

T.C.
MARMARA ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSİTİTÜSÜ

KLAS V KAVİTELERE DEĞİŞİK YÖNTEMLERLE UYGULANAN CAM İYONOMER KAİDE SİMANIN DENTİN MİKROSERTLİĞİNE VE ADAPTASYONUNA ETKİSİNİN İN VİTRO OLARAK İNCELENMESİ

Dt. SEÇKİN SÜSAL

DOKTORA TEZİ

PEDODONTİ ANABİLİM DALI

DANIŞMAN
Prof. Dr. ALİ MENTEŞ

İSTANBUL 2007

TEŞEKKÜR

Pedodonti Anabilim Dalı'ndaki doktora eğitimimim süresince varlığı ve bilgisi ile bize güven veren, pedodonti eğitimimizi en iyi şekilde almamız için her türlü ortam ve şartı hazırlayan, bizi hiç yalnız bırakmayıp, en zor anlarımızda yanımızda olan, sabrını, iyi niyetini ve desteğini bizden hiç esirgemeyen, değerli hocam Prof. Dr. İlknur TANBOĞA'ya,

Tez çalışmam boyunca yardım eden ve yol gösteren, destek sabır ve katkılarıyla tezimin şekillenmesini sağlayan danışman hocam Prof. Dr. Ali MENTEŞ'e

Anabilim Dalına girdiğim ilk günden beri Pedodonti eğitimime destek ve katkısı olan sayın hocalarım; Prof. Dr. Serap AKYÜZ'e, Prof. Dr. Lale DÜZDAR'a, Prof. Dr. Betül KARGÜL'e

Tez izleme komitemde bulunan Prof. Dr. Zeynep AYTEPE'ye,

Doktora tezim SEM çalışmalarında bana yol gösteren ve her aşamada danıştığım, çalışmamın M.Ü. Tıp Fakültesi Histoloji ve Embriyoloji Anabilim Dalı üyesi Prof. Dr. Serap ARBAK'a,

Doktora tezimin istatistiksel analizlerinin yapımında samimi ilgisini gösteren biyoistatistik uzmanı A.Rana KONYALIOĞLU'na,

Bölümde geçirdiğim yıllarımın en güzel hatıraları olacak her kıdemdeki tüm asistan arkadaşlarıma, özellikle dönem arkadaşlarım Dr. Özgür Önder KUŞÇU, Dr. Onur Özlem ULU, Dt. Pınar KARATABAN ve 16 yıllık kader arkadaşım ve dostum Dr. Sertaç PEKER'e,

Beni her durumda en iyi koşullarda büyütüp yetiştiren, eğitimimin her aşamasında bana sonsuz desteklerini sunan hayatım boyunca hep yanımda olan teşekkürlerin yetersiz kalacağı annem Güneri SÜSAL ve babam İlker SÜSAL'a,
Ve tez dönemi boyunca büyük bir sabır ve fedakarlıkla bana yardımcı olan sevgili eşim Dt.Zeynep Uçar SÜSAL'a,
Sonsuz teşekkürlerimi sunarım.

Dt. Seçkin SÜSAL

İÇİNDEKİLER

Sayfa No

KISALTMALAR

1. ÖZET.....1

2. SUMMARY 3

3. GİRİŞ VE AMAÇ.....5

4. GENEL BİLGİLER.....8

4.1. Dentin….....**8**

4.1.1. Dentinin Oluşumu ve İçeriği.....**8**

4.1.2. Dentin Kollajeni.....**9**

4.1.3. Dentin Tübülleri……...**10**

4.1.4. Peritübüler ve İntertübüler Dentin……..**11**

4.1.5. Dentinin Geçirgenliği……...**11**

4.1.6. Dentin Tipleri……...**13**

4.2. Smear Tabakası.....**13**

4.2.1. Smear Tabakasının Morfolojisi…….....**15**

4.2.2. Smear Tabakasının Geçirgenliğe Etkisi…….....**16**

4.3. Kavite Yüzeyinin Düzenlenmesi.....**19**

4.4. Cam İyonomer Simanlar……..**23**

4.4.1. Sertleşme Reaksiyonu……..**24**

4.4.2. Diş Dokusuna Adezyon……...**25**

4.4.3. Cam İyonomerlerin Çürük İnhibasyonu……...**26**

4.4.4. Cam İyonomerlerden Fluorid Salımı……....**27**

4.4.5. Fluorid Salım Mekanizması…….....**29**

4.4.6. Diş Dokusuna Fluorid Geçişi……**29**

4.4.7. Kuronal Dentin Çürüğü…….**31**

4.5. Fluoridin Karyostatik Mekanizması…….....**34**

4.6. Dentin Demineralizasyonu……...**35**

4.7. Dentin Remineralizasyonu……**36**

4.8. Dentinin De- ve Remineralizasyonunu İnceleme Yöntemleri……..**37**

4.8.1. Dentinin De- ve Remineralizasyonunu Ölçen Direk Yöntemler…...**38**

4.8.2. Dentinin De- ve Remineralizasyonunu Ölçen İndirek Yöntemler…**40**
4.8.3. Mikrosertlik Yöntemi……**41**
4.8.3.1. Mikrosertlik ve Mineral İçerik……..**46**
5. GEREÇ VE YÖNTEM.....**48**
5.1. Örneklerin Hazırlanması….....**48**
5.1.1. Kavitelerin Hazırlanması…….....**48**
5.1.2. Çalışmada Kullanılan Materyaller.....**49**
5.1.3. Kavite Yüzeyinin Düzenlenmesi ve Kaidelerin Yerleştirilmesi…...**50**
5.1.4. Uygulanan Cam İyonomer Kaidelerin Üzerlerinin Örtülmesi.....**52**
5.1.5. Örneklerin Bölünmesi.....**53**
5.2. Yüzey Mikrosertlik Ölçümleri.....**55**
5.2.1. Mikrosertlik Ölçümleri İçin Örneklerin Hazırlanması.....**55**
5.2.2. Mikrosertlik Ölçümleri…….....**55**
5.3. SEM Altında Örneklerin Topografisinin İncelenmesi.....**58**
5.3.1. CİS-Dentin Ara Yüzünün Hazırlanması.....**58**
5.3.2. SEM İncelemesi İçin Örneklerin Hazırlanması……...**58**
5.4. İstatistiksel Metod.....**59**
6. BULGULAR.....**61**
6.1. Mikrosertlik Verilerinin Değerlendirilmesi.....**61**
6.1.1. Birinci Ay Mikrosertlik Verilerinin Değerlendirilmesi……...**61**.
6.1.1.1. A1 Grubunun Mikrosertlik Verilerinin Değerlendirilmesi..**61**
6.1.1.2. B1 Grubunun Mikrosertlik Verilerinin Değerlendirilmesi..**63**
6.1.1.3. C1 Grubunun Mikrosertlik Verilerinin Değerlendirilmesi..**65**
6.1.1.4. D1 Grubunun Mikrosertlik Verilerinin Değerlendirilmesi..**67**
6.1.2. Birinci Ay Grupların Karşılaştırılması……**69**
6.1.3. Üçüncü Ay Mikrosertlik Verilerinin Değerlendirilmesi…….**73**
6.1.3.1. A2 Grubunun Mikrosertlik Verilerinin Değerlendirilmesi..**73**
6.1.3.2. B2 Grubunun Mikrosertlik Verilerinin Değerlendirilmesi..**75**
6.1.3.3. C2 Grubunun Mikrosertlik Verilerinin Değerlendirilmesi..**77**
6.1.3.4. D2 Grubunun Mikrosertlik Verilerinin Değerlendirilmesi..**79**
6.1.4. Üçüncü Ay Grupların Karşılaştırılması……...**81**

6.1.5. Üç Mesafedeki Mikrosertlik Değerlerinin Zaman Faktörüne Göre Karşılaştırılması……**84**
6.2. SEM Bulgularının Değerlendirilmesi…….……**89**
6.2.1. Grup A'nın SEM Bulguları Değerlendirilmesi……..…...**90**
6.2.2. Grup B'nin SEM Bulguları Değerlendirilmesi…….……**92**
6.2.3. Grup C'nin SEM Bulguları Değerlendirilmesi…….**94**
6.2.4. Grup D'nin SEM Bulguları Değerlendirilmesi…….**96**
7. TARTIŞMA VE SONUÇ.....99
7.1. Gereç ve Yöntemin Tartışılması Tartışılması……**99**
7.1.1. Dentin ve Mikrosertlik……..**99**
7.1.2. İn Vitro Modelin Tartışılması…….**103**
7.2. Bulgularının Tartışılması……..……...**107**
7.3. Sonuçlar……...**116**
8. KAYNAKLAR 118
9. ÖZGEÇMİŞ.....136

KISALTMALAR

CİS; Cam İyonomer Siman

EDTA; Etilen Diamin Tetraasetik Asit

GPa; Nano Sertlik Değeri

Hv; Vickers Sertlik Değeri

KHN; Knoops Sertlik Değeri

LMR; Uzunluğuna İnceleme Mikroradyografisi

MPa; Mega Paskal

MS; Mikrosertlik Değerleri

pH; Asit veya Baz derecesini tarif eden ölçü birimi

RMCİS; Rezin Modifiye Cam İyonomer Siman

SEM ; Scanning Elektron Mikroskobu

SİMS; Secondary İyon Mass Spektrometri

TMR; Transversal Mikroradyografisi

µm; Mikron

1. ÖZET

Fluorid içeren cam iyonomer simanların mineye etkisi bilinmekle birlikte, dentindeki etkilerinin incelendiği çalışmalar sınırlı sayıdadır. Araştırmadaki amacımız, kaide maddesi olarak kullandığımız cam iyonomer simanın, uygulanması öncesinde farklı dentin düzenlemelerinin altındaki dentinin sertliğine ve cam iyonomer siman ile dentin ara yüzü topografisine etkisini in vitro olarak incelemektir.

Çalışmanın in vitro kısmında 20 adet cerrahi operasyonla çekilmiş tamamen enklüze ve çürüksüz yirmi yaş dişleri kullanıldı. Dişlerin vestibül ve lingual yüzeylerinde uzunluğu 5 mm, genişliği 3 mm, derinliği 4 mm olan Klas V kaviteler oluşturuldu. Hazırlanan her kavite kendi içinde iki gruba ayrıldı ve böylece her diş için 4 ayrı grup meydana getirildi. A grubunda kavite tabanına, dentinin üzerine cam iyonomer siman direkt olarak 2 mm kalınlıkta olacak şekilde uygulandı. B grubunda dentine, % 10'luk poliakrilik asit 10 saniye uygulandı. Yıkanıp, kurutulduktan sonra dentinin üzerine cam iyonomer siman 2 mm kalınlıkta olacak şekilde yerleştirildi. C grubunda dentine, % 37'lik ortofosforik asit 10 saniye uygulandı. Yıkanıp, kurutulduktan sonra dentinin üzerine cam iyonomer siman 2 mm kalınlıkta olacak şekilde yerleştirildi. D grubunda (kontrol grubu) dentine kaide uygulanmadan direkt olarak % 37'lik ortofosforik asit 10 saniye uygulandı. Yıkanıp, kurutulduktan sonra dentinin üzerine bonding ajanı ve ışıkla sertleşen kompozit dolgu maddesi yerleştirildi. Örneklerin 10 tanesi bir ay, diğer 10 tanesi üç ay boyunca deiyonize suda bekletildi. Bekleme süreleri dolan örnekler bölme işlemine tabii tutuldu. Cam iyonomer simana komşu dentin sertliği Vickers yöntemiyle ölçüldü. Mikrosertlik ölçümleri, cam iyonomer simandan 20 µm, 300 µm ve 600 µm uzaklıkta her bölge için dokuz adet olmak üzere yapıldı.

