo-3.1).

GERİLME ve GERİNİM DEĞERLERİ				
GERİLME DEĞERLERİ (GPa)	GRUPLAR	Minimum Değer (GPa)	Maksimum Değer (GPa)	Ortalama Değer (GPa) ± Std. Sapma
	Mine Dokusu (Grup-1)	0.37	0.52	0.44 ± 0.04
	Dentin Dokusu (Grup-2)	0.11	0.17	0.14 ± 0.02 ^{a c}
	Çürük Lezyonu (Grup-3)	0.02	0.03	0.03 ± 0.004
	Rezin Kompozit (Grup-4)	0.13	0.18	0.16 ± 0.01 ^a
	Cam İyonomer (Grup-5)	0.09	0.12	0.11 ± 0.007 ^c
GERİNİM DEĞERLERİ (%)	GRUPLAR	Minimum Değer (GPa)	Maksimum Değer (GPa)	Ortalama Değer (GPa) ± Std. Sapma
	Mine Dokusu (Grup-1)	0.46%	0.59%	% 0.53 ± 0.004
	Dentin Dokusu (Grup-2)	0.63%	0.78%	%0.71 ± 0.005 ^{b d}
	Çürük Lezyonu (Grup-3)	1.88%	1.96%	% 1.92 ± 0.003
	Rezin Kompozit (Grup-4)	0.66%	0.72%	%0.69 ± 0.002 ^{b e}
	Cam İyonomer (Grup-5)	0.79%	0.84%	%0.82 ± 0.002 ^{d e}

Tablo-3.1: Çalışmadaki grupların gerilme ve gerinim değerleri

* Aynı harfli üst simgeler istatistiksel olarak anlamlı olmayan farklara işaret etmektedir.

Bu bulgular değerlendirildiğinde ve Grup 1 diğer gruplar ile karşılaştırıldığında en fazla gerilme ve en düşük gerinim değeri gösterirken, Grup 3 en düşük gerilme ve en fazla gerinim değeri göstermiştir (Tablo-3.1). Her grup kendi içinde gerilme ve gerinim değerleri açısından karşılaştırıldığında, tüm gruplarda örnekler arasında

istatistiksel olarak anlamlı fark saptanmadı ($p>0.01$). Grup 1 ve Grup 3 için gerilme ve gerinim değerlerinin, birbirlerinden ve diğer tüm gruplarından anlamlı düzeyde farklı olduğu tespit edildi ($p<0.01$). Grup 2'nin gerilme ve gerinim değeri, Grup 4 ve 5'inkinden farklı değildi ($p>0.01$). Bunun yanı sıra Grup 4 ve 5'in gerinim değerleri arasındaki farkın da istatistiksel düzeyde anlamlı olmadığı tespit edildi ($p>0.01$) (Tablo 3-5). Gerilme ve gerinim değerleri için gruplar arası diğer tüm farklılıkların istatistiksel olarak anlamlı olduğu tespit edilmiştir ($p<0.01$).

Bu bulgular ışığında, gerilme ve gerinim değerleri açısından kompozit materyalinin mine dokusundan çok dentin dokusuna benzediği ve cam iyonomer siman materyali ile arasında da benzerlik olduğu saptanmıştır.

3.2 Dinamik Sertlik ve İndentasyon Sertlik Değerleri

Çalışmamızda kullandığımız tüm diş dokularının ve dental materyallerinin, uygulanan kuvvete bağlı olarak belirlenen dinamik sertlik değerleri ve kuvvetten bağımsız olarak ölçülen indentasyon sertlik değerleri tespit edilmiştir. Mine dokusunun dinamik sertliği ortalama 181.48 ± 12.06 DHV, indentasyon sertliği ortalama 3.24 ± 0.40 GPa' dır. Dentinin ortalama 70.25 ± 4.38 DHV dinamik sertlik, ve yine ortalama 1.27 ± 0.20 GPa indentasyon sertlik değerine sahip olduğu tespit edilmiştir. Çürük lezyonlu diş örneklerinin dinamik sertliği de ortalama 1.20 ± 0.06 DHV, indentasyon sertliği ortalama 0.022 ± 0.011 GPa'dır. (Tablo-3.2). Rezin kompozit ortalama 95.18 ± 3.20 DHV dinamik sertlik ve ortalama 1.74 ± 0.16 GPa indentasyon sertlik değeri sergilemiştir. Cam iyonomer simanın dinamik sertliği ortalama 47.34 ± 4.00 DHV, indentasyon sertliği de ortalama 0.87 ± 0.1 GPa olarak bulunmuştur (Tablo-3.2).

Dinamik sertlik değerleri karşılaştırıldığında, minenin dentinden % 260 daha sert olduğu, çürük lezyonunun; minenin %1.19' u, dentinin yaklaşık % 2.24' ü olduğu belirlenmiştir. Cam iyonomer simanın, kompozite kıyasla % 49.92 oranında düşük sertliğe sahip olduğu tespit edilmiştir. İndentasyon sertlik değerleri karşılaştırıldığında; dentinin, minenin yaklaşık olarak % 36.9'u kadar yumuşak olduğu, çürük lezyonunun minenin %1.64'ü, dentinin yaklaşık % 2.59'u olduğu gözlenmiştir. Cam iyonomer simanın indentasyon sertliği, kompozite kıyasla % 47.28 oranında düşük olduğu bulunmuştur.

Bulgularımıza göre, Grup 1 diğer gruplar ile karşılaştırıldığında en fazla dinamik sertlik ve indentasyon sertlik değerleri gösterirken, onu sırasıyla Grup 4, Grup 2, Grup 5 ve Grup 3 izlemektedir (Tablo-3.2). Her grup kendi içinde dinamik ve indentasyon sertlik değerleri açısından incelendiğinde, tüm gruplarda örnekler arasında istatistiksel olarak anlamlı fark saptanamamıştır ($p>0.01$).

Dinamik sertlik değerleri incelendiğinde tüm gruplar arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur ($p<0.01$).

İndentasyon sertlik değerleri incelendiğinde Grup 2 ile 4 ve Grup 2 ile 5 arasındaki fark az olmakla birlikte, tüm gruplar arasında gerilmenin istatistiksel olarak anlamlı derecede farklı olduğu gözlenmiştir ($p<0.01$) (Tablo-3.6). Bu bulgulara göre; dental dokular ve çürük lezyonunun sertlik değerlerinin birbirinden farklı olması, sağlıklı halden çürük hale geçişte mekanik özelliklerin oldukça azaldığını göstermektedir. Kompozit rezin ve cam iyonomer materyalinin farklı sertlik değerine sahip olması da bu iki materyal için ayırıcı özelliklerden birisidir.

<i>DİNAMİK ve İNDENTASYON SERTLİK DEĞERLERİ</i>				
<i>DİNAMİK SERTLİK DEĞERLERİ (DHV)</i>	GRUPLAR	Minimum Değer (GPa)	Maksimum Değer (GPa)	Ortalama Değer (GPa) ± Std Sapma
	Mine Dokusu (Grup-1)	163.18	198.47	181.48 ± 12.06
	Dentin Dokusu (Grup-2)	63.06	79.65	70.25 ± 4.38
	Çürük Lezyonu (Grup-3)	1.15	1.19	1.20 ± 0.06
	Rezin Kompozit (Grup-4)	90.52	99.60	95.18 ± 3.20
	Cam İyonomer (Grup-5)	41.82	52.90	47.34 ± 4.00
<i>İNDENTASYON SERTLİK DEĞERLERİ (GPa)</i>	GRUPLAR	Minimum Değer (GPa)	Maksimum Değer (GPa)	Ortalama Değer (GPa) ± Std Sapma
	Mine Dokusu (Grup-1)	2.41	3.67	3.24 ± 0.40
	Dentin Dokusu (Grup-2)	1.14	1.68	1.27 ± 0.20
	Çürük Lezyonu (Grup-3)	0.0021	0.0024	0.002 ± 0.0001
	Rezin Kompozit (Grup-4)	0.87	2.30	1.74 ± 0.16
	Cam İyonomer (Grup-5)	0.74	1.00	0.87 ± 0.1

Tablo-3.2: Çalışmadaki grupların dinamik ve indentasyon sertlik değerleri

* Tüm çalışma gruplarının dinamik ve indentasyon sertlik değerlerinin birbirlerinden farkı istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur (p<0.01).

3.3 Elastisite Modülü Değerleri ve Elastik Toparlanma Yüzdeleri

Çalışmamızda minenin elastisite modülü ortalama 82.57 ± 2.42 GPa, dentinin elastisite modülü ortalama 19.62 ± 1.56 GPa, çürük lezyonlu diş örneklerinin elastisite modülü ortalama 1.49 GPa ± 0.20 olarak bulunmuştur (Tablo-3.3). Kompozitin elastisite modülü ortalama 22.65 GPa ± 1.47 ve cam iyonomer simanın elastisite modülü ise ortalama 13.31 GPa ± 1.08 olarak tespit edilmiştir (Tablo-3.3). Elastisite modülü değerlerinin karşılaştırıldığında; çürük lezyonunun, minenin yaklaşık % 1.8'i, dentinin % 7.6'sı olduğu, minenin dentinden yaklaşık % 420 daha yüksek olduğu tespit edilmiştir. Cam iyonomer siman, kompozite göre % 58.78 daha düşük elastisite modülüne sahiptir.

Bulgularımıza göre, Grup 1 diğer gruplar ile karşılaştırıldığında en fazla elastisite modülü değerine sahip çıkarken, onu sırasıyla Grup 4, Grup 2, Grup 5 ve Grup 3 izlemektedir (Tablo-3.3). Her grup kendi içinde elastisite modülü değerleri açısından incelendiğinde, tüm gruplarda örnekler arasında istatistiksel olarak anlamlı fark saptanmadı ($p > 0.01$). Tüm gruplar birbiriyle karşılaştırmalı olarak incelendiğinde Grup 2 ile 4 arasındaki farkın istatistiksel olarak anlamsız ($p > 0.01$), diğer gruplar arasındaki farkların ise istatistiksel olarak anlamlı olduğu gözlemlendi ($p < 0.01$). Bu bulgular; kompozit materyalinin elastisite özelliğinin mine dokusundan daha çok dentin dokusuna yakın olduğunu ve cam iyonomer materyali ile rezin kompozitin oldukça farklı elastisite özelliğine sahip olduklarını göstermektedir.

ELASTİSİTE MODÜLÜ ve ELASTİK TOPARLANMA DEĞERLERİ				
ELASTİSİTE MODÜLÜ DEĞERLERİ (GPa)	GRUPLAR	Minimum Değer (GPa)	Maksimum Değer (GPa)	Ortalama Değer (GPa) ± Std Sapma
	Mine Dokusu (Grup-1)	80.2	88.22	82.57 ± 2.42
	Dentin Dokusu (Grup-2)	17.61	22.14	19.62 ± 1.56 ^a
	Çürük Lezyonu (Grup-3)	1.27	1.86	1.49 ± 0.20
	Rezin Kompozit (Grup-4)	20.91	25.06	22.65 ± 1.47 ^a
	Cam İyonomer (Grup-5)	7.88	21.03	13.31 ± 1.08
ELASTİK TOPARLANMA YÜZDELERİ (%)	GRUPLAR	Minimum Değer (GPa)	Maksimum Değer (GPa)	Ortalama Değer ± Std. Sapma
	Mine Dokusu (Grup-1)	% 13.95	% 17.49	% 16.00 ± 1.27
	Dentin Dokusu (Grup-2)	% 32.16	% 46.32	% 39.8 ± 4.8 ^{b,c}
	Çürük Lezyonu (Grup-3)	% 53.08	% 82.67	% 69.16 ± 10.1
	Rezin Kompozit (Grup-4)	% 38.34	% 46.92	% 41.7 ± 2.9 ^{c,d}
	Cam İyonomer (Grup-5)	% 45.11	% 52.72	% 48.5 ± 2.9 ^{b,d}

Tablo-3.3: Çalışmadaki grupların elastisite ve elastik toparlanma değerleri

* Aynı harfli üst simgeler istatistiksel olarak anlamlı olmayan farkları göstermektedir.

Çalışmada minenin ortalama % 16.00 ± 1.27, dentinin ortalama % 39.77 ± 4.76 ve çürük lezyonlu diş örneklerinin ortalama % 69.16 ± 10.06 elastik toparlanma gösterdiği tespit edilmiştir (Tablo-3.3). Kompozit örneklerinin ortalama % 41.69 ± 2.86 ve cam iyonomer simanın ortalama % 48.51 ± 2.88 elastik toparlanma

sergilediği bulunmuştur (Tablo-3.3). Elastik toparlanma yüzdeleri karşılaştırıldığında, minenin, dentinden % 59.7 ve çürük lezyonundan % 76.9 daha az elastik toparlanma gösterdiği tespit edilmiştir. Cam iyonomer simanın kompozite göre, % 14.1 daha fazla elastik toparlanma gösterdiği bulunmuştur.