Bir ve üç ay bekletilen örneklerde, CİS uygulanan gruplarda kontrol grubuna göre dentin mikrosertlik değerlerinde sadece 20 µm'da istatistiksel olarak anlamlı bir artış tespit edilmiştir ($p<0.001$ and $p<0.05$). 300 µm mesafede, CİS uygulanan gruplarda kontrol grubuna göre bir ve üç ay bekletilen örneklerde, mikrosertlik değerleri artmış olmasına

rağmen, sadece üçüncü ay gruplarında bu artışın istatistiksel olarak anlamlı olduğu tespit edilmiştir. CİS uygulanan gruplar arasında bir fark bulunmamıştır.

SEM incelemelerine göre, cam iyonomer siman ile dentin arasındaki ara yüzeyde smear tabakasını uzaklaştırmada poliakrilik ve ortofosforik asit uygulamalarında başarı sağlanırken, dentine hiçbir düzenleyici ajan uygulanmadan cam iyonomer siman yerleştirildiğinde ara yüzeydeki smear tabakası uzaklaştırılamamıştır.

Dentine CİS uygulanması öncesinde düzenleyici veya asit uygulanması, remineralizasyon miktarını değiştirmemektedir. Tüm uygulamalarda CİS'a komşu dentin dokusunda remineralizasyon gözlenmiştir.

Sonuç olarak, CİS uygulanması dentinin sertliğini artırmış ve dentine düzenleme yapılarak CİS yerleştirilmesi ile CİS'in dentine direkt olarak uygulanması arasında dentin sertlik değeri açısından bir farklılık bulunmadığı tespit edilmiştir.

Anahtar Kelimeler: Dentin, mikrosertlik, cam iyonomer siman, fluorid, remineralizasyon.

2. SUMMARY

IN VITRO EVALUATION OF MICROHARDNESS OF DENTIN AND DENTIN-GLASS IONOMER CEMENT INTERFACE AFTER DIFFERENT GLASS IONOMER CEMENT APPLICATION METHODS

The aim of this investigation was to evaluate the effect of various applications of glass ionomer cement (GİC) on dentin microhardness and GIC-dentin interface, in class V cavities, in-vitro.

Twenty extracted caries-free human third molars were used in this study. Class V cavities (5 x 3 x 4mm) were prepared both on the buccal and lingual sides of each specimen using a diamond bur. Each cavity was divided into two and four groups were designed for each tooth. In group A GIC was directly applied over dentin. İn the groups B and C, dentin was conditioned either with 37% ortophosphoric acid or 10% polyacrylic acid for 10 seconds and 2 mm thick GIC was applied. Group D was left without GIC base material as a control. All cavities were then covered with a dentin bonding agent and a hybrid composite. Ten specimens stored in de-ionized water for one month and the other ten for three months. The cavities were then sectioned bucco-lingually. The microhardness of the dentin was measured adjacent to GIC with Vickers hardness apparatus. For each zone nine indentions were applied at a distance from GIC 20µm, 300µm, 600µm.

The results of GIC groups showed significantly increased microhardness only at the 20µm zone In the first and third month ($p<0.001$ and $p<0.05$). At the 300µm zone, the first and third month groups had better microhardness values for GIC groups but these were only statistically significant compared to control group in the 3rd month values ($p<0,05$). No difference was seen between GIC groups.

According to SEM observations; both polyacrylic and ortophosphoric conditioning of dentin prior to GIC application were successful for removing the smear layer at the GIC-dentin interface. In the group where no treatment was performed, a thick smear layer was observed.

The application of a conditioner or acid prior to GIC application didn't change the remineralization rate. All the GIC groups showed incease in remineralization at the dentin adjacent to the restoration.

As a conclusion, application of GIC on dentin increased the microhardness of dentin. Application method of GIC didn't effect the underlying dentin hardness.

Keywords: Dentin, microhardness, glass ionomer cement, fluoride, remineralization.

3. GİRİŞ ve AMAÇ

Kesilen diş yüzeyinde smear tabakası oluşumu ilk olarak 1961 yılında gösterilmiştir. Birçok araştırıcı, diş dokusunun karbid frezler, zımpara, elmas frez ve el aletlerinin kullanılması sonucunda smear tabakası oluşumunu göstermişlerdir. Bu tabaka, "mine, dentin veya sementte yapılan kesme işlemiyle oluşan kalsifiye döküntüler" olarak veya 'altta bulunan diş dokusu etkileşimini engelleyen artık tabaka' olarak tanımlanabilir (56, 59).

Smear tabakası, dentin geçirgenliğini, koruyucu bir difüzyon bariyeri gibi davranarak azaltır. Birçok restoratif materyal, mikro sızıntıya çeşitli derecelerde izin verdiğinden dolayı smear tabakası önemlidir. Diğer taraftan smear tabakası, dentin ve mineye bağlanma bariyeri ve mikro organizma topluluğu olarak da tanımlanabilir. Bir çok adeziv restorasyon protokolü diş dokusu ile bağlanma kuvvetini arttırmak için smear tabakasını kısmen veya tamamen kaldırmayı içermektedir. Bunun yanında eğer smear tabakası kaldırılmaz ise sonradan çözünerek restorasyon çevresinde boşluk yaratabileceği düşünülmektedir. Bu boşluk, restorasyonun çevresinde oral sıvı ve bakterilerin geçişine izin vererek sekonder çürük oluşturabilmektedir (91, 92).

Kavite yüzeyinin düzenlenmesi, smear tabakası oluşumundan sonra kavite yüzeyinin değiştirilmesidir. Düzenlemenin amacı, mikro mekanik ve eğer mümkünse kimyasal bir bağ oluşturmak amacıyla uygun bir yüzey sağlamaktır (32).

Asitler (fosforik, maleik, nitrik, sitrik asit gibi), kısmen veya tamamen smear tabakasının uzaklaştırılmasında veya dentinin en üst tabakasının demineralizasyonunda dentin adesiv sistemlerle birlikte sunulmaktadır (59). Bu gibi sıvı ve jelleri, "pürüzlendirici" ve bazı firmalar "düzenleyici" olarak tanımlamaktadır. Pürüzlendirme; maddenin çözülmesini ifade derken, düzenleme; temizleme, yapı değişiklikleri ve maddenin adeziv özelliğini arttırmaktır. Düzenleyici ve reaksiyon ürünleri yıkanarak

uzaklaştırılır. Düzenlemeyi ve yıkamayı takiben meydana gelen mineral kaybı, var olan kollajen lifli yapı ile adeziv monomerin kontağını arttıracaktır (32).

Cam iyonomerlerin sadece kavite duvarını çürük oluşumundan korumadığı, aynı zamanda restorasyona komşu lezyonların miktarını azalttığına dair birçok kanıt mevcuttur. Yapılan birçok çürük deneyi, cam iyonomer restorasyonların çevresindeki duvar ve dış lezyonların sıklığı ve büyüklüğünün azaldığını göstermiştir (131). Dış lezyonunun genişlemesinin azalması, genellikle cam iyonomerden salınan fluorid iyonlarının çevreye difüzyonuna bağlanmaktadır. Diğer yandan, duvar lezyonlarının engellenmesi, materyalden salınan fluoridin, komşu diş yapısı tarafından alınması sonucu kavite duvarlarının çözünmeye direncinin artmasına bağlanmaktadır. Cam iyonomerler ile kontakta olan dentin yüzeylerinde yapılan yapay lezyon çalışmaları, cam iyonomere komşu bölgedeki kalsiyum ve fosfor seviyelerinin sağlam dentindeki gibi ve fluoridin konsantrasyonunun anlamlı olarak fazla olduğunu göstermiştir (25).

Sertlik, bir kütlenin, başka bir kütlenin ile aynı zamanda aynı alanda olma çabasına gösterdiği direnç olarak tanımlanabilir (66). Kesin büyüklüğü hangi yöntem ile ölçüm yapıldığına bağlıdır. Sertlik ölçümleri, maddelerin sınıflandırılması ve özelliklerinin karşılaştırılmasında yaygın kullanılan bir metoddur. Dişlerin sert dokuları ve kullanılan malzemelerin ölçümleri amacıyla, diş hekimliği ile ilgili araştırmalarda da yaygın olarak kullanılmaktadır (5).

Mine ve dentinin başlıca fizyolojik özelliklerinden biri mikrosertliktir. Mikrosertlik, kalsiyum içeriği, mineralizasyon, demineralizasyon ve remineralizasyon açısından önemli bir parametredir (25). Mikrosertlikteki değişim ve kalsiyum kaybı arasındaki ilişki birçok çalışmada gösterilmiştir. (7, 24).

Çalışmamızdaki amacımız; CİS gibi fluorid salınımı yapan bir materyalin kaviteye yerleştirilmesi sonrasında, dentine yapılan uygulamaların etkisini incelemektir.

Bununla beraber;

- CİS altında dentin sertliğinin değişiklik gösterip göstermediği,
- Farklı dentin düzenlemelerinin bu sertliğe etkisi olup olmadığı,
- CİS-dentin arayüzeyi topografisinin dentin sertliği ile ilgisi olup olmadığının araştırılmasıdır.

4. GENEL BİLGİLER

4.1. DENTİN

4.1.1. Dentinin oluşumu ve içeriği:

Dentin, sement ve kemik gibi mezodermal kaynaklı, dişte ilk mineralize olan bileşendir. Dentin, dişin uzun aksı boyunca seyreder ve diş yapısının en büyük kısmını oluşturmaktadır. Dış kısımdan, anatomik kuron bölgesinde mine, anatomik kök bölgesinde ise sement ile çevrelenmiştir. İç kısımdan ise pulpa kavitesini sarmakta olan duvarları meydana getirmektedir. Dentin oluşumunda, odontoblastlar tarafından salınan matriks proteinleri ve bunu takiben apatit kristallerinin depozisyonu meydana gelmektedir. Buna bağlı olarak, dentin, kollajen matrikste apatit doldurucu kristalitlerin biyolojik bir birleşimi olarak tanımlanabilmektedir (32, 77).

Dentinin % 50'sini oluşturan mineraller, karbonattan zengin, kalsiyum içeriği az hidroksiapatit ($Ca_{10}(PO4)_6(OH)_2$ formundadır. Bu kristalitlerin boyutları minedekinden küçük, kemik veya sementtekinden büyüktür. Apatit kristallitlerin yapıyı kuvvetlendirirken, kollajen matriksin de dayanıklılığı arttırdığı düşünülmektedir. Dentin, % 30 oranında organik maddelerden (en fazla tip I kollajen) ve % 20 oranında plazma benzeri sıvıdan (tam olarak tanımlanamamış) meydana gelmektedir. Fonksiyonları tam olarak açıklanamayan non-kollajen proteinler ve organik komponentler düşük miktarda bulunmaktadır (32, 78).

Van Rensburg'a (139) göre, dentinin hacminin % 18'ini oluşturan organik yapının, % 93'ü kollajenden, % 0,9'u sitrik asit, % 0,2'si çözünmeyen protein, % 0,2'si glikosaminolojikanlar ve yağdan meydana gelmektedir. Dentinin ağırlık olarak yaklaşık % 70'ini içeren inorganik komponent, başlıca apatitten, özelliklede hidroksiapatitten

oluşmaktadır. Geriye kalan % 12'lik miktarı ise su oluşturmaktadır. Dentini oluşturan temel komponentler, su içeren, kendilerine özgü morfolojik özellikleriyle canlı ve karmaşık, bir bileşik meydana getirirler. Bu yapı, konumuna göre çeşitlilik gösterirken, yaşa veya hastalığa bağlı olarak değişikliklere uğramaktadır. Dentin tübülleri, dentinin belirgin ve önemli özelliğidir. Odontoblast hücreleri tarafından kullanılan, mine-dentin sınırından veya sementten pulpa odasına uzanan yolu temsil etmektedir. Dentin tübülleri pulpa odasında birleştiği için yoğunlukları ve dizilimleri konuma göre farklılık gösterebilmektedir.

Dentindeki apatit kristalleri, hidroksiapatit ile kıyaslandığında % 4–5 oranında karbonat içerir. Sement ve kemikteki kristallerle benzer olmasına rağmen minedekilerden daha küçük ve az kristalizedir. Kristallerin boyutlarının küçük, yapısının düzensiz olması, yüksek oranda karbonat içermesi, geniş ve aktif bir yüzey alanı oluşmasını sağlamaktadır (32, 78). Dentinin tübüler yapısı, kristallerin yüzey alanının fazla ve doku hidratasyonunun yüksek olmasından dolayı, dentin çok daha fazla fluorid alma kapasitesine sahiptir. Fluorid konsantrasyonu, mine-dentin sınırı ve pulpa bölgesi gibi dentin sınır alanlarında en yüksek seviyededir. Bu bölgelerde, dentin oluşumu devam ettiği ve mineralizasyon sırasında sürekli olarak fluorid birikimi meydana geldiğinden dolayı, özellikle pulpa yüzeyinde, fluorid absorbe edilmeye ve konsantrasyonunu arttırmaya yaşam boyu devam etmektedir (32).

4.1.2. Dentin Kollajeni:

Birçok farklı kollajen tipi tanımlanmıştır. Kollajen, vücudun başlıca yapısal proteinidir. Kemikte, tendonda, kıkırdakta ve dişlerde bulunmaktadır (132). Kollajen, dentinin majör organik bileşenidir ve organik kısmın ağırlık olarak yaklaşık % 90'ını oluşturmaktadır. Dentin kollajeni tip I kollajenden ve az miktarda tip V kollajenden meydana gelir. Bu tip kollajenler, dentinogenesis safhasındaki mineral depozisyonu sırasında matriks görevi görmektedir. Sayıları bini bulan kollajenler düzgün bir şekilde bir araya gelerek fibrilleri meydan getirmektedir (59, 132).

Tip I kollajen lifleri, kemik ve dentinin gerilme kuvveti için gereklidir. Birbirine sarılmış üç polipeptit alfa zincirinin (glisin, hidroksiprolin ve hidroksilisin) oluşturduğu üçlü heliksi yapının meydana getirdiği aminoasitlerden oluşmuştur. Protein yoğunluğunun az veya çok olması, kollajen liflerinin ayırt edici özelliği olan açık ve koyu bantları oluşturmaktadır (132).

4.1.3. Dentin Tübülleri:

Dentindeki mineralize kollajen matrikse penetre olan, uzun dar kanallara dentin tübülleri denir. Dişin kuronal kısmında mine-dentin sınırına dik konumlanmışlardır. Dentinde mm^2'de 40.000 tübül bulunması, yapının gözenekli ve geçirgen olmasını sağlamaktadır. Tübüllerin bulunduğu dentin yüzey alanı, mine-dentin sınırında % 1'den, pulpaya yakın bölgelerde % 22'ye kadar değişiklik gösterebilmektedir (59, 96).

Dentin tübülleri, dentin oluşumu esnasında odontoblast hücrelerinin bıraktığı odontoblastik çıkıntının çevresindeki dentinin depozisyonu ile meydana gelmektedir. Odontoblastik çıkıntıya ek olarak, yağ damlacıkları, kalsifiye olmamış kollajen lif ve doku sıvısı içermektedir. Bazı tübüller ise, odontoblastik çıkıntıda sonlanan sinir aksonlarına sahiptir. Yaşın artmasına bağlı olarak, özellikle mine-dentin sınırında, kademeli kalsifikasyonla birlikte dentin tübüllerinin içeriği değişim göstermektedir (59).

Tübüller, pulpa odasına yakın bölgedeki dentin ile kıyaslandığında, periferdeki dentinden 4–5 kat daha yoğundur. Periferal dentine kıyasla mine-dentin sınırında, tübül yoğunluğu artmaktadır. Bunun nedeni, dentin tübül dallanmasının mine-dentin sınırına yaklaştıkça çoğalmasıdır. Dentin tübül çapının, pulpa odasına yakın bölgede geniş (3–4 µm), mine-dentin sınırında daha dar (1 µm) olduğu gösterilmiştir. Son yıllardaki çalışmalar, tübül yoğunluğunun pulpanın lingual ve bukkal duvarlarında, meziyal ve distal duvarlarından daha fazla olduğu göstermiştir (101). Dentin tübüllerinde, çapları 1 µm veya

daha az olan, ana tübüle dik açıyla yerleşmiş mikrotübül olarak tanımlanan dallanmalar bulunmaktadır. Bu tübüler dalların bir kısmı komşu veya uzak mesafedeki tübüllere girerken, bir kısmı da intertübüler dentinde sonlanmaktadır (59).

4.1.4. Peritübüler ve İntertübüler Dentin:

Dentin matriksi, odontoblastik çıkıntıların penetre olduğu, kollajen liflerinden meydana gelen mineralize bir ağdır. Dentinin en dıştaki, ilk oluşan çevresel tabakasına (yaklaşık 20 µm) "manto dentin" adı verilir. Geri kalan dentinden, pulpayı çevreleyen, "çevresel dentin" olarak söz edilebilir. Dentinin pulpal yüzünde yer alan, mineralize olmayan bölge *predentin* olarak tanımlanmaktadır. Pulpayı çevreleyen dentin, yapısal ve kimyasal farklılıkları açısından ikiye ayrılır; peritübüler ve intertübüler dentin (59).

Peritübüler dentin, tübülleri saran dentin iken, intertübüler dentin, tübüllerin arasındaki dentindir. İntertübüler dentin, ilk oluşan ve dentinin temel kısmını oluşturan bölümdür. Hacminin yaklaşık % 50'sini, dentin tübülü etrafında rasgele yönlenmiş, çapları 0,2–0,5 µm olan organik matriks kollajen lifleri oluşturmaktadır. Peritübüler dentin, intertübüler dentinden % 9 daha fazla mineralizedir ve çok az kollajen matriks içerir. Kalınlığı dış dentinde (0,75 µm), pulpa bölgesindeki iç dentinin (0,4 µm) yaklaşık iki katıdır (59). Bu, mine-dentin sınırında, dentin tübül lümenini 1 µm kadar daraltabilmektedir. Tübül yoğunluğu pulpa odasına yaklaştıkça arttığından dolayı, peritübüler dentinin kapsadığı alan artmakta ve tübül pulpaya doğru yaklaştıkça intertübüler dentin matriksin bulunduğu alan azalmaktadır (96).

4.1.5. Dentinin Geçirgenliği:

Bir maddenin, dentin içerisine veya dentinden pulpaya geçmesi "dentinin geçirgenliği" olarak tanımlanır. Eğer madde, tübüller yoluyla tüm dentin kalınlığını geçip

pulpaya ulaşmış ise bu olay "transdentin geçirgenlik" olarak tanımlanır (96). Tübüllere girer ancak dentini geçmezse bu olaya "intratübüler geçirgenlik" adı verilir. Bağlanma işlemlerinde rezin tagların oluşumu, intratübüler dentin geçirgenliğine bir örnek olarak gösterilebilir. Ortamda smear tabakasının, smear tıkaçlarının ve intratübüler mineral tortusunun (sklerotik dentin) bulunmasının, intratübüler geçirgenliği azaltan faktörlerden biri olduğu düşünülmektedir (97).

Dentin geçirgenliği (transdentin veya intratübüler) tüm diş yüzeyinde aynı değildir. Kuronal dentinin geçirgenliği, kök bölgesindeki dentinden çok daha fazladır (41). Kuronal dentinden alınan tek bir kesitte bile dentinin geçirgenliği bölgesel farklılar gösterir. Pulpa boynuzlarının üstünde ise geçirgenlik en yüksektir. Bu bölge, tübüllerin en yoğun ve birbirine yakın olduğu bölgedir (95). Tübüllerin pulpa odasına doğru birleşmesinden dolayı, pulpaya komşu tübüllerin yoğunluğu kuronal dentinde 4 kat, kök dentininde 2 kat artmaktadır. Dişin herhangi bir bölgesinde, çevresel dentin, daha alt tabakalardaki dentinden daha az geçirgendir (41).

Asidik düzenleyiciler, smear tortularını uzaklaştırarak, sadece intratübüler dentin geçirgenliğini arttırmak için değil, intertübüler dentin geçirgenliğini de arttırmak amacıyla da kullanılırlar. İntertübüler dentin geçirgenliği hiç bir zaman hesaplanamamıştır; ancak tübüler dallanmalardan dolayı çok az ve sınırlı olduğu tahmin edilmektedir. Bununla beraber, yukarıda belirtildiği gibi, dentin yüzeyi asit ile muamele edildikten sonra, sadece smear tabakası uzaklaştırılmakla kalmayıp, intertübüler matriksin üst 2–5 µm kısmı da demineralize edilmektedir. Bu, demineralize dentin matriksindeki kollajen fibriller arasındaki kanalları açarak, rezin difüzyonu için uygun bir ortam sağlamaktadır. Adeziv rezin monomerlerinin demineralize dentin matriksine infiltrasyonu sonucunda intratübüler geçirgenliğin artarak hibrid tabakanın meydana gelmesi, buna iyi bir örnek teşkil etmektedir (32).