Bulgularımıza göre, Grup 3' ün en fazla elastik özellik gösteren grup olduğu onu sırasıyla Grup 5, Grup 4, Grup 2' nin izlediği, Grup 1' in ise en az elastik toparlanma gösteren rijiditesi yüksek grup olduğu tespit edilmiştir (Tablo-3.3). Her grup kendi içinde elastik toparlanma yüzdeleri açısından incelendiğinde, tüm gruplarda örnekler arasında istatistiksel olarak anlamlı fark saptanmadı ($p>0.01$). Grup 2'nin elastik toparlanma yüzdesi, Grup 4 ve 5'inkine benzerdir ($p>0.01$). Bunun yanı sıra Grup 4 ve 5'in elastik toparlanma yüzdeleri arasındaki farkın da istatistiksel düzeyde anlamlı olmadığı tespit edildi ($p>0.01$) (Tablo 3-3). Bu bulgulara göre yumuşak yapıdaki çürük lezyonunun, sağlıklı dokularınki kadar rijit olmayıp kuvvet altında fazla esnek özellik gösterdiği, minenin dentine kıyasla kuvvet altında daha az esnediği, cam iyonomer simanın kompozite kıyasla daha esnek bir yapıda olduğu sonucuna varılmıştır.

3.4 Akma Dayanımı ve Kırılma Tokluğu Değerleri

Minenin ortalama akma dayanımı 0.21 ± 0.04 GPa ve ortalama kırılma tokluğu 1.06 ± 0.09 MPa/m^{-1/2}, dir. Dentinin akma dayanımının ortalama 0.08 ± 0.01 GPa ve kırılma tokluğunun ortalama 1.80 ± 0.1 MPa/m^{-1/2} olduğu tespit edilmiştir. Çürük lezyonlu diş örneklerinin akma dayanımı değerinin ortalama 0.02 ± 0.001 GPa ve yine kırılma tokluğu değerinin ortalama 3.17 ± 0.09 MPa/m^{-1/2} olduğu gözlenmiştir. Kompozitin akma dayanımı değeri ortalama 0.11 ± 0.01 GPa, kırılma tokluğu değeri ortalama 1.52 ± 0.08 MPa/m^{-1/2}, dir. Cam iyonomer simanın akma

dayanımı ortalama $0.05 \text{ GPa} \pm 0.01$ ve kırılma tokluğu ortalama $0.83 \text{ MPa/m}^{-1/2} \pm 0.03$ olarak bulunmuştur (Tablo-3.4).

KIRILMA TOKLUĞU ve AKMA DAYANIMI DEĞERLERİ				
KIRILMA TOKLUĞU DEĞERLERİ ($\text{MPa/m}^{-1/2}$)	GRUPLAR	Minimum Değer (MPa)	Maksimum Değer (MPa)	Ortalama Değer ($\text{MPa/m}^{-1/2}$) \pm Std. Sapma
	Mine Dokusu (Grup-1)	0.92	1.24	1.06 ± 0.09
	Dentin Dokusu (Grup-2)	1.61	1.94	1.79 ± 0.1
	Çürük Lezyonu (Grup-3)	2.96	3.40	3.17 ± 0.09
	Rezin Kompozit (Grup-4)	1.38	1.67	1.52 ± 0.08
	Cam İyonomer (Grup-5)	0.80	0.89	0.83 ± 0.03
AKMA DAYANIMI DEĞERLERİ (GPa)	GRUPLAR	Minimum Değer (GPa)	Maksimum Değer (GPa)	Ortalama Değer (GPa) \pm Std. Sapma
	Mine Dokusu (Grup-1)	0.14	0.27	0.21 ± 0.04
	Dentin Dokusu (Grup-2)	0.06	0.10	0.08 ± 0.01^a
	Çürük Lezyonu (Grup-3)	0.02	0.03	0.03 ± 0.001
	Rezin Kompozit (Grup-4)	0.09	0.12	0.11 ± 0.01^a
	Cam İyonomer (Grup-5)	0.04	0.07	0.05 ± 0.009

Tablo-3.4: Çalışmadaki grupların akma dayanımı ve kırılma tokluğu değerleri

* Aynı harfli üst simgeler istatistiksel olarak anlamlı olmayan farkları göstermektedir.

Akma dayanımı değerleri karşılaştırıldığında; minenin dentinden % 260 ve çürük lezyonundan % 1000 daha yüksek akma dayanımına sahip olduğu bulunmuştur. Cam iyonomer simanın kompozitten % 45 daha düşük olduğu bulunmuştur. Kırılma tokluğu değerleri kıyaslandığında minenin dentinden % 62.1, çürük lezyonundan % 39.1 daha az tokluğa sahip olduğu, çürük lezyonunun dentinden, % 160 daha fazla olduğu bulunmuştur. Cam iyonomer simanın kırılma tokluğu kompozitten % 45.4 daha düşük olduğu bulunmuştur.

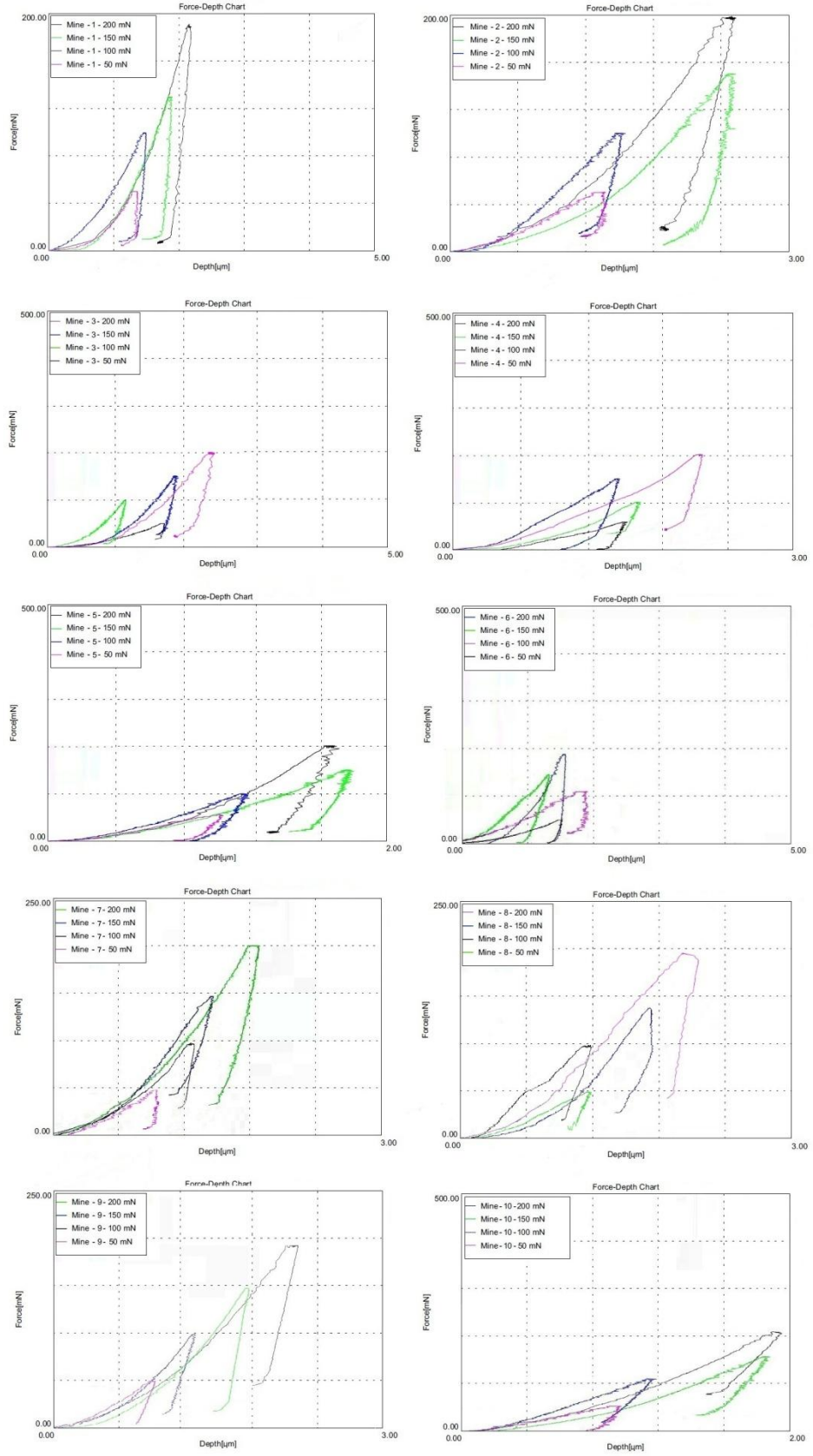
Bu bulgulara göre, Grup 1'in en fazla akma dayanımına sahip grup olduğu onu sırasıyla Grup 4, Grup 2, Grup 5'in izlediği, Grup 3'ün ise akma dayanımı en az grup olduğu tespit edilmiştir (Tablo-3.4). Her grup kendi içinde akma dayanımı değerleri açısından incelendiğinde, tüm gruplarda örnekler arasında istatistiksel olarak anlamlı fark saptanamamıştır ($p>0.01$). Gruplar birbiriyle karşılaştırmalı olarak incelendiğinde Grup 2 ile 4 arasındaki farkın istatistiksel olarak anlamsız ($p>0.01$), diğer gruplar arasındaki farkların istatistiksel olarak anlamlı olduğu görölmektedir ($p<0.01$) (Tablo-3.4).

Kırılma tokluğu değerleri incelendiğinde, Grup 3'ün en fazla kırılma tokluğuna sahip grup olduğu, onu sırasıyla Grup 2, Grup 4, Grup 1'in izlediği, Grup 5'in de kırılma tokluğu en az grup olduğu tespit edilmiştir (Tablo-3.4). Her grup kendi içinde kırılma tokluğu değerleri açısından incelendiğinde, tüm gruplarda örnekler arasında istatistiksel olarak anlamlı fark saptanamamıştır ($p>0.01$). Gruplar birbiriyle karşılaştırmalı olarak tüm gruplar arasındaki farkların ise istatistiksel olarak anlamlı olduğu gözlenmiştir ($p<0.01$) (Tablo-3.4).

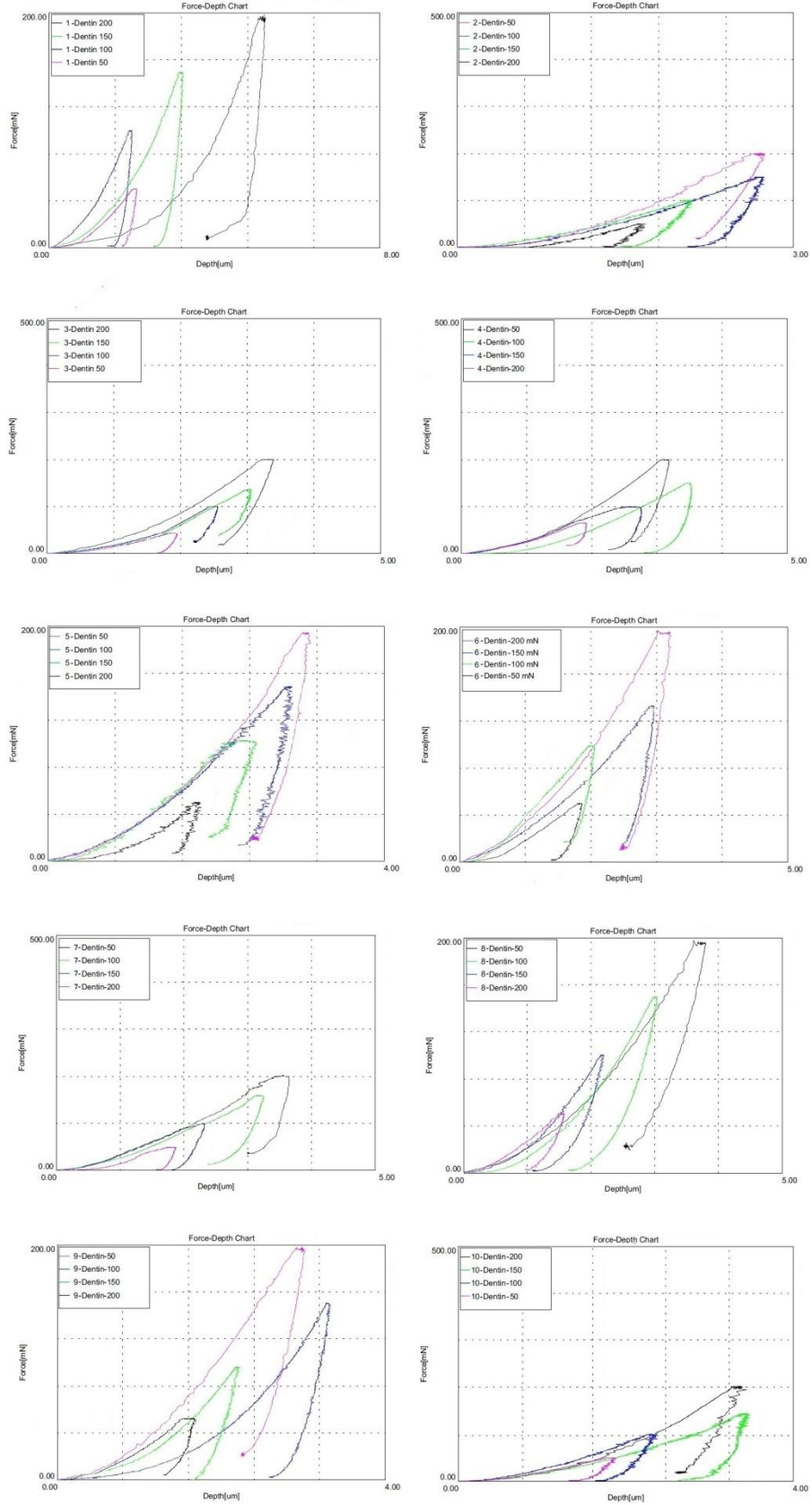
	ÇÜRÜK LEZYONU		CAM İYONOMER		REZİN KOMPOZİT		DENTİN DOKUSU		MİNE DOKUSU	
	Gerilme (GPa)	0.03 ± 0.004	0.11 ± 0.007	0.16 ± 0.014	0.14 ± 0.021	0.44 ± 0.044				
Gerinim (%)	1.92 ± 0.003	0.82 ± 0.002	0.69 ± 0.002	0.71 ± 0.005	0.53 ± 0.004					
Dinamik Sertlik (DHV)	1.20 ± 0.06	47.34 ± 4.00	95.18 ± 3.21	69.82 ± 5.14	181.47 ± 12.05					
Indentasyon Sertliği (GPa)	0.02 ± 0.001	0.87 ± 0.10	1.84 ± 0.16	1.27 ± 0.20	3.24 ± 0.40					
Elastisite Modülü (GPa)	1.49 ± 0.20	13.31 ± 1.08	22.65 ± 1.47	19.62 ± 1.56	82.57 ± 2.42					
Akna Dayanımı (GPa)	0.02 ± 0.00	0.05 ± 0.01	0.11 ± 0.01	0.08 ± 0.01	0.21 ± 0.04					
Kırılma Tokluğu (MPa/m ^{-1/2})	3.17 ± 0.16	0.83 ± 0.03	1.52 ± 0.08	1.80 ± 0.11	1.06 ± 0.09					
Elastik Toparlama (%)	69.16 ± 10.1	48.51 ± 2.88	41.69 ± 2.86	39.77 ± 4.76	16.00 ± 1.27					