4.1.6. Dentin Tipleri:

Primer dentin, dişin gelişimi sırasında meydana gelir ve dişin büyük bölümünü oluşturur. Hacmi, şekli, dişin form ve boyutuna göre değişiklik gösterebilir.

Diğer dentin tipleri; hastalığa ve yaşa bağlı olarak meydana gelen sekonder, tersiyer, sklerotik ve transparent (saydam) dentindir. Sekonder dentin yapımı, kök oluşumu tamamlandıktan sonra başlar ve pulpa odasının giderek daralmasına sebep olur. Normal tübüler yapısı primer dentine benzerken, tübüllerin depozisyonunun düzgün olmaması ve oryantasyonun farklı olması özellikleri ile primer dentinden ayrılır (59, 78).

Tersiyer dentin; tamir, irritasyon, cevap dentini, olarak da adlandırılabilir. Pulpa odasına komşu lokalize bölgelerde, çürük ve abrazyon gibi uyaranların sonucu meydana gelir. Koruyucu bir cevap olarak görülür, daha düzensiz ve az sayıda tübüllere sahiptir. Sklerotik ve şeffaf dentin terimi, sıklıkla çürük veya irritasyon sonucunda mineralizasyonu ve yapısı değişen dentin için kullanılır. Sklerotik dentin ayrıca kalsifiye materyallerin tıkadığı dentin tübüllerini de tanımlar. Sklerotik dentinin miktarı yaşla birlikte artar, en yoğun olarak kökün apikal 1/3'ünde ve mine-dentin sınırı ile pulpa yüzeyi arasında kuronun ortasında bulunmaktadır (59, 78).

4.2. SMEAR TABAKASI

Kesilen diş yüzeyinde smear tabakası oluşumu ilk olarak 1961 yılında gösterilmiştir. Birçok araştırmacı, diş dokusunun karbid ya da elmas frezler ile kesilmesi, zımpara ve el aletlerinin kullanılması sonrasında smear tabakası oluştuğunu göstermiştir. Smear tabakası, "mine, dentin veya sementte yapılan kesme işlemiyle oluşan kalsifiye döküntüler" olarak veya 'altta bulunan diş dokusu ile etkileşimi engelleyen artık tabaka' olarak tanımlanmıştır (56, 59).

Dentin yüzeyinde smear tabakası oluşumu sırasında, mikroskobik kesme artıklarının dentin tübülleri içerisine değişik mesafelerde itilmesiyle smear tıkaçları meydana gelir (98). Dentinin soğutma olmadan kesilmesi, ısısını 600 dereceye kadar çıkarabilir. Bu derecenin, hidroksiapatitin (1500–1800 ˚C) erime derecesinden çok düşük olması, bazı yazarların smearing olayının, proteinin ısıya bağlı ayrışımını ve mekanik kesilmesini içeren fizikokimyasal bir olay olduğunu düşünmesini sağlamıştır. Hidroksiapatitin plastik akışı, erime derecesinden daha düşük derecede meydana gelerek smearing işlemine katkıda bulunabilmektedir (59).

Eick ve ark. (31) SEM kullanarak kesilmiş diş yüzeyinin topografisini ve kalan artıkların kimyasal yapısını incelemişlerdir. Tüm kesilmiş yüzeylerde bulunan ancak bazı bölgelerde devamlılığı olmayan, boyutları 0,5–15 µm arası değişen diş partikülleri içeren ve kalınlığı 0,5 µm'dan az olan bir organik film tespit etmişlerdir.

Smear tabakasının morfolojisi, kompozisyonu ve kalınlığı; kullanılan aletin tipine, uygulanan yıkama metoduna ve şekillendirilen diş yapısına göre farklılık gösterir. Örneğin, kuru kesilen yüzeylerde sulu kesim yapılanlara göre daha fazla birikim meydana gelir. SEM incelemelerinde, smear tabakasının genellikle şekilsiz bir yapıda ve kullanılan alete bağlı olarak 0,5–15 µm arasında değişen kalınlıkta, oldukça düz, ince bir mikro tabaka olduğu gözlenmiştir (59).

Araştırmalarda, smear tabakasının kalınlığı yaklaşık 1–5 µm olarak rapor edilmiştir (116). Smear tıkaçları, dentin tübülleri içinde 40 µm derinliğe kadar uzanabilmektedir. Smear tıkaçları ve tabakasının SEM ile incelenmesi sonucunda, smear tıkaçlarının uzantılarının, smear tabakasının kendisinden daha kalın olduğu gözlenmiştir (98).

Kesen aletin cila etkisi, yüksek miktarda sürtünme ısısı ve kopma kuvveti oluşturarak smear tabakasının, altındaki yüzeye bağlanmasına (5 MPa) neden olur. Bu bağlanma, tabakanın su, izotonik salin veya % 5'lik NaOCl ile yıkanarak uzaklaştırılmasını

önler. Bu nedenle, asitleme ajanı, etilen diamin tetraasetik asit (EDTA) veya diğer düzenleyici ajanlar kullanılmaz ise her preparasyon uygulanmış dişin üstünde smear tabakası meydana gelecektir (92, 98).

Pashley (92) ve Pashley ve ark. (91) smear tabakasının birçok avantajını listelemiştir.

Bunlar;

- Dentin geçirgenliğini azaltmak,
- Dentin içerisindeki sıvı hareketini önlemek ve
- Dentin tübüllerinden bakterilerin çıkarılmasını sağlamaktır.

Smear tabakası, koruyucu bir difüzyon bariyeri gibi davranarak, dentinin geçirgenliğini azaltır. Birçok restoratif materyal, mikro sızıntıya çeşitli derecelerde izin verdiğinden dolayı smear tabakası önem kazanmaktadır. Bir çok adeziv restorasyon protokolü, diş dokusu ile bağlanma kuvvetini arttırmak için smear tabakasını kısmen veya tamamen kaldırmayı önermektedir. Bunun yanında smear tabakası kaldırılmaz ise sonradan çözünerek restorasyon çevresinde boşluk yaratabileceği düşünülmektedir. Bu boşluk, restorasyon sınırlarından oral sıvı ve bakterilerin geçişine izin vererek sekonder çürük oluşturabilmektedir (91, 92).

4.2.1. Smear Tabakasının Morfolojisi:

Dentin ve minenin, karbid ve elmas frezlerle kesilmesi sonrası çok çeşitli topografik görüntülerle karşılaşılabilir. Mikroskobik incelemelerde, çelik ve tungsten karbid frezlerin, kesilmiş diş yüzeyinin yapısal birimlerini bir debris oluşturarak tıkaçladığı görülmektedir. Bu debris, su ile yıkanmasına rağmen, boyut ve dağılım olarak farklı, şekil olarak düzensiz biçimde yüzeyde kalmaktadır. “Homojen adalar”, bazı bölgelerde düz, bazı bölgelerde girintili çıkıntılı, frezin hareketine paralel yönde dizilmişlerdir. Smear tabakası

içinde düzensizlikler olabilir ve bazı bölümler altlarındaki yüzeye sıkı bir bağlantı gösterirken bazıları da serbest tabakalar olarak gözlemlenebilirler (55).

Yapılan çalışmalarda dişlerin preparasyonu için kullanılan yöntemlerdeki frez hızı ve uygulanma koşullarındaki farklılıklardan dolayı, değişik smear tabakası görüntüleri elde edilmiştir. Elmas frezler gibi aletler, ince ve yoğun smear tabakaları oluştururken, kalın grenli elmas frezler ve zımpara kullanımı daha kalın ve dağınık smear tabakaları meydana getirebilmektedir (55).

Sekimoto ve ark. (118) % 6'lık sitrik asit ile pürüzlendirme sonrası, elmas frezlerle hazırlanan kavitelerdeki dentin geçirgenliğinin, karbid çelik frezlerle hazırlananlara göre anlamlı derecede az olduğunu bulmuşlardır. Morfolojik olarak, asitle pürüzlendirme öncesi, SEM görüntülerinde elmas ve çelik frezler ile hazırlanan yüzeyler arasında çok az bir fark gözlenmiştir. Tüm yüzeyler kalın bir smear tabakası ile kaplanmış olduğundan tübül ağızlarının ayırt edilemez olduğunu belirtmişlerdir. Bununla beraber, asitle pürüzlendirme sonrası, smear tabakasının kaldırılması ile çelik frezlerle hazırlanan dentin kavitelerinde tübül ağızları açıkça belirgin iken, elmas frezlerle hazırlananlarda ince bir smear tabakasının mevcut olduğunu ve tübül ağızlarının zorlukla ayırt edilebildiğini gözlemlemişlerdir.

4.2.2. Smear Tabakasının Geçirgenliğe Etkisi:

Dentin, pulpa odasından mine-dentin sınırına kadar uzanan ve dentinal sıvı içeren tübüler yapısından dolayı geçirgen bir dokudur (92). İnsan dentininde milimetrekarede 19000–45000 tübül bulunmaktadır (51).

Dentinin geçirgenliği çeşitli fiziksel faktörlere bağlıdır;

- Tübüllerin çapı ve sayısı,

- Dentin sıvısının konsantrasyonu,
- Dentinin kalınlığı,
- Smear tabakasının varlığı (92).

Dentin geçirgenliği, dentin içinde sıvı akışı olarak düşünülebilir. Diğer bir deyişle tübüler dentinde belli bir zamanda oluşan sıvı hareketidir. Smear tabakasının varlığı, akış derecesini sıfıra kadar indirebilirken, uzaklaştırıldığında dentin geçirgenliği büyük oranda artmaktadır. Smear tabakasının etkisinin araştırılması amacıyla, kimyasal muamelenin etkisi, dentin boşluklarındaki sıvı akış derecesi ve restorasyonların dentini örtme derecesi incelenmiştir. Dentin tübüllerinin çapı büyüdükçe sıvı akışı ve geçirgenlik miktarı artmaktadır (59, 108).

Maddelerin dentindeki difüzyon hızı, genellikle konsantrasyonları ve difüzyon yüzey alanıyla doğru orantılıdır. Dentinde difüzyon için gerekli alanı, dentin tübüllerinin yoğunluğu ve çapları belirler. Bu iki faktör de pulpa odasına olan uzaklığa göre değişiklik gösterebilir (51). Teorik olarak difüzyon yüzey alanı mine-dentin sınırında yaklaşık olarak % 1 iken, pulpaya yakın bölgelerde % 20'lere kadar çıkabilmektedir. Smear tabakasının asit uygulanması ile uzaklaştırılması, tübüllerin difüzyon alanını % 7,9'a kadar artırabilmektedir (59). Smear tabakasının uzaklaştırılmasıyla difüzyonla dentin geçirgenliği 5–6 kat artabilmektedir (92). Dentine asit uygulanması smear tabakasını uzaklaştırır ve diş dokusunu demineralize eder. Bu durum dentin tübüllerinin açılıp dentin yüzeysel mineralinin uzaklaşması ve geride denature bir kollajen fibril ağı kalması ile meydana gelir. Böylece dentin geçirgenliği artmaktadır (107).

Erikson (35), farklı düzenleyiciler kullanarak maksimum dentin geçirgenliği için ne kadar süre gerektiğini tespit etmeye çalışmıştır.

Raporunda;

- % 6 sitrik asit için 15 sn,
- % 37 fosforik asit 15 sn den az,

- % 2,5 nitrik asit 10 sn den az,
- % 2,5 maleik asit 60 sn den az,
- % 2,5 maleik asit (% 55 HEMA ile) 12 sn olarak belirtmiştir.

Bradford (15), dentinde maddelerin taşınmasının en çok dentin tübülleri üzerinden olduğunu göstermiştir. Dentin tübül ağızlarının dentin artıkları ile daralması madde geçişini azaltabilmektedir (16). Bununla beraber, smear tabakasının bu geçişi engellemesi sadece dentin tübüllerini örtmesine değil ayrıca tübüllerde tıkaç meydana getirme derecesine bağlıdır. Dippel ve ark. (27), yaptıkları çalışma ile smear tabakasının dentin geçirgenliği üzerine etkisini değerlendirmiş ve tübüllerin tıkaçlanmasının başlıca nedeninin, kavite preparasyonu sırasında oluşan artıklar olduğunu göstermişlerdir. Dentin geçirgenliğinin, smear tabakası varlığında yaklaşık % 35 oranında azaldığını rapor etmişlerdir. Bu sonuçlar Pashley ve ark. (97) raporlarıyla uyumludur, onlar da yaptıkları çalışmada, dentinden geçişi çift yönlü olarak değerlendirmiş ve smear tabakası varlığının, $^{3}H_2O$'nun geçiş hızında % 72 ve % 86'lık bir azalmaya sebep olduğunu, tek yönlü düşünüldüğünde de yaklaşık olarak % 40'lık bir düşüş olduğunu tespit etmişlerdir.

Pashley ve ark. (97) smear tabakasının geçirgenliğe etkisini çürük ve normal dentinde incelemişlerdir. Dentinin geçirgenliğinin, hidrolik iletken olarak ölçüldüğü bu sistemde, basınç altındaki sıvı, pulpa odasından dentine, dentinden de yüzeye geçer. Sıvı hareketi, belli bir zaman aralığında mikro pipetten geçen küçük bir hava kabarcığı hareketinin takibi ile ölçülmüştür. Raporlarında, çürük dentin lezyonlarından, smear tabakası uzaklaştırıldığında geçirgenliğin % 6,9 arttığını, normal dentinde aynı işlem yapıldığında ise geçirgenliğin % 91 oranında arttığını belirtmişlerdir.

4.3. KAVİTE YÜZEYİNİN DÜZENLENMESİ

Kavite yüzeyinin düzenlenmesi, smear tabakası oluşumundan sonra bu tabakanın uzaklaştırılarak kavite yüzeyinin değiştirilmesidir. Düzenlemenin amacı, mikro mekanik ve eğer mümkünse kimyasal bir bağ oluşturmak amacıyla uygun bir yüzey sağlamaktır (32).

Asitler (fosforik, maleik, nitrik, sitrik asit gibi), smear tabakasının kısmen veya tamamen uzaklaştırılmasında veya dentinin en üst tabakasının demineralizasyonunda dentin adesiv sistemlerle birlikte sunulmaktadır (59). Bu gibi sıvı ve jelleri, bazı firmalar "pürüzlendirici" veya "düzenleyici" olarak tanımlamaktadır. Pürüzlendirme; maddenin çözülmesini ifade derken, düzenleme; temizleme, yapısal değişiklikler oluşturma ve maddenin adeziv özelliğini arttırma anlamını taşımaktadır. Bir sonraki aşamada düzenleyici madde artıkları ve reaksiyon ürünleri yıkanarak uzaklaştırılır. Düzenlemeyi ve yıkamayı takiben meydana gelen mineral kaybı, var olan kollajen lifli yapı ile adeziv monomerin kontağını arttıracaktır (32).

Diş yüzeyinin düzenlenmesi çeşitli şekillerde sağlanabilir (12);

- Kimyasal ; Asitler ve kimyasal pürüzlendiriciler,
- Termal ; Lazerler,
- Mekanik ; Abrazyon,

Diş yüzeyinin kimyasal ajanlarla düzenlenmesi açısından bakıldığında, restoratif materyallerin uygulanması öncesinde, kavite yüzeyinin düzenlenmesi amacı ile çok çeşitli kimyasal ajanlar kullanılmış veya önerilmiştir. Ayrıca, değişik restoratif materyallerle uyumlu olan birçok asit için farklı düzenleme protokolleri geliştirilmiştir (55); % 37'lik fosforik asit için 15 saniye (16), % 10'luk sitrik asit için 60 saniye (14, 125), % 10'luk poliakrilik asit için 20 saniye (52) ve % 10'luk maleik asit için 10 saniye uygulama süreleri (124) gibi.

Fusayama (47), kompozit rezin restorasyonu öncesi smear tabakasını uzaklaştırıp, dentini pürüzlendiren ilk başarılı fosforik asit uygulamasını rapor etmiştir. Mine ve dentine % 40'lık fosforik asitle 60 saniye pürüzlendirme yapılmıştır. Sonraki çalışmalar bu asitlerin smear tabakasını tamamen uzaklaştırması için 10 saniyenin yeterli olduğunu belirtirken, dentine çok daha kısa süreli asit uygulanmasının bile dentindeki smear tabakası üzerinde anlamlı bir etki yaratabildiği gösterilmiştir.

Franchi ve Breschi (46), SEM kullanarak 3 değişik asit pürüzlendirici ajanının, mine ve dentin yüzeyindeki etkilerini araştırmışlardır. Oksalik asit ve alüminyum tuzları içeren solüsyonlar minede öncelikle çekirdek prizmayı ve kısmen prizmaların dış yüzeyini uzaklaştırırken, smear tabakasını tam olarak uzaklaştıramamış, dentinde, tübül ağızlarının % 50'sinde hala smear bulunduğu gözlenmiştir. Fosforik ve maleik asitler, minede hem prizma çekirdeğini hem de prizma çevresini uzaklaştırırken, dentinde smear tabakasını kaldırarak tübül ağızlarının açılmasını sağlamıştır. Erickson ve ark. (35) dentine % 37'lik fosforik asidi 60 saniye uygulamışlar ve peritübüler dentinin 15 µm'a kadar demineralize olduğunu rapor etmişlerdir. Spencer ve ark. (123) % 35'lik fosforik asidin 15 saniye uygulanarak demineralize dentin derinliğinin 10 µm'a kadar ulaşabildiğini göstermişlerdir. Bu sonuçlar, smear tabakasındaki kollajenin düzeninin bozulduğunu fakat denatüre olmadığını, 15 saniye % 35'lik fosforik asit uygulamasının ise bu kollajenleri denatüre ettiğini göstermiştir. Sonuçta, smear tabakasındaki kollajenin, asit pürüzlendirmesi ile uzaklaştırılamadığını ve denature jelâtinle kaplanmış kollajenin içinde hapsolmuş artık mineralin kaldırılmasını engellediği sonucuna varmışlardır. Bunu, fosforik asit gibi asitlerin smear tabakasını uzaklaştırdığı ve altındaki dentinin porozitesini arttırdığını gösteren çalışmaların desteklediği morfolojik bulguların aksine, kimyasal bir kanıt olarak düşünmüşlerdir.

Dentine asit uygulanması, sadece smear tabakasını uzaklaştırmaz, aynı zamanda intertübüler ve peritübüler yüzeysel dentin matriksini demineralize ederek dentin yüzeyini daha gözenekli bir yapı haline getirir (111). Bu asit ile pürüzlendirme sonucu oluşan gözeneklerin çapı, intertübüler dentinde 0,05–0,1µm, peritübüler dentinde 1–3 µm iken

minede 5–7 µm'dur (99). Asit uygulaması sonucunda kollajen matriksteki hidroksiapatit desteğinin uzaklaştırılması, açığa çıkmış kollajen liflerde denatürasyon veya çökme meydana getirebilmektedir (55, 100).

Kollajende bu çökme, sadece desteğin ortadan kalkmasıyla değil, genellikle asidik dentin düzenleyicilerin içerdiği yüksek konsantrasyon ve düşük pH değeri olan hidrojen iyonlarından dolayı meydana gelebilmektedir (99). Böyle bir durum, kollajen liflerinin proton iyonu almasını sağlayıp, kollajen peptitlerin yüklerini değiştirebilir ve kollajen liflerle ilgili olan non-kollajen proteinler demineralize olabilir (100). Sık kullanılan dentin düzenleme ajanları ile dentin yüzeyinin en üst tabakasında (10 µm mesafeden az) başlangıç değerlerinden % 10 veya daha az kalsiyum ve fosfor olduğu tespit edilmiştir (33, 112). Hidroksiapatit kristalleri, iyi bir tamponlama kapasitesine sahip olduğundan dolayı, bu derecede bir demineralizasyon, tüm demineralize alana yayılmayacaktır (142). Dentine % 35'lik fosforik asidin 15 saniye uygulanarak incelenmesinde; yüzeysel dentinde bulunan intertübüler dentin 2–2,5 µm derinliğe kadar demineralize olurken, derin dentin dokusunda demineralizasyonun 2,5–3 µm'a kadar ulaşabildiği tespit edilmiştir (102). Perdiago ve ark. (102) daha önce yaptıkları çalışmada 6 tane fosforik asit ajanı iki değişik konsantrasyonda (% 10 ve % 32–37) ve üç değişik yoğunlukta (yoğunlaştırılmamış, silika ve polimer) değerlendirmişlerdir. Çalışmanın sonucunda, silikayla kıvamı arttırılmış pürüzlendiricinin dentini yeterince (polimerle kıvamı arttırılmış veya yoğunlaştırılmamış pürüzlendiricilere göre) demineralize edemediği tespit edilmiştir.

Ayrıca demineralize dentin tabakasında;

- Dış tabaka; denature kollajenli gözenekli yapı,
- Orta tabaka; karışık olarak bulunan kollajen lifler,
- Alt tabaka; submicron aralık, az miktarda kollajen lif, dağılmış hidroksiapatit parçaları gözlemlemişlerdir. Bu submicron aralığı, etkilenmemiş dentin ve kollajen liflerin bulunduğu alan arasında bulunan nano-boşluk olarak açıklamışlardır.