Tablo-3.5: Çalışmadaki gruplara ait mekanik özelliklerin genel görünümü.

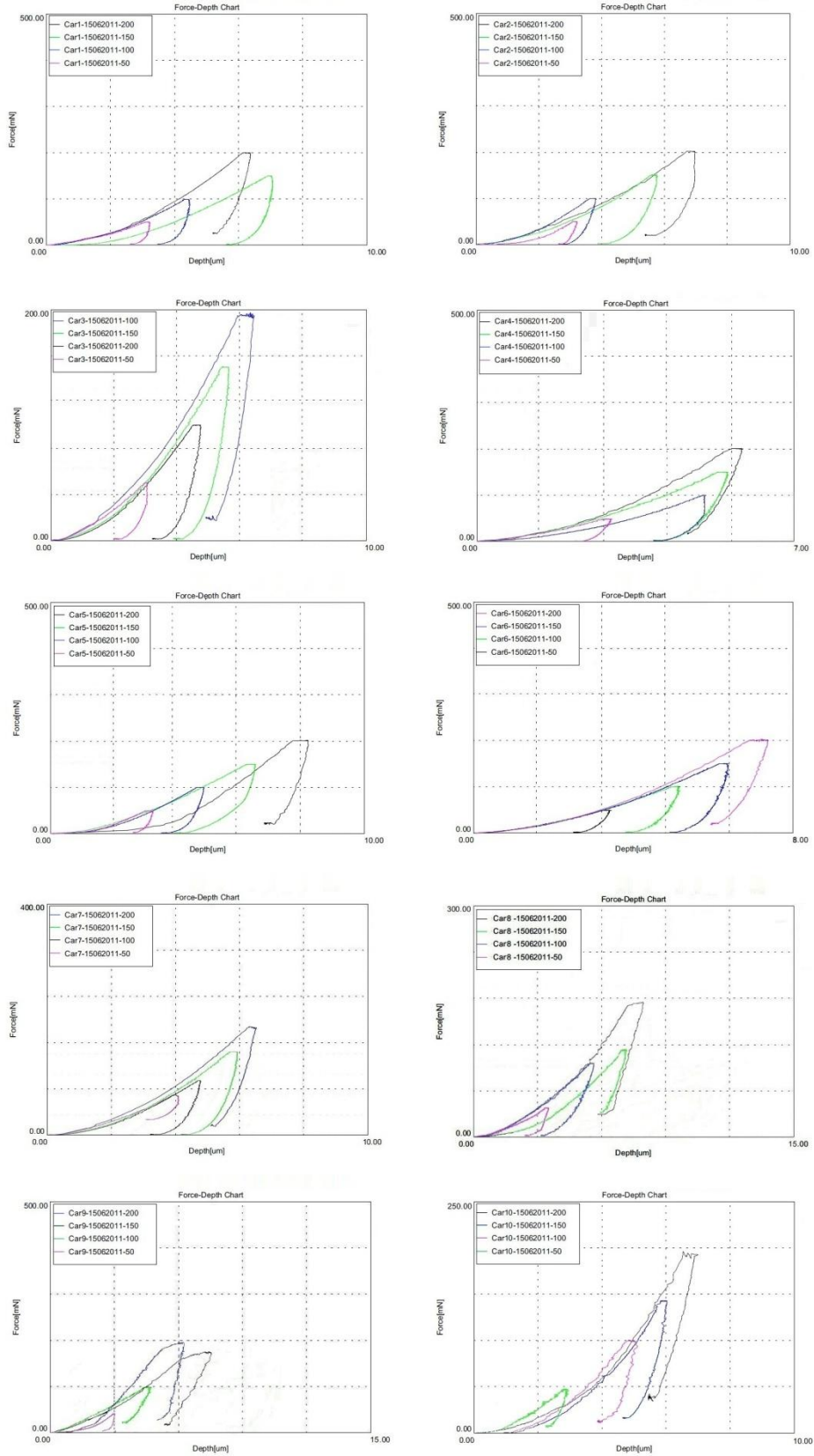
Bu araştırmada test edilen gruplardaki örneklerden elde edilen veriler ve standart sapmalar göz önüne alınarak yapılan grup içi istatistiksel değerlendirmede her bir grup içinde anlamlı farklılıklara ulaşılmamış olması, nanoindentasyon yönteminin diş dokuları ve dental materyallerin mekanik özelliklerinin belirlenmesinde güvenle kullanılabileceğini göstermektedir.



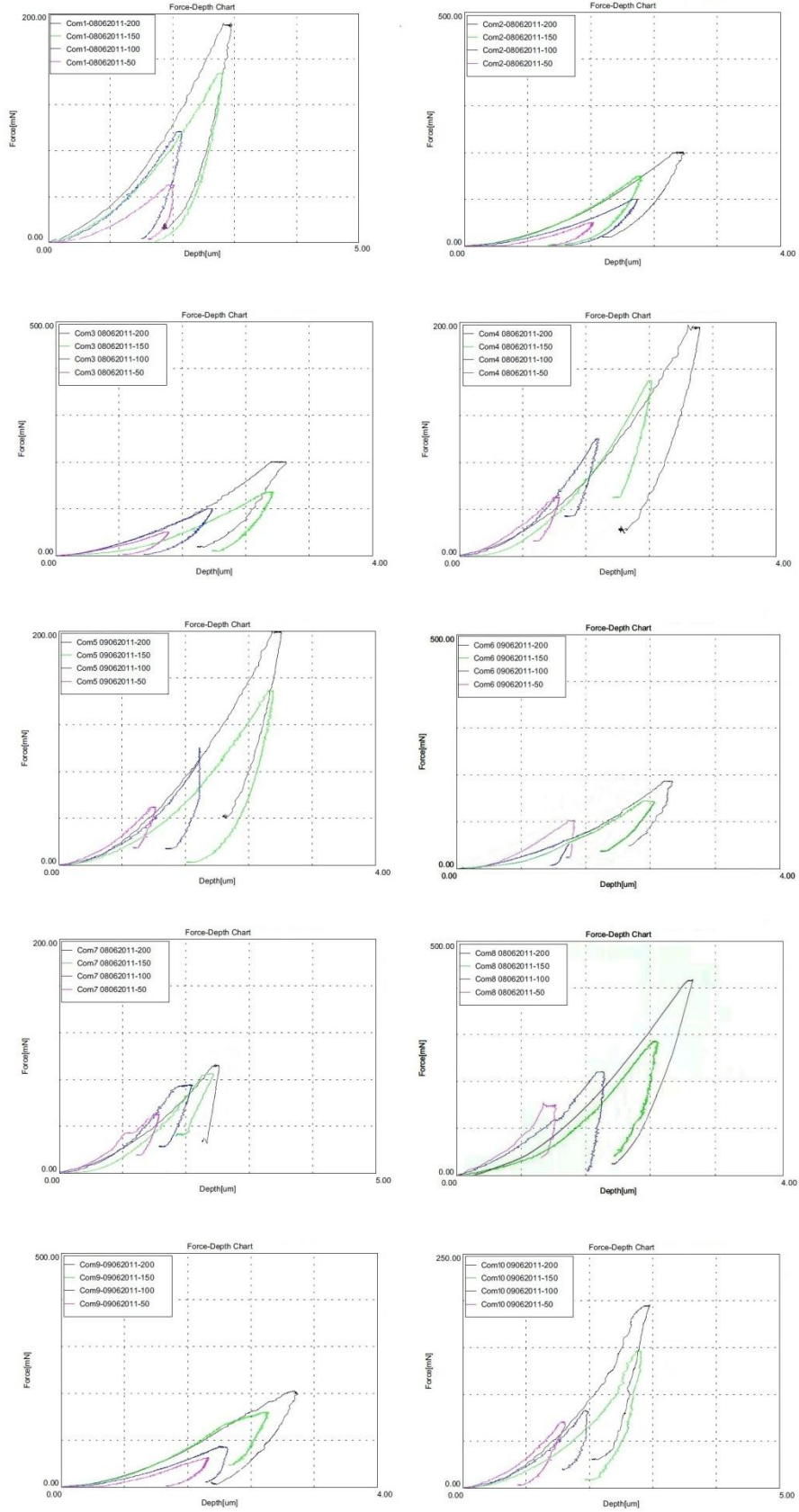
Şekil-1.9. Mine örneklerinden elde edilen kuvvet penetrasyon eğrileri



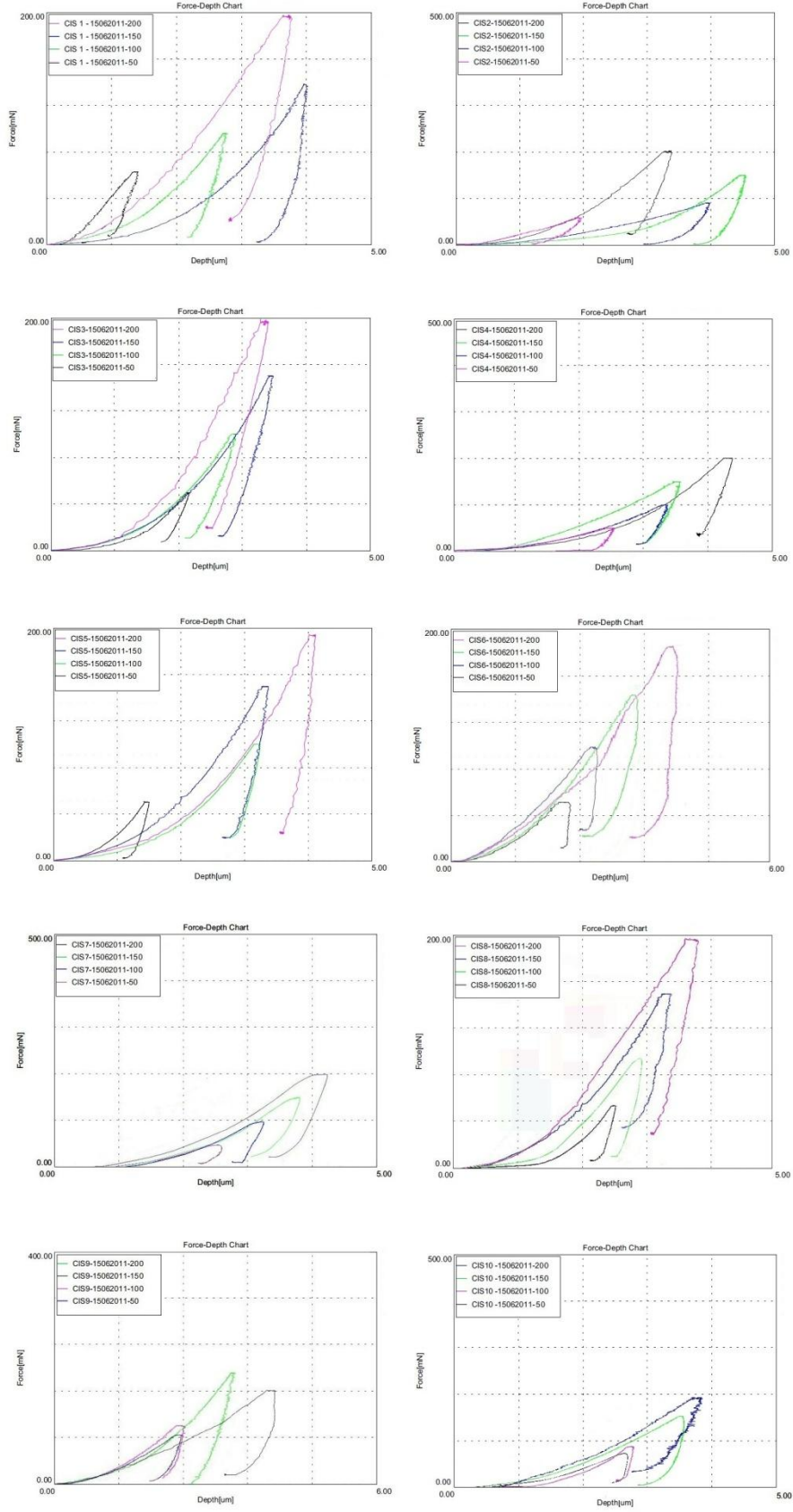
Şekil-1.10. Dentin örneklerinden elde edilen kuvvet penetrasyon eğrileri