Bir diğer sık kullanılan ve literatürde rapor edilen düzenleyici de, poliakrilik asittir. Poliakrilik asidin, özellikle cam iyonomer simanlar ile birlikte kullanıldığında, smear tabakasını kaldırmadaki etkisi çok fazla araştırılmıştır. Bu asit, birçok cam iyonomer simanın sıvı kısmını oluşturmaktadır. Poliakrilik asidin moleküler boyutu oldukça büyüktür ve dentin tübüllerden geçmesi zordur. Poliakrilik asidin konsantrasyonu, uygulama zamanı ve yöntemi, smear tabakasını uzaklaştırma kapasitesini belirlemektedir (10, 13, 30, 64, 81, 106).

Berry ve ark. (13) çeşitli ajanların dentin smear tabakasını uzaklaştırmadaki etkinliğini in vitro olarak incelemişlerdir. Bu ajanlar; sulandırılmış pomza, hidrojen peroksit, sodyum hipoklorit, Durelon (% 40'lık poliakrilik asit) ve Fuji II (% 40'lık poliakrilik asit) sıvısıdır. SEM kullanarak yaptıkları incelemede, poliakrilik asit içeren ajanların dentin tübüllerinde bulunan smear tıkaçlarını kaldırmadan, smear tabakasını uzaklaştırabildiğini, bunların haricindekilerin smear tabakasını uzaklaştıramadığını tespit etmişlerdir. Yine Hinoura ve ark. (64) Durelon (% 40'lık poliakrilik asit) sıvısının dentine 15 saniye uygulanmasının tübülleri açmadığını göstermişlerdir.

Powis ve ark. (106) ve Nakanuma (86) poliakrilik asidin smear tabakasını bir miktar uzaklaştırdığını fakat tübüllerde kısmi bir açıklık oluştuğunu göstermişlerdir. Barakat ve ark. (9), dentin tübüllerinin büyük oranda açılmasının ancak % 25'lik poliakrilik asidin, 30 saniye boyunca sürtülerek dentine uygulanması ile sağlanabileceğini, aksi takdirde pasif bir tatbik yapılmasının tübüllerin tıkalı kalmasına sebep olacağını göstermiştir.

Detaylı bir araştırma da, Hewlett ve ark. (63) tarafından değişik konsantrasyonlarda poliakrilik asitler incelenerek yapılmıştır. Bu asitler; % 10 (20 sn), % 25 (10 sn), % 40 (10 sn), % 48 (15 sn) şeklinde uygulanmıştır. SEM incelemesi sonucunda, poliakrilik asit uygulaması yapılan örneklerde düzenleyici uygulanmamış örneklere göre, smear tabakası artıklarını uzaklaştırıldığı, fakat tübül ağızlarının açılma miktarında

farklılıklar olduğu gösterilmiştir. % 40 ve % 48'lik poliakrilik asidin uygulandığı tübüllerde düzgün bir açılma meydana gelirken, % 25 ve % 10'luk uygulamada, tübüllerin büyük bir kısmının smear artıkları ile tıkalı olduğu ve buna ek olarak yüzeyde ince bir smear tabakası kalabildiği belirtilmiştir. Son zamanlarda, Ayad (7), yaptığı SEM çalışması ile bu bulguları doğrulayarak, 10 sn % 25'lik poliakrilik asit uygulanmış dentin yüzeyindeki smear tabakasının, kısmi olarak uzaklaştırılabildiğini rapor etmiştir.

4.4. CAM İYONOMER SİMANLAR

Cam iyonomer simanlar diş hekimliğine ilk defa 1972 yılında Wilson ve Kent tarafından tanıtılmıştır (149). Cam iyonomer simanların, fluorid salımı ve adeziv özellikleri açısından avantajları restoratif, kaide ve yapıştırma materyali olarak yaygın kullanımlarını sağlamıştır (121). Cam iyonomer simanlar kompleks bir yapıdadır ve piyasada bulunan sistemlerin hepsi kimyasal veya mekanik olarak birbirinden farklıdır (150). Sertleşmiş simanın özelliği, yüksek moleküler ağırlığı olan bir organik-inorganik bileşimden meydana gelmesidir. Wilson ve Kent (149) tarafından geliştirilen ilk cam iyonomer siman, fluoro-alumino-silika-cam toz ve poli-karboksilik asit arasındaki sulu ortamda meydana gelen asit-baz reaksiyonu sonucu oluşan bir üründür. Bu nedenle, cam iyonomer simanlar, genelde fluoro-alumino-silikat cam toz ve poliasidin sulu solüsyonu arasındaki asit-baz reaksiyonu ile sertleşen, su bazlı bir materyal olarak tanımlanabilmektedir.

Cam iyonomer sistemlerde, fluoroaluminosilikat cam ile reaksiyona giren poliasit, genellikle polialkenoik asittir. Poliakrilik asit, cam iyonomer simanlar içindeki ana poliasittir ve bununla beraber, başka poliasitler de reaksiyona katılabilmektedir.

Bu asitler;

- Polimaleik asit,
- Akrilik asit-itakonik asit kopolimer,

- Akrilik asit-maleik asit kopolimer,
- Akrilik asit-2bütan dikarboksilik asit kopolimer,
- Polivinil fosforik asit olabilir.

Poliasidin reaksiyona girme derecesi, kopolimerin içeriğine, moleküler ağırlığına ve konsantrasyonuna bağlıdır. Poliasit, cam iyonomer siman içerisinde solüsyonun bir parçası olarak ya da toz kısmın içerisinde donmuş ve kurutulmuş şekilde yer alabilir. Simanın tozu içerisinde yer aldığı bu formunda sıvı olarak su kullanılır ve karıştırma esnasında donmuş poliasit çözünerek reaksiyona girer (25).

4.4.1. Sertleşme Reaksiyonu:

Cam iyonomer simanların sertleşme reaksiyonu, fluoroaluminosilikat cam tozu ve poliakrilik asit içeren sulu solüsyonun karıştırılması ile başlayan, fluoroaluminosilikat tozunun temelini oluşturduğu bir asit-baz reaksiyonudur. Asitte bulunan hidrojen iyonları, suyun varlığında cam partiküllerine geçerken kalsiyum, stronsiyum, alüminyum, sodyum ve fluorid iyonları açığa çıkar (25).

Poliakrilik asit zincirleri, katı bir kütle oluşturmak için kalsiyum iyonları ile bağ yapmaktadır. Yirmi dört saat sonra, alüminyum iyonlarının karışıma bağlanmasıyla, daha sağlam, sertleşmiş bir siman meydana getiren safha gerçekleşir. Sodyum ve fluorid iyonları, simanın çapraz bağlanma işlemine katılmazlar. Bununla beraber, bir kısım sodyum iyonu, karboksilik gruplardaki hidrojen iyonlarının yerini alırken, diğer kısım sertleşmiş siman içerisinde sodyum fluorid oluşturmak için fluorid iyonları ile birleşir. Olgunlaşma safhasında, reaksiyon aracı olarak kullanılan su, çapraz bağlanma safhasında da hidratasyonu sağlamaktadır. Reaksiyona katılmayan cam partikülleri, yüzeylerinden katyonların uzaklaşması sırasında meydana gelen silika jel kılıfı ile çevrelenmiştir. Bu nedenle, sertleşmiş simanın son hali, hidratasyonu uğramış kalsiyum ve alüminyum poli

tuzlarından oluşan amorf bir matriks içinde, silika jel ile çevrelenmiş, reaksiyona girmemiş toz veya cam partikül kütlesinden meydana gelmektedir (59).

4.4.2. Diş Dokusuna Adezyon:

Cam iyonomer simanların, mine ve dentine adezyonunun kimyası tam olarak anlaşılamasa da, bir iyon alışverişi meydana geldiği bilinmektedir. Kavite yüzeyinden smear tabakasının uzaklaştırılması sonrasında uygulanan cam iyonomer materyali ile mine, dentin veya sement arasında iyon transferi başlamaktadır (83, 88). Cam iyonomerde bulunan polialkenoik asidin hidroksiapatit yapıya infiltre olduğu düşünülmektedir. Burada, cam iyonomerdeki kalsiyum ve fosfat iyonlarının açığa çıkarak, cam iyonomer ve hidroksiapatitin ara yüzeyinde, kalsiyum fosfat, alüminyum fosfat ve poliakrilatlardan oluşan bir adsorpsiyon tabakası meydana getirdiği düşünülmektedir (53, 76, 84). Bu durum "difüzyona dayalı adezyon" olarak tanımlanmaktadır. Ayrıca, poliasitteki karboksil grupları ve kollajen molekülleri arasında metalik iyon köprü veya hidrojen bağı kurularak dentindeki kollajene belli bir derecede adezyon sağlanabilmektedir (1).

Ngo ve ark. (88) yaptıkları SEM çalışmasında, cam iyonomer siman ile dentin\mine arasında düzgün kalınlıkta, yaklaşık 1–2 μm genişliğinde belirgin bir alan tespit etmiş ve bu alanın iyon değişim tabakasını temsil edebileceğini düşünmüşlerdir. Watson ve ark. (143), dentin ve konvansiyonel cam iyonomer arasındaki aktif etkileşimi, cam iyonomer simanlara katılan fluoresan işaretleyiciler vasıtasıyla araştırmışlardır. Olgunlaşma reaksiyonu sırasında, fluoresanlı boyanın cam iyonomer simandan komşu dentine geçişini optik mikroskop kullanarak göstermişlerdir. Fluoresan boyanmanın ilk iki saatte çok net değil iken, 24 saat sonra çok belirgin olup zamanla azaldığını tespit etmişlerdir.

Lin ve ark. (76), konvansiyonel ve rezin modifiye cam iyonomer simanların bağlanma mekanizmalarını, SEM, "konfokal mikroskop" ve SİMS kullanarak,

incelemişlerdir. SEM ve konfokal mikroskop görüntüleri, siman ve dentin tübüllerinin birbirlerine kenetlenmiş olduğunu göstermiştir. SİMS grafikleri, cam iyonomer siman ile dentin arasında iyon değişimi olduğunu kanıtlamış ve iyonların cam iyonomerden dentin yüzeyine 1,5 µm'a kadar, kalsiyum ve fosfat iyonlarının ise 1 µm'a kadar ilerlediğini göstermiştir. Sidhu ve Watson (121), konfokal mikroskop ve fluorophores'u kombine kullanarak konvansiyonel ve rezin modifiye cam iyonomer simanların ara yüz özelliklerini incelemişlerdir. Pulpa odasına yerleştirdikleri fluoresan boyanın, rezin modifiye cam iyonomer siman tarafından absorbe edildiğini bulmuşlardır. "Absorbsiyon tabakası" olarak tanımlanan bu tabaka rezin modifiye cam iyonomere komşu dentinde, tanecikli olmayan, şekilsiz, boyalı bir tabaka olarak gözlenmiştir. Konvansiyonel cam iyonomerde ise herhangi bir boya absorbsiyonu veya şekilsiz bir tabaka oluşumu gözlenmemiştir.

Konvansiyonel ve rezin modifiye cam iyonomer siman ile dentin arasındaki yüzeyin SEM görüntüleri incelendiğinde, rezin modifiye siman uygulanan örneklerde hibrid tabakaya benzeyen bir alan oluştuğu, konvansiyonel cam iyonomer simanda ise böyle bir tabaka meydana gelmediği gösterilmiştir (25). Gladys ve ark. (54), dentin ve rezin modifiye cam iyonomerler arasındaki yüzeyin morfolojisini, dentine yapılan muamelelerin belirlediğini rapor etmişlerdir. SEM çalışması sonucunda, poliakrilik asit kullanılarak düzenlenen dentin ile rezin modifiye cam iyonomer siman arasındaki yüzeyde, yaklaşık 500 nm kalınlığında hibrid tabaka benzeri bir yapı meydana geldiğini ve restorasyonun altındaki dentinden, çok ince, rezinden zengin bir bölge ile ayrıldığını tespit etmişlerdir. Bunların yanında, dentin tübül ağızlarına penetre olmuş küçük parçacıklar gözlemlemişlerdir.

4.4.3. Cam İyonomerlerin Çürük İnhibisyonu:

Cam iyonomerlerin kavite duvarını çürük oluşumundan korumakla birlikte restorasyona komşu lezyonların miktarını azalttığına dair birçok kanıt mevcuttur. Yapılan birçok çürük deneyi, cam iyonomer restorasyonların çevresinde bulunan duvar ve dış

lezyonlarının sıklığı ve büyüklüğünün azaldığını göstermiştir (131). Dış lezyonların ilerlemesinin azalması, genellikle cam iyonomerden salınan fluorid iyonlarının çevreye difüzyonuna bağlanmaktadır. Diğer yandan, duvar lezyonlarının engellenmesi, materyalden salınan fluoridin, komşu diş yapısı tarafından absorbsiyonu sonucu kavite duvarlarının çözünmeye direncinin artmasına bağlanmaktadır. Cam iyonomerler ile temasta olan dentin yüzeylerinde yapılan yapay lezyon çalışmaları, cam iyonomere komşu bölgedeki kalsiyum ve fosfor seviyelerinin sağlam dentindeki gibi olduğunu bununla birlikte fluorid konsantrasyonunun anlamlı olarak arttığını göstermiştir (25).

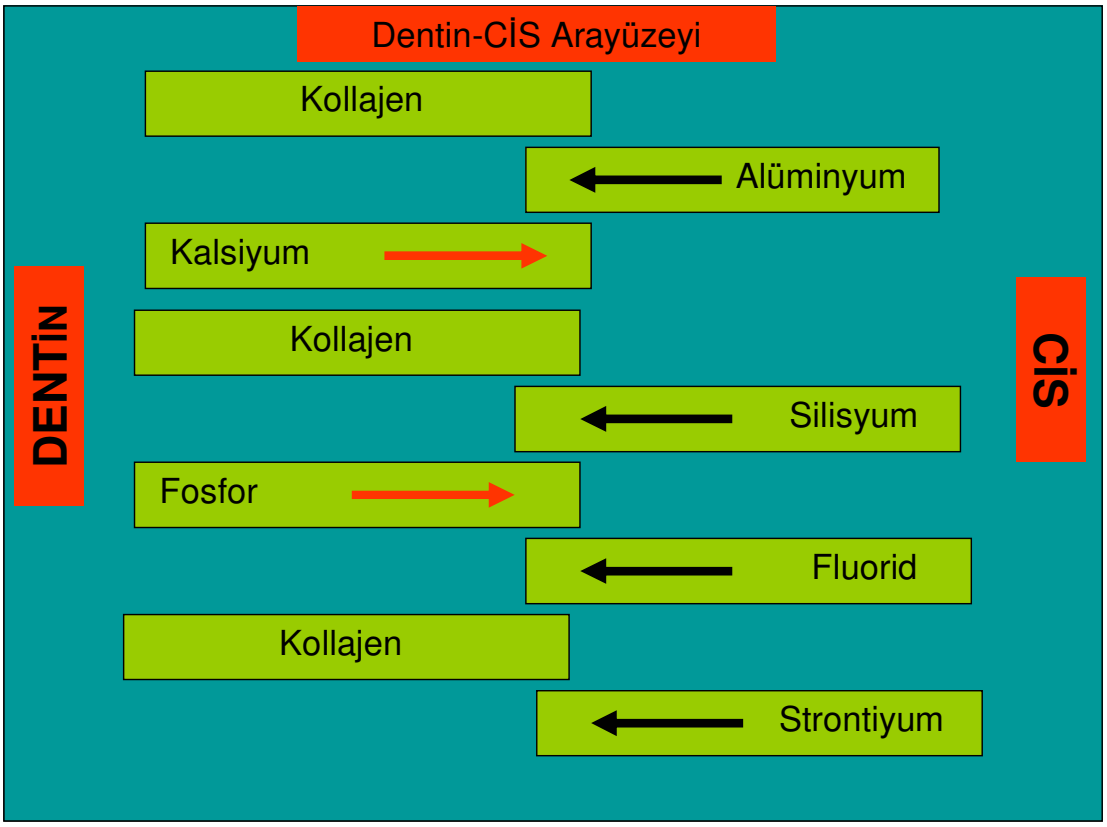
4.4.4. Cam İyonomerlerden Fluorid Salımı:

Cam iyonomer simanlarda çok çeşitli fluorid kaynakları mevcuttur. Bunlar kalsiyum fluorid, strontiyum fluorid, lanthanum fluorid, sodyum heksafluoroaluminat ve alüminyum fluoriddir. Tam olarak sertleşmiş cam iyonomerlerde, fluorid genellikle, kısmen niteliğini kaybetmiş olan camların oluşturduğu cam çekirdeğinde ve alumino kompleksleri formunda olan polituz matriks içinde bulunmaktadır (25). Bir kısım fluorid ise, polikenoik asidin etkisiyle cam tozdan salınmakta ve matriksin içinde, sodyum fluorid mikro-damlacıkları formunda bulunmaktadır (84). Tam olarak sertleşmiş cam iyonomerler, doğal solüsyonlara maruz kalınca, su absorbe etmekte ve aralarında fluoridinde bulunduğu birçok iyon açığa çıkarmaktadır. Bununla beraber, sertleşmiş olan simandaki toplam fluorid miktarından sadece az bir bölümü salım için uygundur. Bu, simanın içeriğindeki toplam fluorid miktarına bağlı değil, fluorid salımı sonrasında simanın elektron nötrlüğünü koruyan sodyum miktarına bağlıdır (25).

Yeni uygulanmış cam iyonomer siman restorasyonundan normalde ilk fluorid salımı çok yüksektir fakat zamanla kademeli olarak azalıp düşük bir seviyeye gelir (43, 45). Fluorid salımı, in vivo ve in vitro olarak ölçülmüş, cam iyonomerlerin bu salım özelliğini uzun seneler koruduğu gözlenmiştir. Forsten (43), fluorid salım seviyesinin beşinci ayda ne ise beşinci yılda da aynı kaldığını belirtmiştir.

Çürük lezyonunun oluşumunu engellemek için tükürükte olması gereken fluorid seviyesi yaklaşık 0,004–0,1 ppm'dir. Bu miktarda fluorid cam iyonomer restorasyonlardan elde edilebilir (84). Fluoridin profesyonel yöntemler ile uygulanmasını takiben, cam iyonomerin içine fluorid alımını, restorasyondan fluorid çıkışı izlemektedir (43). Bu, potansiyel çürük aktivitesinin önlenmesi için restorasyonun bir fluorid rezervi gibi davranabildiğini göstermektedir (84).

Sennou ve ark. (119), cam iyonomer siman ve dentin arasında meydana gelen iyon alışverişinde sadece fluoridin değil, başka iyonlarında rol oynadığını göstermiştir (Şekil 1).



Şekil 1: CİS-dentin ara yüzeyindeki iyon transferi.

4.4.5. Fluorid Salım Mekanizması:

Birçok çalışma, cam iyonomer simanlardan uzun süreli fluorid salımını göstermiş, fakat bu tip bir salımın kesin mekanizması tam olarak anlaşılamamıştır. Bununla birlikte, bu salım işleminde iki reaksiyonun meydana geldiği kabul edilmektedir. Yüksek fluorid çıkışının kısa dönem reaksiyonu, sertleşme sonrası matürasyon sürecine bağlıyken, uzun süreli düşük salım, difüzyon denge süreciyle ilişkilidir (25, 140). Fluorid salımını etkileyen ana faktörler malzemenin kimyasal kompozisyonu ve karıştırılma şeklidir. Düşük pH değerlerinde fluorid salımında anlamlı bir artış meydana gelmesi, bu koşullarda aşındırıcı bir mekanizmanın aktive olarak, matriksteki cam partiküllerini çözdüğünü göstermektir. Fluorid salımını etkileyen diğer bir faktör ise restorasyonun çevresindeki fluorid konsantrasyonudur. Tersine bir fluorid konsantrasyonu eğilimi var ise cam iyonomerler çevreden fluorid absorbe ederler, bu da eski cam iyonomerlerin tekrar şarj olabildiği düşüncesini desteklemektedir (25).

4.4.6. Diş Dokusuna Fluorid Geçişi:

Cam iyonomere komşu diş yapısına fluorid alımı difüzyon ile gerçekleşebilir, dolayısıyla difüzyon potansiyeli için yeterli fluorid konsantrasyonu ve bu taşımanın gerçekleşmesi için sıvı safhası gerekmektedir. Ek olarak, iyon değişimiyle fluorid alımı da mümkündür. Bu olay, mine ve dentine, simanın ilk asidik etkisi sonucu meydana gelir, çünkü cam iyonomer sertleşmeden, sıvı kıvamdayken düşük pH'a sahiptir (59). Böylece, diş yüzeyinden kalsiyum ve fosfat iyonlarının çıkışını başlatabilmektedir. Bu iyonlar ve fluorid konsantrasyonun ara yüzeyde oldukça fazla artması, kalsiyum-fosfat ve "kalsiyum-fluorid benzeri" bileşiklerin çökelmesini sağlayabilmektedir (59). Cam iyonomer ve dentin arasındaki ara yüzeyin, fluoridli karbonated apatitten oluştuğu, spektroskopi analiziyle açıkça gösterilmiştir (53).