Şekil-1.11. Çürük lezyonu örneklerinden elde edilen kuvvet penetrasyon eğrileri



Şekil-1.12. Resin kompozit örneklerinden elde edilen kuvvet penetrasyon eğrileri



Şekil-1.13. Cam iyonomer örneklerinden elde edilen kuvvet penetrasyon eğrileri

BÖLÜM - IV

TARTIŞMA

Diş hekimliğinde kullanılan restoratif malzemelerin biyolojik, kimyasal, mekanik ve fiziksel özelliklerinin sert diş dokuları ile mümkün olduğunca uyumlu olması tedavilerin başarısı ve malzemelerin klinik performansı açısından önemlidir (53). Çiğneme yüklerine açık okluzal bölgelerde yapılan restorasyonların sertlik, akma dayanımı ve kırılma tokluğu değerlerinin mine ve dentin dokularıyla uyumlu olması tedavi edilen ve antagonist dişlerin sağlığı açısından önemlidir (100). Okluzal kuvvetlerin etkisi ile mine-sement sınırında stres birikiminin sonucu oluşan abfraksiyon defektlerinin restorasyonunda, kullanılan materyalin bağlanma dayanımı, elastisite modülü ve elastik toparlanma yüzdelerinin diş dokuları ile uyumlu olması gereklidir (121).

Diş dokuları ve dental materyallerin mekanik özelliklerinin incelenmesinde, mikrosertlik ölçümü, üniversal test cihazı, dijital ortamda modelleme, özel geliştirilen aşındırma cihazları kullanılmaktadır (22, 28, 32, 66, 67, 75, 83, 93, 97, 104,121,125). Farklı test metotlarının kullanıldığı çalışmalarda, çalışma standartlarının sağlanamamasına bağlı sonuçlarda farklılık, bulguların incelenmesi ve karşılaştırılmasında subjektif değerlendirmelerden kaynaklı bazı sınırlamalar oluşabilmektedir (42,91,92,113,131). Gelişen teknoloji ve nano test yöntemleri bu konudaki ilerlemelere katkı sağlamaktadır (9,78,91,92,113). Nano test yöntemlerinin dijital ortamda yapılması ve ölçümlerin ilgili yazılımlar ile elde edilmesi objektif değerlendirmelere ve daha anlamlı sonuçların elde edilmesine katkı sağlayacağı düşünülmektedir (91,113). Bu nedenlerden dolayı çalışmamızı nano test yöntemleri kullanarak gerçekleştirmiş bulunmaktayız.

Nanoindentasyon yönteminde küçük boyutta örnekler ile çalışılabilme kolaylığı, uygulanan kuvvetin mikro ve nano düzeyde olmasından dolayı, mekanik özelliklerin daha az girişimsel olarak ölçülmesi sağlanabilmektedir (40,92,131). Sertlik, elastisite modülü, kırılma tokluğu, akma dayanımı gibi birkaç özelliğin tek bir ölçümle hesaplanmasına olanak sağlamasının yanı sıra tekrarlanabilir ölçümler yapılabilmektedir (2,7,71).

Biz de çalışmamızda, diş dokularının ve dental materyallerin mekanik özelliklerinin nanoindentasyon yöntemiyle araştırmayı ve birbirleriyle karşılaştırarak uyumluluklarını değerlendirmeyi amaçladık. Literatürde yer alan bilgileri ve kaynakları da incelediğimiz çalışmamızda, seçtiğimiz estetik restoratif materyallerin mine dokusundan çok dentin dokusuna yakın olduklarını, restoratif materyaller arasında fark olduğunu ve çürük lezyonunun karışık yapısı olduğu sonucuna ulaştık. Bu sonuç da, başlangıç hipotezimizin kısmen doğru olduğunu göstermektedir.

Geleneksel yöntemlerle mekanik özelliklerinin incelendiği in-vitro çalışmaların bir çoğunda ve nanoindentasyon çalışmalarında, genellikle üçüncü molar dişler kullanılmaktadır (2,10,44,51,77,79). Üçüncü molar dişlerin elde edilmesinin, bu dişlerden standart örneklerin hazırlanmasının kolay olması ve bir diş üzerinde sağlıklı ve çürük dokuların karşılaştırmalı olarak incelenmesinin mümkün olmasından dolayı çalışmamızda kullanılmak üzere kök gelişimi tamamlanmış, apeksi kapanmış, kısmi çürüklü, ve yarı retansiyonlu olarak kısmi sürmüş üçüncü molar dişler tercih edilmiştir (69).

Yapılan nanoindentasyon çalışmaları diş dokularının özellikle sertlik ve elastisite modülü değerleri üzerinde yoğunlaşmıştır. Diş sert dokuları üzerinde yapılan bu çalışmalarda, örneklerin seçimi, hazırlanması ve inceleme aşamalarındaki

değişikliklerden kaynaklı sonuçlar arasında tutarlılık olmakla birlikte farklılıklar da bulunmaktadır (46,56,65,70,74,116).

Mine dokusunda yapılan çalışmalarda Cuy ve ark (29) mineden elde ettikleri elastisite modülü ve sertlik değerlerinin ($E=60 - 120$ GPa, $H=2.4 - 6$ GPa) ve Zhou ve ark. (132) hesapladıkları elastisite modülü ve sertlik değerlerinin ($E=70-104$ GPa, $H=3.6-5.7$ GPa) oldukça geniş bir aralıkta olduğunu bildirmişlerdir. Araştırmacılar mine dokusunun çok heterojen olmasından kaynaklı sonuçların geniş aralıkta çıktığını savunmuşlardır. Bununla birlikte Habelitz ve ark. ise (50,51) yaptıkları nanoindentasyon çalışmalarında ($E=87.5\pm 2.2$ GPa), sertlik değerini ($H=3.6\pm 0.3$ GPa) olarak, Angker ve ark. (6) minenin elastisite modülünü ($E=90.5\pm 6$ GPa) ve sertliğini ($H=3.78\pm 0.35$ GPa) olarak, Mahoney ve ark. (76,77) elastisite modülünü ($E=86.5\pm 7.5$ GPa) ve sertlik değerlerini ($H=3.99\pm 0.76$ GPa) birbirleriyle uyumlu ve standart sapmaları düşük olarak bulmuşlardır.

Bizim çalışmamızda mine dokusunun sertlik değerinin 3.24 ± 0.40 GPa ve elastisite modülü değerinin 82.57 ± 2.42 GPa olduğunu tespit ettik. Sonuçlarımız Habelitz, Mahoney, Angker, Zhou ve ark. yaptıkları çalışmalarda elde ettikleri sonuçlarla benzer bulunmuştur (6,50,76,132). Bu çalışmalar nanoindentasyon yönteminde örneklerin standardizasyonunun, sonuçların doğruluğu ve standart sapmaların daha düşük elde edilmesi ile ilişkili olduğunu göstermektedir. Çalışmamızda ayrıca minenin dinamik sertlik değerinin 181.48 ± 12.06 DHV olduğunu ve bu değer literatürde yer alan değerler (66) arasında bulunduğunu tespit etmiş bulunmaktayız.

Mine dokusunda oluşan gerilme ve gerinim değerleri incelendiğinde Popowicz ve ark. çalışmalarında (100) gerilme ve gerinim değerini ($\sigma = 0.2 - 0.5$ GPa, $\epsilon = \% 0.4 - 0.6$), Fung ve ark. çalışmasında (2,43) elde ettikleri gerilme ve gerinim

değerlerine ($\sigma = 0.1 - 0.5$ GPa, $\varepsilon = \% 0.50 - 0.70$) benzer olarak bulmuşlardır. Bizim çalışmamızda mineden elde ettiğimiz gerilme ve gerinim değerleri ($\sigma = 0.435 \pm 0.044$ GPa, $\varepsilon = \% 0.53 \pm 0.004$) her iki çalışma ile de uyumludur (2,100).

Akma dayanımı ve kırılma dayanımı uygulanan kuvvetten bağımsız olmakla birlikte mine dokusu örneklerinin standart şekilde hazırlanması ile doğrudan ilgilidir. Mine dokusunun akma dayanımını ile ilgili çalışmalar sınırlıdır. Hussein ve ark.'nın (58) yaptıkları çalışmada elde ettikleri değerler ($\sigma_y = 0.33 \pm 0.08$ GPa), bizim çalışmamızdaki bulgularımızla ($\sigma_y = 0.21 \pm 0.04$ GPa) uyumludur. Bu çalışmadaki örnek hazırlama yöntemiyle çalışmamızda kullandığımız yöntemin benzer olması sonuçların tutarlı olmasını açıklamaktadır. Ang ve ark. (2) çalışmasında elde ettikleri değer ($\sigma_y = 1.6 \pm 0.1$ GPa) çalışmamıza kıyasla oldukça yüksek çıkmasının birkaç nedeni olduğunu düşünmekteyiz. Ang'ın çalışmasında kullanılmak üzere bir adet molar diş seçtiği, bu dişin mine dokusunun bizim örneklerimizden yaklaşık 2 kat daha sert olduğu, örneklerin çalışma öncesi iki hafta süre ile tamponlanmış Hank tuzlu su çözeltisinde bekletildiği ve nanoindentasyon sırasında atomik kuvvet mikroskobu ile mine prizmalarına dik olacak şekilde kuvvet uygulanmasından kaynaklanmakta olduğunu düşünmekteyiz (129).

Mine dokusunun kırılma tokluğunun incelendiği Padmanabhan ve ark. (93) yaptıkları çalışmada, Bajaj ve ark. (10) yaptıkları çalışmada ve Bechtle ve ark. (15) yaptıkları çalışmada örnek standardizasyonunun sonuçları direkt olarak etkilediği bildirilmiştir. Çalışmamızda mine dokusuna ait kırılma tokluğu değerinin ($K_c = 1.06 \pm 0.09$ MPa $/m^{1/2}$) bu özellik için literatürde bildirilen değer limitleri arasında yer aldığı tespit edilmiştir (10,15,91,93).

Mine dokusundan elde edilen sonuçlar göstermektedir ki; mine içerisinde yer alan prizmaların doğrultularındaki farklılıklar, incelenen alanların mine-dentin

sınırına olan uzaklığına bağı olarak mekanik özelliklerinin değışebilmesi, mine dokusu içerisinde izdüşümsel olarak benzer noktalardan yapılan ölçümlerde bile sonuçların etkilenebilecek düzeyde farklı değerlerin çıkabilmesi, böyle heterojen bir yapıda standart değerler elde etmenin nanoindentasyon yöntemini sınırlayan noktalar olabileceği düşüncesindeyiz. Zamiri ve ark. nın çalışmasından elde ettiği bulgular da bu görüşümüzü kanıtlar niteliktedir (129).

Mine dokusundan farklı olarak dentin içerisinde mine-dentin sınırından pulpaya doğru yaklaştıkça, penetrasyon değerlerinde artış, sertlik ve elastisite modülü değerlerinde azalmanın gözlenmesi doğaldır. Bu nedenle ölçüm yapılan alanların standardize edilmesi elde edilen sonuçların geniş veya dar bir aralıkta yer almasını doğrudan etkilemektedir. Dentinde yer alan tübüllerinin sayısının, diziliminin ve düzeninin ayrıca uygulanan kuvvetin bu tübüllere olan doğrultusunun mekanik özelliklerin belirlenmesine etkisi olduğu düşünölmektedir (80). Bu amaçla nanoindentasyon yöntemi kullanılarak dentin dokusunun sertlik, elastisite modülü, akma dayanımı ve kırılma tokluğu değerleri üzerinde yapılan çalışmalarda sonuçların tutarlılığı her daim mümkün olmamaktadır.

Poolthong (98), yaptığı çalışmasında sertlik ve elastisite modülü değerlerini $H=1.15 \pm 0.12$ GPa ve $E=24.38 \pm 2.30$ GPa olarak bulunduğunu bildirmiştir. Literatürde yer alan benzer çalışmalarda dentin dokusunun sertlik ve elastisite modülü değerlerini Kinney ve ark (65), Mahoney ve ark. (76), Habelitz ve ark. (50), Angker (3,6), Marshall ve ark. (79), Toparlı ve ark. (119), Inoue ve ark. (61), Martin ve ark (80) ve Giraldez De Luis ve ark. (47) araştırmışlardır. Bu çalışmalar kendi içlerinde incelendiğinde standart sapmaların düşük olduğu fakat değerlerin birbiriyle uyumlu olmadığı gözlenmektedir. Bunun nedeni olarak dentindeki tübüler yapının ve ölçüm yapılan alanın asıl sebep olduğunu düşünmekteyiz.

Bizim çalışmamızda dentinin sertlik değeri 1.27 ± 0.20 GPa olarak bulunmuştur. Bu sonuç Poolthong, Toparlı ve Marshall'ın çalışmaları ile uyumludur (79,98,119). Değerlerimiz De Luis, Martin, Angker ve Inoue'nin çalışmalarından yüksek çıkmıştır (6,47,61,80). Bunun nedeni olarak De Luis ve ark. yaptıkları çalışmada dentin dokusu için kesikli olarak 1 mN, 10 mN ve 60 mN kuvvet uyguladıkları ve değerlerin ortalamasının alınmasından kaynaklandığını kanısındayız. Inoue ve ark yaptıkları çalışmada sığır dişi kullanmalarından, Zimmerman ve ark.'nın ise dişleri otoklava sokmaları sonucu dehidratasyona maruz kalmalarından kaynaklandığını düşünmekteyiz. Çalışmamızda ayrıca dentinin dinamik sertlik değerinin 69.82 ± 5.14 DHV olduğunu ve bu değer literatürde yer alan değerler (66) arasında bulunduğunu tespit etmiş bulunmaktayız.

Çalışmamızda dentinin elastisite modülü değerinin 19.62 ± 1.56 GPa olduğu sonucuna ulaştık. Bu sonuçlar Poolthong, Toparlı, Kinney, Marshall, Mahoney, Zimmerman ve ark. yaptıkları çalışmalarla tutarlıdır. Kinney, Inoue, De Luis ve Habelitz'in çalışmalarına göre değerlerimiz düşüktür. Bunun sebebi olarak Kinney'in çalışmasında kuvvet uygulanacak alanların atomik kuvvet mikroskopu kullanarak dentin tübüllerine dik olacak şekilde seçmesinden, De Luis'in çalışmasını yalnızca iki adet diş üzerinde gerçekleştirmesinden, Inoue'nin çalışmasında molar dişler yerine alt keser dişleri tercih etmesinden ve Habelitz'in çalışmasında örneklerin inceleme öncesi 24 saat suda bekleterek hidrate etmesinin mekanik özellikleri artırmasından kaynaklı olduğunu düşünmekteyiz.

Literatürde dentin dokusunun akma dayanı değerinin ölçüldüğü nanoindentasyon çalışması kısıtlı sayıdadır. Bu çalışmalarda çeşitli sertlikteki dentin dokusunun akma dayanımı ile olan ilişkisi incelendiği gibi, aynı sertlikteki dentin dokularının akma dayanımı değerleri ölçülmeye çalışılmıştır. Toparlı ve ark. (119)

çalışmalarında farklı sertlikteki dentin dokularında elde ettikleri ortalama akma dayanımı değerleri, Ichim ve ark.'nın (59) ve Poolthong'un (98) elde ettiği değerlere benzerdir. Bu sonuçlar ile çalışmamızda elde ettiğimiz akma dayanımı değerleri ($\sigma_y=0.8 \pm 0.1$ GPa) incelendiğinde, sonuçlarımızın bu üç çalışma ile uyumlu olduğunu tespit etmiş bulunmaktayız. Bu çalışmalar göstermektedir ki; dentin dokusunun sertlik değerinin veya yapılan çalışmalardaki yöntem farklılıkların dentinin akma dayanımı üzerine etkisi göz ardı edilebilecek düzeyde düşük seviyededir.

Akma dayanımı gibi dentinin kırılma tokluğunun incelendiği çalışma sayısı oldukça kısıtlıdır. Bu çalışmalardan Imbeni ve ark. (60) yaptıkları çalışmada, Iwamoto ve ark. (62) yaptıkları çalışmada, Yan ve ark. (127) yaptıkları çalışmada elde ettikleri değerler çalışmamızdaki bulgularımızla ($K_c= 1.79 \pm 0.1$ MPa /m^{1/2}) uyumludur (62,127).

Bu çalışmalarda elde edilen veriler ile mine dokusunda yapılan çalışmalardan elde edilen veriler karşılaştırıldığında dentin dokusunun mineye göre daha heterojen yapıda olmasına karşın, çalışma koşullarından ve örnek hazırlama yöntemlerindeki farklılıklardan daha az etkilendiği görülmektedir. Sonuçların mineye kıyasla daha net, tekrarlanabilir ve standart sapmaları düşük hesaplanmasında ölçüm yapılan alanın yerinin son derece önemli olduğu açıktır. Hem mine hem dentin üzerinde yapılan çalışmalarda örnek hazırlama aşamasında ve ölçüm işlemleri süresince dehidratasyon ve hidrastasyonun sonuçların doğruluğuna etki ettiği bilinmektedir (4,7,79). Diş dokularında daha doğru sonuçların elde edilmesinde bu faktörlerin önemli rol oynadığını düşünmekteyiz.

Sağlıklı diş dokuları üzerine yapılan ilk nanoindentasyon çalışmalarında diş dokularının fiziksel özelliklerinin ve çeşitli ağız içi şartlarında gösterdiği mekanik

davranışların daha net kavranabilmesi amaçlanmıştır (29,50,91,98). Bu sayede diş dokuları hakkında daha kesin bilgiler elde edilerek çürük gibi kimyasal süreçler ve dokularda meydana gelen değişimlerin daha iyi anlaşılması sağlanabilecektir. Bu amaçla son dönemde yapılan nanoindentasyon çalışmalarında çürük lezyonu ve demineralizasyon alanlarının özellikleri de ayrıntılı bir şekilde incelenmeye başlanmıştır (11,71,95). Çürüğün yapısı gereği mine ve dentin dokularının bozulmasından kaynaklı bir süreç olmasından dolayı, lezyonun tam boyutlarının ve aktifliğinin tespitinin zor olması bazı çalışmalarda örneklerinin standardizasyonu için yapay çürük oluşturma yöntemlerinin kullanılmasına yol açmıştır. Bu sebeple literatürde gerçek çürük lezyonu üzerinde yapılan çalışma sayısı sınırlıdır.

Mahoney ve ark. (77) yaptıkları nanoindentasyon çalışmasında çürük lezyonunun sertlik ve elastisite modülü değerlerini incelemişlerdir. Elde ettikleri sonuçların standart sapmalarının yüksek olmasını çürük lezyonunun stabil olmayan yapısına bağlamışlardır. Benzer olarak Angker ve ark. yaptıkları çalışmalarda (4,5) sertlik ve elastisite modülü değerlerinin geniş bir aralıkta gözlenmesini çürük lezyonunun tabakalarının özelliklerinin farklı olmasına ve incelenecek alanın hangi tabakada olduğunun tespitinin zor olmasına bağlamışlardır. Bu düşüncelerin aksine Marshall ve ark.'nın (79) çalışmasında çürük lezyonunun sertlik ve elastisite modülü değerlerinin ve Huang ve ark.'nın çalışmasında (57) sertlik ve elastisite modülü değerlerinin oldukça yakın ve standart sapmaların düşük çıkması bu savları doğrulamamaktadır.

Bizim çalışmamızda çürük lezyonunun sertlik değeri $H=0.2 \pm 0.02$ GPa olarak bulunmuştur. Bu sonuç Mahoney, Angker ve Huang'ın yaptığı çalışmalarla uyumludur (4,5,57,77). Marshall ve ark. yaptığı çalışmaya kıyasla düşüktür. Bunun nedeni olarak Marshall çalışmasında örneklerin incelenmesinden önce hidrate ederek

sertliğini arttırdığı görüşündeyiz (79). Çürük lezyonundan elde ettiğimiz elastisite modülü değeri $E=1.49 \pm 0.2$ GPa'dır. Bu değer Marshall, Mahoney, Angker ve Huang'ın çalışmalarında elde ettiği bulgular ve sonuçlar ile uyumludur (4,5,57,77,79). Ayrıca çalışmamızda çürük lezyonunun dinamik sertlik değerinin 1.20 ± 0.06 DHV olduğunu ve bu değerlerin literatürde yer alan değerler (66) arasında bulunduğunu tespit etmiş bulunmaktayız.

Çalışmamızda, çürük lezyonlu diş örneklerinin 0.02 ± 0.003 GPa akma dayanımı değerine, 3.17 ± 0.16 MPa /m^{1/2} kırılma tokluğu değerine sahip olduğunu tespit etmiş bulunmaktayız. Literatürde çürük lezyonunun akma ve kırılma dayanımı değerlerinin incelendiği araştırma olmamasından dolayı çalışmamızı diğer çalışmalar ile kıyaslamak konusunda zorlanmaktayız.

Dental materyallerin diş dokuları ile uyumlu mekanik özelliklerinin olmasının tedavilerin uzun dönem prognozu ve materyallerin klinik başarısına olan etkisi bilinmektedir. Bu nedenle daha uyumlu ve başarılı dental materyallerin geliştirilebilmesi için, bu materyallerin, diş dokuları ile mekanik açıdan uyumluluklarının ve ağız içi ortamla olan olası ilişkilerinin incelendiği çalışmaların önemi oldukça büyüktür. Bu amaçla dental materyaller üzerine yapılan nanoindentasyon çalışmaları önemli bir kriter oluşturmaktadır.

Rezin kompozitlerin araştırıldığı bu çalışmalardan birinde Salerno ve ark (107). midifil özellikte bir kompozitin sertlik ve elastisite modülünü değerlerini incelemişlerdir. Benzer çalışmalarda Yakun ve ark. (124) mikrofil bir kompozitin sertlik ve elastisite modülü değerlerini, McCabe ve Walls (81) mikrofil hibrit bir rezin kompozitin elastisite modülünü incelemişlerdir. Literatürde karşılaştırmalı olarak yapılan az sayıda çalışmanın ilkinde Drummond (34) mikrofil, hibrit, nanofil ve fiber dolduruculu 4 farklı kompozitin incelemiştir. Her bir kompozitin farklı bir

sertlik değerine ve elastisite modülüne sahip olduğunu ve bunların birbiriyle istatistiksel fark yaratacak düzeyde olduğunu savunmuştur. Çalışmasındaki sonuçlara göre en düşük sonuçlar mikrofil hibrit kompozitte çıkmıştır. Nanofil hibrit kompozitten elde ettiği değerler çalışmamızda kompozitten elde ettiğimiz sertlik ve elastisite modülü değerleri (95.18 ± 3.20 DHV, $H=1.84 \pm 0.15$ GPa, $E=22.65 \pm 1.47$ GPa) ile uyumlu olarak çıkmıştır. Ayrıca bulgularımız Yakun, McCabe ve Walls' in çalışmaları ile tutarlıdır (34,81,124).

Meng (82) 5 farklı özellikte kompozitin (midifil, minifil, mikrofil, hibrit ve akışkan) sertlik, elastisite modülü ve kırılma dayanımı değerlerini incelediği çalışması, bizim çalışmamızda kullandığımız Z250 kompozitin de incelendiği önemli bir kaynak niteliğindedir. Bu çalışmada değerlerin çalışmamızdan farklı olmasını Meng'in çalışmasında sabit olarak 10 N kuvvet uygulayarak ölçüm yapmaları, Salerno' nun çalışmasında ise incelenen örneğin midifil kompozit olması ve buna bağlı olarak her iki çalışmada da mekanik değerlerin düşük çıkmasından kaynaklı olduğunu düşünmekteyiz.

Rezin kompozitlerin maruz kaldıkları kuvvet karşısında kırılmadan akma dayanımının incelendiği çalışmalardan McCabe ve Walls' ün (81) çalışması önemli bir kaynaktır. Bizim çalışmamızda bu değer $\sigma_y=0.11 \pm 0.01$ GPa olarak bulunmuş ve McCabe ve Walls' in çalışmasıyla uyumludur. Shah Khan ve ark. (108) kırılma tokluğu değerlerini $K_c=0.9 - 1.60$ MPa/m^{-1/2} ve Meng çalışmasında Z250 kompozitin kırılma değerini $1.01 - 1.91$ MPa/m^{-1/2} olarak bulmuşlardır. Çalışmamızda kırılma tokluğu değeri 1.52 ± 0.08 MPa/m^{-1/2} olarak bulunmuştur. Bu açıdan çalışmamız Shah Khan ve Meng'in. yaptığı çalışmalarda elde ettiği sonuçlar ile uyumlu bulunmuştur (82,108).

Literatürde incelediğimiz tüm çalışmalar göstermektedir ki, kompozit materyalinin mekanik özellikleri içeriğindeki doldurucu oranı, büyüklüğü ve cinsiyle doğru orantılı olarak değişmektedir. Kompozitlerin doldurucu miktarının artması ve partikül boyutunun küçültülmesi sertlik elastisite modülü gibi değerlerin artmasını sağlarken, belirli bir orandan sonra akma dayanımı ve kırılma tokluğu değerlerinde azalma ile karşılaşmaktadır (34,81,82). Bu nedenle hibrit kompozitlerin tek tip dolduruculu kompozitlere kıyasla mekanik özellikleri daha iyi çıkmaktadır.

Nanoindentasyon yönteminin dental materyallerin mekanik özelliklerini incelemede kullanıldığı çalışmalarda cam iyonomer simanlar ile yapılan araştırma sayısı oldukça kısıtlıdır. Literatürde yer alan az sayıda çalışmada cam iyonomerlerin sertlik, elastisite modülü ve kırılma tokluğu nitelikleri üzerine yoğunlaşmıştır. Bu noktada cam iyonomerlerin sertlik değerinin incelendiği Towler ve ark.'nın (120) yaptıkları çalışmada elde ettikleri değer ile çalışmamızda cam iyonomer simandan elde ettiğimiz sertlik değeri ($H=0.87 \pm 0.09$ GPa) uyumludur. Elastisite modülünün incelendiği çalışmalardan Wang ve ark.'nın (122) yaptığı çalışmada elde ettikleri değerler çalışmamızda cam iyonomer simandan ölçtüğümüz elastisite modülü değeri ile ($E=13.31 \pm 1.08$ GPa) uyumlu iken, Xie ve ark.'nın (128) yaptığı çalışmada elde ettikleri değer ile uyumlu değildir. Bunun nedeni olarak kullandıkları cam iyonomer simanın toz-likit oranının, tozun içeriğindeki maddelerin ve konsantrasyonlarının farklı olduğunu düşünmekteyiz. Fakat aynı çalışmada buldukları cam iyonomer simanın akma dayanımı değeri çalışmamızda elde ettiğimiz değer ($\sigma_y=0.05 \pm 0.008$ GPa) ile uyumlu olması dikkati çeken bir noktadır.

Cam iyonomer materyali için toz ve likit gibi iki komponentli olması ve bu bileşenlerin karıştırılarak elde edilen yapının sertleşmesi sonucunda bütünlüğünü kazanması, bu materyalin kırılma tokluğunun daha detaylı olarak incelenmesi için

önemli bir husustur. Bu amaçla Yamasaki ve ark.'nın (126) çalışmalarında elde ettikleri değer ile çalışmamızda cam iyonomer simandan ölçtüğümüz kırılma tokluğu değeri arasında ($K_c=0.83 \pm 0.03 \text{ MPa} / \text{m}^{-1/2}$) yakınlık var iken, Ichim ve ark.'nın (59) yaptığı çalışmada elde ettikleri değer ile belirgin farklılık mevcuttur. Bunun nedeni olarak Ichim ve ark.'nın kullandıkları cam iyonomerin toz likit oranının farklı olmasından kaynaklandığını düşünmekteyiz.

Nanoindentasyon test yönteminde elde edilen verilerin tekrarlanabilir olması ve standart sapmaların küçük bulunması sonuçların geleneksel test yöntemlerine göre daha doğru sonuçlar verdiğini göstermektedir (41,91,113). Biz de çalışmamızdan elde ettiğimiz bulgulara dayanarak bu görüşlere tümüyle katılıyoruz.

Örneklerinin saklama koşullarının önemli olduğu kadar, ölçümlerin yapılması esnasında örneklerin ıslak veya kuru olmasının da büyük önemi vardır. Dehidretasyonun örneklerin kırılma tokluğunu artırıp kırılma tokluğu noktasını düşürmekte, fakat sertlik ve elastisite modülü değerlerini yükseltmektedir (48,71,130). Bu nedenle çalışmamızda tüm test işlemleri örneklerin hazırlanmasını takiben ilk 24 saat içerisinde gerçekleştirilmiş ve bu süre zarfında örnekler bekletilmeyerek kurumaları önlenmiştir.

Çalışmamızda dental dokular ve çürük lezyonunun mekanik özelliklerinin birbirinden farklı çıkması, sağlıklı halden çürük hale geçişte dokuların bütünlüğünün ve dayanıklılığının oldukça yüksek oranda etkilendiğini göstermektedir. Yumuşak yapıdaki çürük lezyonunun, sağlıklı dokular kadar rijit olmayıp kuvvet altında daha fazla esnek özellik gösterdiği, minenin dentine kıyasla daha rijit ve kırılma tokluğu sonucuna varılmıştır. Bu sonuçlar başlangıç hipotezimizi kanıtlar niteliktedir.

Dental materyallerin birbirleriyle ve diş dokuları ile karşılaştırılması sonucu kompozit rezin ve cam iyonomer materyalinin çok farklı mekanik özelliklere sahip

olduğu ve bu iki materyal için ayırıcı özellik teşkil ettiği grlmektedir. Restoratif materyallerin mine dokusu ile farklı mekanik özelliklere sahip olması ve bunun sonucunda yalnızca dentin dokusunun yerine uygulanabilecek düzeyde oldukları sonucuna varılması, bu noktada hipotezimizin kısmen red edilebileceğini göstermektedir.

Çalışmamızı kısıtlayan en önemli nokta ise nanoindentasyon yöntemi ile mineralize dokuların mekanik özelliklerinin doğrudan llmesi sonucu bütün özellikleri birleştiren kaynak sayısının az oluşudur (3,52,82,98). Ayrıca lmleri etkileyen başka faktörlerin de var olduğu bilinmektedir. Bu nedenle daha kapsamlı ve ayrıntılı bilgiler elde edilebilmesi için başka dental dokular ve restoratif materyallerin kapsamlı olarak bir arada inceleneceği daha fazla çalışmanın yapılmasına ve karşılaştırılmasına ihtiyaç olduğu açıktır.

BÖLÜM - V

SONUÇ ve ÖNERİLER

Araştırmamızda test edilen gruplardaki örneklerden elde edilen veriler ve standart sapmalar göz önüne alınarak yapılan grup içi istatistiksel değerlendirmede her bir grup içinde anlamlı farklılıklara ulaşılmamış olması, nanoindentasyon yönteminin diş dokuları ve dental materyallerin mekanik özelliklerinin belirlenmesinde güvenle kullanılabileceğini ve yöntemin yeteri kadar etkili olduğunu göstermektedir.

1. Çalışmamızda mine dokusunun, sertlik, gerilme, elastisite modülü, akma dayanımı, kırılma tokluğu ve elastik toparlanma değerleri rezin kompozit, dentin dokusu ve cam iyonomer siman materyaline oranla yüksek bulunmuştur. Mine dokusunu sırayla kompozit, dentin ve cam iyonomer siman materyali izlemektedir.

2. Çalışmamızda incelediğimiz tüm mekanik özellikler açısından, Kompozit materyalinin mine dokusundan çok dentin dokusuna yakın olduğu bulunmuştur. Resin kompozit ile cam iyonomer siman materyalinin sertlik, gerilme, elastisite modülü, akma dayanımı, kırılma tokluğu gibi mekanik özellikleri arasındaki farklılıklar da istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur.

3. Çürük lezyonunun sertlik, gerilme, elastisite modülü ve akma dayanımı değerleri diğer gruplara kıyasla düşük bulunmuş, kırılma dayanımı ve elastik toparlanma değerleri yüksek çıkmıştır. Diş sert dokularının kimyasal olaylar sonucu bozulması ile oluşan ve yumuşak kıvamlı bir yapısı olan çürük lezyonunun; sertlik, elastisite modülü, akma dayanımı değerlerinin düşük olmasının doğal olduğunu düşünüyoruz. Lezyonun stabil olmayan yapısı ve sergilediği viskoelastik davranış çürük dokusunun

kırılma tokluğu, gerinim ve elastik toparlanma değerlerinin yüksek çıkmasına neden olduğu görüşünde yiz.

Nanoindentasyon yöntemi kullanılarak diş dokularından, dental malzemelerden ve çürük lezyonundan elde ettiğimiz verilerin, birçok araştırmacının çalışmaları ile uyumlu olduğunu tespit ettik. Bu çalışmanın sınırları dahilinde, literatürde yer alan bu çalışmaları bir araya toplayarak, sonuçları daha net anlaşılabilir ve karşılaştırılabilir bir duruma getirdiğimizi düşünmekteyiz. Nanoindentasyon yöntemi ile farklı diş dokuları, hastalıklar ve dental malzemelerin incelendiği çalışmaların artmasının diş hekimliğine önemli katkılar sağlayacağı da açıkça grlmektedir.

BÖLÜM - VI

ÖZET

Diş hekimliğinde kullanılan restoratif malzemelerin seçiminde diş dokuları ile uyumlu dayanıklılık, sertlik, elastiklik ve aşınma direncine sahip materyallerin kullanılması restoratif tedavilerin başarısında önemlidir.

Mekanik özelliklerin belirlenmesinde kullanılan geleneksel test yöntemlerinin standardizasyonunun sağlanma güçlüğüne bağlı bazı sınırlamalar oluşmaktadır. Çalışmamızın amacı nanoindentasyon yöntemiyle diş dokuları ve dental materyallerin özelliklerinin daha net, tekrarlanabilir ve karşılaştırılabilir şekilde incelemektir.

Nanoindentasyon test yöntemi için yarı retansiyonlu ve sürme güçlüğü nedeniyle çekilmiş üçüncü alt molar dişler, mikrohibrit dolduruculu üniversal bir kompozit (Filtek Z250) ve geleneksel cam iyonomer siman (Ketac Molar) kullanılmıştır. 2 mm. kalınlığında diskler şeklinde hazırlanarak 5 gruba ayrılan (n=10) örneklerin, DUH-W201S nanoindentasyon cihazında test edilmesiyle her bir örneğe ait gerilme, gerinim, sertlik, elastisite modülü, akma dayanımı, kırılma tokluğu ve elastik toparlanma değerleri ölçülmüştür.

Çalışmamızda mine dokusunun sertlik, gerilme, elastisite modülü, akma dayanımı, kırılma tokluğu ve elastik toparlanma değerleri diğer gruplara kıyasla yüksektir. Mine dokusunu sırasıyla kompozit, dentin ve cam iyonomer izlemektedir.

Kompozitin sertlik, gerilme, elastisite modülü, akma dayanımı, kırılma tokluğu ve elastik toparlanma değerleri dentin dokusuna benzer bulunmuştur. Kompozit ile cam iyonomerin mekanik özellikleri arasında belirgin farklılık görülmektedir.

Çürük lezyonunun stabil olmayan yapısı sertlik, gerilme, elastisite modülü ve akma dayanımı değerlerinin düşük çıkmasını, sergilediği viskoelastik davranış da kırılma dayanımı ve elastik toparlanma değerlerinin yüksek çıkmasını açıklamaktadır.

Bu araştırmada test edilen gruplardaki örneklerden elde edilen veriler ve standart sapmalar göz önüne alınarak yapılan istatistiksel değerlendirmede gruplar içinde farklılık olmayıp gruplar arasında anlamlı farklılıkların olması, dijital ortamda gerçekleştirilen nanoindentasyon yönteminin, diş dokuları ve dental materyallerin mekanik özelliklerinin belirlenmesinde, yeteri kadar etkili olduğunu göstermektedir.

ABSTRACT

The selection of dental materials have compatible strength, hardness, elasticity and abrasion resistance with tooth structures, is important in the success of restorative treatments.

There are some limitations due to the difficulty of standardization in traditional testing methods used for the determination of the mechanical properties. The aim of this study was to examine the properties of dental tissues and materials in a precise, repeatable and comparable way with nanoindentation method.

Partially erupted and extracted lower third molar teeth, a universal microhybrid composite (Filtek Z250) and conventional glass-ionomer cement (Ketac Molar) was utilized for the nanoindentation test method. Specimens were prepared in the form of 2 mm. thick disks and separated into 5 groups (n=10) to test the stress, strain, hardness, modulus of elasticity, yield strength, fracture toughness and elastic recovery values of each sample with the DUH-W201S nanoindentation device.

According to the results in our study, the hardness, strain, modulus of elasticity, yield strength, fracture toughness and elastic recovery values of enamel tissue are higher compared to other groups followed by composite, dentin and glass-ionomer.

Hardness, stress, modulus of elasticity, yield strength, fracture toughness and elastic recovery values of composite were found similar to dentin. The difference in mechanical properties between composite and glass-ionomer was statistically significant.

The unstable structure of caries lesions explain the decrease in hardness, stress, modulus of elasticity and yield strength values and also exhibited viscoelastic behavior of the lesion increases the fracture toughness and elastic recovery values.

The data obtained from the test samples in this study, standard deviations of the groups and statistical evaluation shows no difference within the groups and significant differences between the groups. This results reveal the fact that digitally performed nanoindentation method is effective enough in determining the mechanical properties of both dental tissues and materials.

BÖLÜM - VII

KAYNAKLAR

1. Albers H.F. (2002). *Tooth-Colored Restoratives: Principles and Techniques*. BC Decker Inc. Canada.
2. Ang S.F, Scholz T, Klocke A, Schneider G.A. (2009). Determination of the elastic/plastic transition of human enamel by nanoindentation. *Dental Material*. 25; 1403-1410.
3. Angker L. (2003). *Micro-mechanical characterization of the properties of sound and carious primary dentine*. PHD Thesis, University of Sydney, Australia.
4. Angker L, Nijhof N, Swain M.V, Kilpatrick M.N. (2004). Influence of hydration and mechanical characterization of carious primary dentine using an ultra-micro indentation system (UMIS). *European Journal of Oral Sciences*, 112 (3):231-236.
5. Angker L, Nockolds C, Swain M.V, Kilpatrick N. (2004). Correlating the mechanical properties to the mineral content of carious dentine: A comparative study using an ultra-micro indentation system (UMIS) and SEM-BSE signals. *Archives of Oral Biology*. 49: 369-378.
6. Angker L, Swain M.V, Kilpatrick N. (2005). Characterising the micro-mechanical behaviour of the carious dentine of primary teeth using nano-indentation. *Journal of Biomechanics*. 38: 1535–1542.
7. Arola D, Zheng W. (2005). Hydration and dynamic fatigue of dentin. *Journal of Biomedical Material Research*. 77A: 148–159.
8. Asaro R, Lubarda V. (2006). *Mechanics of Solids and Materials*. Cambridge University Press. United Kingdom.
9. Attaf B. (2011). *Advances in Composite Materials for Medicine and Nanotechnology*. InTech Publishment. India.

10. Bajaj D, Nazari A, Park S, Quinn G. D, Arola D. (2009). On the Fracture Toughness and R-Curve Behavior of Human Enamel. Society for Experimental Mechanics Inc: 1-4.
11. Balooch M, Wu-Magidi I.C, Balazs A, Lundkvist A.S, Marshall S.J, Marshall G.W, Siekhaus W.J, Kinney J.H. (1998) Viscoelastic properties of demineralized human dentin measured in water with atomic force microscope (AFM)-based indentation. Journal of Biomedical Materials Research. Jun 15;40(4):539-44.
12. Barata T.J.E, Bresciani E, Adachi A, Fagundes T.C, C.A.R, Navarro M.F.L. (2008). Influence of ultrasonic setting on compressive and diametral tensile strengths of glass ionomer cements. Materials Research. Vol. 11, No. 1;57-61.
13. Bar-On B, Wagner H.D. (2012). Elastic modulus of hard tissues. Journal of Biomechanics. 45:672–678.
14. Bavbek A.B. (2007). Hertzian indentasyonu kullanılarak farklı tipteki güçlendirilmiş tam-seramiklerin hasar modlarının tespit edilmesi. Doktora tezi, Gazi Üniversitesi, Ankara.
15. Bechtle S, Habelitz S, Klocke A, Fett T, Schneider G.A. (2010). The Fracture Behaviour of Dental Enamel. Biomaterials. 31:375-384.
16. Bişirici G. (2008). Üst Anterior Dişlerin Kütlesel Retraksiyonunun Sonlu Elemanlar Yöntemi İle Değerlendirilmesi. Doktora Tezi. Selçuk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi.
17. Bonilla E.D, Yashar M, Caputo A.A. (2003). Fracture toughness of nine flowable resin composites. Journal of Prosthetic Dentistry. March Volume:89 No:3. 261-267.

18. Braly A, Darnell L.A, Mann A.B, Teaford M.F, Weihs T.P. (2007). The effect of prism orientation in the indentation testing of human molar enamel. *Archives of Oral Biology*. 52(9): 856–860.
19. Brantley W.A, Eliades T. (2001). *Orthodontic Materials Scientific and Clinical Aspects*. Thieme Publications. USA.
20. Bréchnignac C, Houdy P, Lahmani M. (2007). *Nanomaterials and Nanochemistry*. Springer-Verlag Publishing. Germany.
21. Cengiz T. (1983) *Endodonti*. Ege Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Basımevi. İzmir.
22. Chandler H. (1999). *Hardness Testing*, 2nd Edition. ASM International. USA.
23. Chollacoop N, Dao M, Suresh S. (2003) Depth-sensing instrumented indentation with dual sharp indenters. *Acta Materialia*. 51:3713–3729.
24. Chuenarrom C, Benjakul P, Daosodsai P. (2009). Effect of Indentation Load and Time on Knoop and Vickers Microhardness Tests for Enamel and Dentin. *Materials Research*, Vol. 12, No. 4, 473-476.
25. Ciavarella M, Hills D.A, Monno G. (1998). Contact problems for a wedge with rounded apex. *International Journal of Mechanical Sciences*. vol40, no:10 pp: 977-988.
26. Coelho P.G, Bonfante E.A, Silva N.R.F, Rekow E.D, Thompson V.P. (2009). Laboratory Simulation of Y-TZP All-ceramic Crown Clinical Failures *Journal of Dental Research*. 88(4):382-386.
27. Craig R.G., Peyton F.A. (1958). Elastic and Mechanical Properties of Human Dentin. *Journal of Dental Research*. Vol-37, No-4: 710-718.
28. Craig R.G., Peyton F.A. (1958). The Microhardness of Enamel and Dentin. *Journal of Dental Research*. Vol-37, No-4: 661-668.

29. Cuy J.L, Mann A.B, Livi K.J, Teaford M.F, Weihs T.P. (2002). Nanoindentation mapping of the mechanical properties of human molar tooth enamel. *Archives of Oral Biology*. 47:281–291.
30. Çulha O, Toparlı M, Şahin S, Aksoy T. (2008) Characterization and determination of FexB layers' mechanical properties. *Journal of materials processing technology* 206, 231–240.
31. David J. Shuman, André L.M. Costa. (2006). Calculating the elastic modulus from instrumented indentation reload curves. 17 ° Congresso Brasileiro de Engenharia e Ciência dos Materiais, PR, Brasil.
32. Delin Y, Haiying N, Yikang G, Xing C. (1999). Elastic modulus of human cementum. *Applied Mathematics and Mechanics*. Vol. 20, No. 10.
33. Dillinger L. (2002). Measuring hardness indentations with objectives other than the specified measuring objective. Leco Corp. Michigan, USA.
34. Drummond J.L. (2006). Nanoindentation of dental composites. *Journal of Biomedical Materials Applied Biomaterials*. July;78(1):27-34.
35. Ebenstein D.M, Pruitt L.A. (2006). Nanoindentation of biological materials. *Nano Today*. August. Volume:1 No:3. 26-33.
36. El Mowafy O.M, Waits D.C. (1986). Fracture Toughness of Human Dentin. *Journal of Dental Research*. 65: 677-681.
37. Farah J.W, Powers J.M, Dennison J.B, Craig R.G. Spencer J. (1976). Effects of Cement Bases on the Stresses and Deflections in Composite Restorations. *Journal of Dental Research*. Jan-Feb. No:1 115-120.
38. Fejerskov O, Kidd E.A.M. (2008). *Dental Caries: The Disease and Its Clinical Management*. Blackwell Publishing Company. Australia.

39. Ferrari M, Sorrentino R, Zarone F, Apicella D. (2008). Non-linear viscoelastic finite element analysis of the effect of the length of glass fiber posts on the biomechanical behaviour of directly restored incisors and surrounding alveolar bone. *Dental Materials Journal*. 27 (4):485-498.
40. Fischer A. (2011). *Handbook of Nanoindentation and Indenter selection guidelines*. Fischer-Cripps Laboratories Pty. Limited, Sydney, Australia.
41. Fischer-Cripps A.C. (2002). *Nanoindentation, mechanical engineering series*. Springer-Verlag, Berlin, 1–6.
42. Fischer-Cripps A.C. (2004). *Nanoindentation*. Springer-Verlag Publishing Co, Inc. USA.
43. Fong H, Sarikaya M, White N.S, Snead M.L. (2000). Nano-mechanical properties profiles across dentin–enamel junction of human incisor teeth. *Materials Science and Engineering*. Vol:7.119–128.
44. Gallagher R.R, Balooch M, Balooch G, Wilson R.S, Marshall S. J, Marshall G.W. (2010). Coupled nanomechanical and raman microspectroscopic investigation of human third molar dentino-enamel junction. *Journal of Dental Biomechanics*. doi:10.4061/2010/256903.
45. Gao X.L, Jing X.N, Subhash G. (2006). Two new expanding cavity models for indentation deformations of elastic strain-hardening materials. *International Journal of Solids and Structures* 43:2193-2208.
46. Garcia A.H, Lozano M.A.M, Vila J.C, Escribano A.B, Galve P.F. (2006) Composite resins. A review of the materials and clinical indications. *Medicina Oral Patologia Oral y Cirugia Bucal*.11:E215-20.

47. Giráldez de Luis I, Garrido M.A, Gómez-del Río T, Ceballos L., Rodríguez J. (2010). Comparison of the mechanical properties of dentin and enamel determined by different nanoindentation techniques: conventional method and continuous stiffness measurement. *Bol. Soc. Esp. Ceram.* Vol. 49, 3, 177-182.
48. Guidoni G, Denkmayr J, Schoberl T, Jager I. (2005). Nanoindentation in teeth: the influence of experimental conditions on local mechanical properties. *Philosophical Magazine & Philosophical Magazine Letters.*
49. Gun H. (2007). Boundary element method for prediction of hardness of dentin from punch–nano-indentation test. *Computer Methods and Programs in Biomedicine* 86: 227–231.
50. Habelitz S, Marshall G.W, Balooch M, Marshall S.J. (2002). Nanoindentation and storage of teeth. *Journal of Biomechanics.*35:95-98.
51. Habelitz S, Marshall S.J, Marshall G.W, Balooch M. (2001). Mechanical properties of human dental enamel on the nanometre scale. *Archives of Oral Biology.* 46:173-183.
52. Haeberle D.C. (2001). The use of nanoindentation to determine composite interfacial shear strength and the effects of environmental aging. PHD Thesis, Virginia Polytechnic Institute and State University, USA.
53. He L.H, Swain M.V. (2008). Understanding the mechanical behaviour of human enamel from its structural and compositional characteristics. *Journal of The Mechanical Behaviour of Biomedical Materials.* 18-29.
54. He L.H, Swain M.V. (2007). Nanoindentation derived stress–strain properties of dental materials. *Dental Materials.* 23: 814-821.
55. Hiroshi K, Takahashi M, Ikeuchi K. (2006). Nanoindentation Hardness Test for Estimation of Vickers Hardness. *Transactions of JWRI.* Vol35, No:1. 57-61.

56. Hosoya Y, Marshall G.W. (2005). The nano-hardness and elastic modulus of sound deciduous canine dentin and young premolar dentin—Preliminary study. *Journal of Materials Science: Materials in Medicine*. 16: 1-8.
57. Huang T.T.Y, He L.H, Darendeliler M.A, Swain M.V. (2010). Nano-Indentation Characterisation of Natural Carious White Spot Lesions. *Caries Research*. 44:101-107.
58. Hussein S. (2004). *Textbook of Dental Materials*. Jaypee Brothers Medical Publishers Ltd. India.
59. Ichim I, Li Q, Li W, Loughran J, Swain M.V, Kieser J. (2007). Modelling of fracture behaviour in biomaterials. *Biomaterials*: 28;1317–1326.
60. Imbeni V. Nalla R.K, Bosi C, Kinney J.H, Ritchie R.O. (2003). In vitro fracture toughness of human dentin. *Journal of Biomedical Material Research*. 66A: 1–9.
61. Inoue T, Saito M, Yamamoto M, Debari K, Kou K, Nishimura F, Miyazaki T. (2009). Comparison of nanohardness between coronal and radicular intertubular dentin. *Dental Materials Journal*. 28(3): 295-300.
62. Iwamoto N, Ruse D. (2003). *Fracture toughness of human dentin*. Wiley Periodicals Inc.No:507-512.
63. Kaleem M, Masourasa K, Satterthwaite J.D, Silikasa N, Wattsa D.C. (2012). Viscoelastic stability of resin-composites under static and dynamic loading. *Dental Materials*. Volume 28, Issue 2, February, 15–18.
64. Kidd E.A.M. (2005). *Essentials of dental caries*. Oxford University Publishing. UK.
65. Kinney J.H, Marshall S.J, Marshall G.W. (2003). The Mechanical Properties of Human Dentin: a Critical Review and Re-evaluation of the Dental Literature. *Critical Reviews in Oral Biology & Medicine*. 14:13-29.

66. Kuriyagawa T, Kinbara O, Horiguchi S, Tagami J, Yamada T, Syoji K. (2003). Selective Removal of Carious Dentine with the Micro Abrasive Jet Technology. *Key Engineering Materials*. Volume:238-239. pp. 405-410.
67. Kuter B. (2006). Isı uygulamasının konvansiyonel cam iyonomer simanların mekanik özellikleri üzerine etkisi. Doktora tezi, Ege Üniversitesi, İzmir.
68. Li L, Wang Z, Bai Z.C, Mao Y, Gao B, Xin H, Zhou B, Zhang Y, Liu B. (2006). Three-dimensional finite element analysis of weakened roots restored with different cements in combination with titanium alloy posts. *Chinese Medical Journal* 119(4):305-311.
69. Lim C.T, Hairul Nizam B.R, Omar B.H.B, Chng H.K, Yap A.U.J. (2005). Probing the nanomechanical properties of teeth. 11th International Conference on Fracture.
70. Ling L, Xu X, Choi G.Y, Billodeaux D, Guo G, Diwan R.M. (2009). Novel F-releasing composite with improved mechanical properties. *Journal of Dental Research*. 83–88. doi:10.1177/0022034508328254
71. Lippert F, Parker D.M, Jandt K.D. (2004). In vitro demineralization/remineralization cycles at human tooth enamel surfaces investigated by AFM and nanoindentation. *Journal of Colloid and Interface Science*. 280 442–448.
72. Lohbauer U. (2010). Dental glass ionomer cements as permanent filling materials? Properties, limitations and future trends. *Materials*. 96:76-96.
73. Lohbauer U, Walker J, Nikolaenko S, Werner J, Clare A, Petschelt A, Greil P. (2003). Reactive fibre reinforced glass ionomer cements. *Biomaterials*. 24:2901-2907.

74. Lu H, and Huang G. (2006). Measurements of relaxation modulus using nanoindentation. Oklahoma State University. Conference.
75. Magne P. (2007). Efficient 3D finite element analysis of dental restorative procedures using micro-CT data. *Dental Materials*. 23:539–548.
76. Mahoney E.K, Holt A, Swain M.V, Kilpatrick N. (2000) The hardness and modulus of elasticity of primary molar teeth: an ultra-micro-indentation study. *Journal of Dentistry*. 28:589–594.
77. Mahoney E.K, Rohanizadeh R, Ismail F.S.M, Kilpatrick N.M, Swain M.V. (2004). Mechanical properties and microstructure of hypomineralised enamel of permanent teeth. *Biomaterials*. 25:5091–5100.
78. Malsch N.H. (2005) *Biomedical Nanotechnology*. Taylor & Francis CRC Press. USA.
79. Marshall G.W, Habelitz S, Gallagher R, Balooch M, Balooch G, Marshall S.J. (2001). Nanomechanical properties of hydrated carious human dentin. *Journal of Dental Research*. 80(8):1768- 1771.
80. Martin N, Garcia A, Vera V, Garrido M.A. (2010). Mechanical Characterization Of Sclerotic Occlusal Dentin By Nanoindentation And Nanoscratch. *American Journal of Dentistry*. Vol.23:2.
81. McCabe J.F, Walls A.W.G. (2008). *Applied Dental Materials*. Blackwell Publishing Ltd. USA.
82. Meng C.S. (2008). Biomechanical characterization of dental composite restoratives - A micro-indentation approach. PHD Thesis, University of Singapore, Singapore.

83. Misra A, Spencer P, Marangos O, Wang Y, Katz J.L. (2005). Parametric study of the effect of phase anisotropy on the micromechanical behaviour of dentin–adhesive interfaces. *J. R. Soc. Interface* 2:145-157.
84. Mohamad D, Young R.J, Mann A.B, Watts D.C. (2007). Post-polymerization of dental resin composite evaluated with nanoindentation and micro-raman spectroscopy. *Archives of Orofacial Sciences*. 2;26-31.
85. Mori K, Inage H, Kawamoto R, Tonegawa M, Kurokawa H, Tsubota K, Takamizawa T. (2008). Ultrasonic monitoring of the setting of glass–ionomer luting cements. *European Journal of Oral Sciences*. 116: 72–76.
86. Mount G: (2002). *An Atlas of Glass-Ionomer Cements: A Clinician’s Guide*. Martin Dunitz Publishment. USA.
87. Nalçacı A, Bağış B. (2005). Nano-hibrit bir kompozit rezinin yüzey sertliğinin in-vitro olarak incelenmesi. *Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*. 32(2) 91-98.
88. Nalla R.K, Kinney J.H, Ritchie R.O. (2003). On the fracture of human dentin: Is it stress or strain controlled? *Journal of Biomedical Material Research*. 67A: 484–495.
89. O’Brien W.J. (2002). *Dental materials and their selection*. Quintessence Publishing Co, Inc. USA.
90. Oliver W.C, Pharr G.M. (2004). Measurement of hardness and elastic modulus by instrumented indentation: Advances in understanding and refinements to methodology. *Journal of Material Research*. Vol. 19, No. 1.
91. Oyen M.L. (2005). Nanoindentation hardness of mineralized tissues. *Journal of Biomechanics*. 09:011.

92. Oyen M.L, He L.H, Swain M.V. (2008). Handbook of Nanoindentation: With Biological Applications. Pan Stanford Publishing. USA.
93. Padmanabhan S.K, Balakrishnan A, Chub M.C, Kima T.N, Chob S.J. (2010). Micro-indentation fracture behavior of human enamel. *Dental Materials*. 26:100-104.
94. Palti D.G, Andrade M.A, Machado M, da Silva S.M.B, Abdo R.C.C, Lima J.E.O. (2008). Evaluation of superficial microhardness in dental enamel with different eruptive ages. *Brazilian Oral Research*. 22(4):311-315.
95. Pashley D.H, Agee K.A, Carvalho R.M, Lee K.W, Tay F.R, Callison T.E. (2003). Effects of water and water-free polar solvents on the tensile properties of demineralized dentin. *Dental Materials*. 19:347-352.
96. Pashley D.H, Agee K.A, Wataha J.C, Rueggeberg F, Ceballos L, Ito K, Yoshiyama M, Carvalho M.R, Tay F.R. (2003). Viscoelastic properties of demineralized dentin matrix. *Dental Materials*. 19:700-706.
97. Poolthong S. (1996). Characterization of the mechanical properties of enamel, dentine and cementum by an ultra micro-indentation system. PHD Thesis, University of Sydney, Australia.
98. Poolthong S. (1998). Determination of the mechanical properties glass-ionomer cements. DDS Thesis, Chulalongkorn University, Thailand.
99. Poolthong S, Mori T, Swain M.V. (2001) Determination of elastic modulus of dentin by small spherical diamond indenters. *Dental Materials Journal*. 20 (3): 227-236.
100. Popowics T.E, Rensberger J.M, Herrinc S.W. (2004). Enamel microstructure and microstrain in the fracture of human and pig molar cusps. *Arch. of Oral Biol*. 49:595-605.

101. Pugach M.K, Strother J, Darling C.L, Fried D, Gansky S.A, Marshall S.J, Marshall G.W. (2009). Dentin Caries Zones: Mineral, Structure, and Properties. *Journal of Dental Research*. 88; 71.
102. Ramirez J. (2010). Nanoindentation Fracture Toughness. Nanovea User's Manual.
103. Roylance D. (2008). *Mechanical Properties of Materials*. Massachusetts Institute of Technology Publishing. USA.
104. Rasmussen S.T, Patchin R.E, Scott D.B. (1976). Fracture Properties of Human Enamel and Dentin. *Journal of Dental Research*. 55: 154-164.
105. Ruse N.D. (2008). Propagation of erroneous data for the modulus of elasticity of periodontal ligament and gutta percha in FEM/FEA papers: A story of broken links. *Dental Materials*. 24:1717–1719.
106. Sakoolnamarka R, Burrow M.F, Swain M, Tyas M.J. (2005). Microhardness and Ca:P ratio of carious and Carisolv™ treated caries-affected dentine using an ultra-micro-indentation system and energy dispersive analysis of x-rays – A pilot study. *Australian Dental Journal*. 50:(4):246-250.
107. Salerno M, Patra N, Diaspro A. (2012). Atomic force microscopy nanoindentation of a dental restorative midifill composite. *Dental Materials*. 28:197-203.
108. Shah Khan M.Z, Simpson G, Townsend C.R. (2002). A comparison of the mechanical properties in compression of two resin systems. *Materials Letters* 52:173-179.

109. Shibata Y, He L.H, Kataoka Y, Miyazaki T, Swain M.V. (2008). Micromechanical property recovery of human carious dentin achieved with colloidal nano- β -tricalcium phosphate. *Journal of Dental Research*. 87(3):233-237.
110. Shintome L.K, Nagayassu M.P, Di Nicoló R, Myaki S.I. (2009). Microhardness of glass ionomer cements indicated for the ART technique according to surface protection treatment and storage time. *Brazilian Oral Research*. Oct-Dec;23(4):439-45.
111. Shuman D.J, Costa A.L.M, Andrade M.S. (2006). Calculating The Elastic Modulus From Instrumented Indentation Reload Curves. 17° CBECIMat Congresso Brasileiro de Engenharia e Ciência dos Materiais. PR, Brasil.
112. Silva R.C, Zuanon A.C.C, Esberard R.R. (2007). In vitro microhardness of glass ionomer cements. *Journal of Materials Science: Materials in Medicine*. 18:139-142.
113. Subramani K, Ahmed W. (2012). *Emerging Nanotechnologies in Dentistry: Materials, Processes, Applications*. Elsevier Publication. UK.
114. Suwannaroop P, Chaijareenont P, Koottathape N, Takahashi H, Arksornnukit M. (2011). In-vitro wear resistance, hardness and elastic modulus of artificial denture teeth. *Dental Materials Journal*. 30:461-468.
115. Şahin O, Uzun O, Kölemen U, Uçar N. (2007). Dynamic hardness and reduced modulus determination on the face of β -Sn single crystals by a depth sensing indentation technique. *Journal of Physics: Condensed Materials*. 953-984.
116. Tajima K, Nikaido T, Inoue G, Ikeda M, Tagami J. (2009). Effects of coating root dentin surfaces with adhesive materials. *Dental Materials Journal*. 28(5): 578–586.

117. Taş S. (2010). Çeliklerde x-ışınları yöntemi ile artık östenit ve indentasyon yöntemi ile artık gerilme tayini. Yüksek lisans tezi, Dokuz Eylül Üniversitesi, İzmir.
118. Tüzüner T, Kuşgöz A, Er K, Taşdemir T, Buruk K, Kemer B. (2011). Antibacterial activity and physical properties of conventional glass-ionomer cements containing chlorhexidine diacetate/cetrimide mixtures. *Journal of Esthetic Restorative Dentistry* 23:46–56.
119. Toparlı M, Köksal N.S. (2005). Hardness and yield strength of dentin from simulated nano-indentation tests. *Computer Methods and Programs in Biomedicine*. 77, 253-257.
120. Towler M.R, Bushby A.J, Billington R.W, Hill R.G. (2001). A preliminary comparison of the mechanical properties of chemically cured and ultrasonically cured glass ionomer cements, using nano-indentation techniques. *Biomaterials*. 22: 1401-1406.
121. Van Meerbeek B, Willems G, Celis J.P, Roos J.R, Braem M, Lambrechts P, Vanherle G. (1993). Assessment by nano-indentation of the hardness and elasticity of the resin-dentin bonding area. *Journal of Dental Research*. 72(10):1434-42.
122. Wolf B. (2000). Inference of Mechanical Properties from Instrumented Depth Sensing Indentation at Tiny Loads and Indentation. *Depths Cryst. Res. Technol*. 35:4, 377–399.
123. Wang X.Y, Yap A.U.J, Ngo H.C, Chung S.M. (2007). Environmental Degradation of Glass-Ionomer Cements: A Depth-Sensing Microindentation Study. *Journal of Biomedical Materials Research Part B: Applied Biomaterials*. 82:1-6.

124. Yakun J, Junqi L, Han C. (2006). Comparison of the mechanical properties of composite resin cured by halogen curing light with those by LED curing light. *Journal of Practical Stomatology*. 02: 227-229.
125. Yamamoto T, Takeishi S, Momoi Y. (2007). Finite element stress analysis of indirect restorations prepared in cavity bases. *Dental Materials Journal*. 26(2): 274-279.
126. Yamazaki T, Schricker S.R, Brantley W.A, Culbertson B.M.(2006). Viscoelastic behavior and fracture toughness of six glass-ionomer cements. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. Vol:96, 266-272.
127. Yan J, Taskonak B, Mecholsky J.J. (2009). Fractography and fracture toughness of human dentin. *Journal of Mechanical Behaviour of Biomedical Materials*. Vol:2, Iss:5.478–484.
128. Xie D, Zhao J, Yang Y, Park J, Chu T.M, Zhang J.T.(2008). Preparation and evaluation of a high-strength biocompatible glass-ionomer cement for improved dental restoratives. *Biomedical Materials*. Vol:2(3):1-12.
129. Zamiri A, De S. (2011). Mechanical properties of hydroxyapatite single crystals from nanoindentation data. *Jour. of Mech. Behav. of Biomed. Mat.:* 146-152.
130. Zheng L, Zheng J, Weng L.Q, Qian L.M, Zhou Z.R. (2011). *Wear*. Effect of remineralization on the nanomechanical properties and microtribological behaviour of acid-eroded human tooth enamel. 271: 2297– 2304.
131. Zhou J, Hsiung L.L. (2006). Biomolecular origin of rate-dependent deformation of prismatic enamel. *Applied Physics Letters*.
132. Zhou J, Hsiung L.L. (2006). Depth dependence of the mechanical properties of human enamel by nanoindentation. *Journal of Biomedical Materials Research Part A*.

ÖZGEÇMİŞ

1983 yılında Ankara’da doğdum. İlköğrenimimi Bornova Yavuz Selim İlkokulu’nda, orta ve lise öğrenimimi Karşıyaka Anadolu Lisesi’nde tamamladım. 2001 yılında girdiğim Ege Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi’nden 2006 yılında mezun oldum. Aynı yıl Ege Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Diş Hastalıkları ve Tedavisi Anabilim Dalında doktoraya başladım. 2008 yılında Araştırma görevlisi kadrosuna atandım. Halen resmi adı 2011 yılında ilgili yasa ile değişen Restoratif Diş Tedavisi Anabilim Dalında görev yapmaktayım. Evli ve bir erkek çocuk babasıyım.

Dt. Cem PEŞKERSOY