Mine ve dentinin mineral içeriği hidroksiapatittir ve bundan dolayı iki dokunun da fluorid ile kimyasal reaksiyonlarının benzer olduğu belirtilmiştir. Bununla beraber, dentin de fluoridin alımının mineye göre çok daha fazla olduğu rapor edilmiştir. Görünüşe göre, dentinin gözenekli yapısı, daha fazla su içermesi ve kristallerin daha küçük olması fluorid alınımını arttırmaktadır. Dentinin organik bileşenlerinin (kollajen ve non-kollajen proteinler gibi), inorganik bileşenlerinden daha yüksek bağlanma kapasitesine sahip olmasından dolayı, cam iyonomerlerden salınan fluoridin alımının önemli ölçüde mineden fazla olduğu da rapor edilmiştir (25).

Dentinin çok fazla fluorid alma kapasitesinin olmasına katkı sağlayan bir diğer faktörde tübüllerdir. Figures ve ark. (40), dentin tübüllerinin, fluorid absorbsiyonu için yüzey alanını arttırarak fluorid alımındaki önemini açıklamıştır. Elektron mikroprobe kullanarak değerlendirdikleri fluorid alımının, peritübüler dentinde (400 µm'a kadar) intertübüler dentine (100 µm'a kadar) göre sürekli olarak daha yüksek olduğunu göstermişlerdir. Yamamoto ve ark. (152) çalışmalarında, açık tübüllerin konumu ve yönünün, fluoridin penetrasyon derinliğini etkilediğine dikkat çekmişlerdir. Eğer tübüller, kavite duvarına paralel ise kavite duvarından düşük bir difüzyon, tübüller duvara dik ise fluorid daha yüksek bir difüzyon olması beklenmektedir. Bu çalışma ile, Yamamoto ve ark. (152), konvansiyonel ve rezin modifiye cam iyonomerle restore ettikleri mine ve dentinde fluorid alımını, iki boyutlu X-ray analiz metodu kullanarak araştırmış ve penetrasyon derinliğinin minede, dentine göre çok sığ olduğunu tespit etmişlerdir. Kullandıkları cam iyonomerlerin ikisi için mine ve dentinde benzer fluorid konsantrasyonları rapor etmişlerdir. Minede; konvansiyonel cam iyonomer için $3,9x10^3$ ppm ve rezin modifiye için $5,7x10^3$ ppm fluorid konsantrasyonu elde etmişlerdir. Dentinde ise, konvansiyonel cam iyonomer için, aksiyel duvarda $5,7x10^3$ ppm, kenar duvarda ise $6,7x10^3$ ppm değerlerine ulaşılırken, rezin modifiye cam iyonomer için aksiyel duvarda $5,6x10^3$ ppm, kenar duvarda ise $6,3x10^3$ ppm değerleri saptanmıştır.

Mukai ve ark.(85) yaptıkları in vivo çalışmada, rezin modifiye cam iyonomer restorasyonun hemen altında fluorid konsantrasyonun maksimum olduğunu (7000 ppm) ve

pulpa yüzeyine ilerledikçe bu konsantrasyonun azaldığını göstermişlerdir. Fluorid penetrasyonunun maksimum derinliği ortalama 1,2 mm'dir. Bu, Tam ve ark. (126), in-vitro çalışmalarında aynı zaman periyodunda, konvansiyonel ve rezin modifiye cam iyonomer materyalleri için tespit ettikleri fluoridin penetrasyonundan (300 µm) dört kat fazladır.

4.4.7. Kuronal Dentin Çürüğü

Kuronal dentin çürüklerinin yapısı iki ana tabaka olarak tanımlanabilir;

- Dış tabaka (Enfekte)
- İç tabaka (Etkilenmiş)

Bu tabakaların her biri, değişik morfolojik ve biyokimyasal özellikler gösteren alt alanlara ayrılabilmektedir. Enfekte tabaka, demineralizasyondan dolayı fazlaca yumuşamış ve dentin tübülleri bakteriler tarafından doldurulmuştur. Non-vital bir tabakadır ve remineralize edilemez. Etkilenmiş tabaka ise orta derecede yumuşamıştır ve tübüllerde canlı odontoblastik çıkıntılar mevcuttur. Bu tabaka vitalitesini korumaktadır ve remineralize edilebilir (78).

Normal ve çürük dentin organik ve inorganik yapıları SEM ile incelenip karşılaştırıldığında, yüzeysel çürük dentinde; intertübüler dentin içinde, düzenli çapraz bağlı yapı ile birlikte kollajen liflerin bulunmadığı ve tane şeklindeki küçük kristallerin düzensizce dağıldığı görülmüştür. Tübüllerde, odontoblastik çıkıntılar yerine bakteriler bulunmaktadır. Derin çürük dentinde ise, normal dentine benzer şekilde belirgin kollajen liflerle birlikte çapraz bağ yapısı gözlenmektedir. İntertübüler dentinde bulunan apatit kristalleri, demineralizasyondan dolayı, normal dentin kristallerinden daha az yoğun gözükmelerine rağmen, kollajene belli aralıklarla bağlanan bir yapıdadır. Tübüllerde de odontoblastik çıkıntılar bulunmaktadır (47).

Fusayama (50) çürük dentinde dış tabakadaki yapının büyük bir kısmının tıkalı olduğunu göstermiştir. İç tabakada ise Fusayama tarafından tanımlanmış alanlar vardır. Bunlar sırasıyla; düzensiz veya renksiz tabaka, saydam tabaka, yarı saydam tabakadır. Bununla birlikte bu alanların yapısı hakkındaki bilgi oldukça kısıtlıdır ve özellikleri ile ilgili kanıtlar da çelişkilidir. Shimuzu ve ark. (120) saydam tabakada, peritübüler kalınlıkta çok az bir değişim bulurken, tübül lümeninde sıklıkla kristal depozisyonu gözlemlemişlerdir. Bu depozisyon iç çürük dentinin en dış tabakasında, dış çürük dentinin hemen altındaki tabakaya göre daha az belirgindir. Peritübüler dentinde ise kısmi çözünme ile kristallerin yoğunluğu azalmış ve kristaller arası boşluklar artmıştır.

Ogawa ve ark. (89), bu alanları mikro sertlik ve TEM ile incelemiştir. Sertlik değerleri, pulpa odasından dışarı doğru artmış ve normal ile yarı saydam tabaka birleşim yerinde en yüksek değere ulaşmış, ancak bu değerler dış alanlara doğru aşamalı olarak düşmüştür. TEM bulguları, tübül duvarlarında, yarı saydam ve saydam tabakalara doğru boyut ve sayıları artan küçük, disk şeklindeki kristalleri açığa çıkartmıştır. Bu kristaller üzerlerini örten renksiz tabakanın başlangıcına kadar tübül lümenlerini doldurmaktadır.

Dentinde, in-vitro olarak kimyasal çözücü sistemler kullanılarak oluşturulan çürük benzeri lezyonlarda, doğal oluşan lezyonlar gibi dokuyu etkileyen bakteriyel organizmalar bulunmamaktadır. Ortamda bakteriyel enzimler olmadığından kollajen matrikste daha az yıkım olmaktadır (59). Phankosol ve ark. (105), bu şekilde oluşturulmuş yapay lezyonların büyük bir kısmında, dentindeki kollajen matriksin bozulmadığını ancak hidroksiapatit kristallerinin çözündüğünü açıklamışlardır. Kollajen matriks, proteolitik enzimler olmadan, asit tarafından tahrip edilmez, fakat desteksiz kaldığından çöker. Kollajen liflerin çapraz bağlantısı da azalabilir veya kaybolabilir. Ten Cate ve ark. (133) fluorid ve pH'ın dentin demineralizasyonuna etkisini incelemişlerdir. Sonuçlar, dentin dokusundaki demineralizasyonun, demineralizasyon solüsyonunun pH'ı ve fluoridin konsantrasyonuna bağlı olduğunu göstermiştir. Lezyonun derinliği solüsyonun pH'ına bağlı iken fluorid miktarı yüzeysel tabaka ile ilişkilidir. Araştırmacılar sonuç olarak asidin tübüllerden

dentine hızlı penetrasyonu sonrası serbest kalan kalsiyum ve fosfatın, kısmen içeri doğru difüze olan fluorid tarafından hapsedilmesiyle yüzey tabakası oluşumunu sağlayan bir demineralizasyon mekanizması önermişlerdir.

Bakteri ve intratübüler artıkların varlığından dolayı çürük dentinin geçirgenliği çok düşüktür (97). Kama şeklinde defektlerde bulunan sklerotik servikal dentin de, tübüllerin içinde mineral artıkları olduğundan dolayı düşük geçirgenliğe sahiptir. Dentin tübüllerini tıkayan kristalitler veya kollajen fibriller, hava akımı veya su karışımları ile aseton gibi su içermeyen organik çözücüler kullanılarak uzaklaştırılabilir. Bu, rezinin bağlanmasını kolaylaştıracak şekilde dentin yüzeyinin bölgesel dehidratasyonuna izin verir. Bu uygulamalar, pulpal dokulara yüksek hidrolitik iletisi bulunan pulpa boynuzlarına yakın dentin tübüllerinde başarılı olmayabilir. Hughes ve ark. (69) yaptıkları in vitro çalışmada dentin tübüllerinin çoğunun nispeten düşük, ancak bazılarının oldukça yüksek hidrolitik iletime sahip olduğunu göstermişlerdir. Bakteri veya kimyasal irritanların, geçirgenliği en fazla olan tübüllerden, pulpaya ulaşabildiği düşünülse de, bu tam olarak açığa kavuşturulamamıştır. Teorik olarak, dentin yüzeyinin adeziv rezinler ile örtülmesinin, pulpal irritasyon ve post operatif hassasiyeti önleyerek tüm tübülleri bloke etmesi gerekmektedir (59).

Tip I kollajen, daha önce bahsedildiği gibi, dentin organik dokusunun başlıca bileşenidir (127). Çürük oluşumu sırasında, inorganik dentin bileşenlerinin demineralizasyonu meydana gelir. Bu da mineral yapının çözünmesine ve organik matriksin açığa çıkmasına sebep olur. Kollajen liflerinin büyük bir bölümünün yıkımı daha sonra meydana gelir ve bu çürüğün yıkıcı aşamasının son safhası olarak değerlendirilmektedir (18, 20).

Dentindeki çürük ilerlemesi ile ilgili daha önce yapılan morfolojik çalışmalar farklı mikroskobik yöntemler kullanılarak yapılmıştır.

Bunlar;

- Işık Mikroskobu (119)
- Transmisyon Elektron Mikroskobu (73)
- Atomic Force Mikroskobu
- Scanning Elektron Mikroskobudur.

Bu çalışmalar önemli morfolojik kanıtları aydınlatmış ve çürük proçesinin temel çehresini açığa kavuşturmuştur (59).

4.5. FLUORİDİN KARYOSTATİK MEKANİZMASI

Fluoridin kariyostatik etkisi için çeşitli mekanizmalar tanımlanmıştır.

Bu mekanizmalar;

- Fluoroapatit oluşumu,
- Mineral çözünürlüğünün inhibisyonu,
- Remineralizasyonun arttırılması,
- Diş yüzeyinde pelikıl ve plak oluşumunda meydana gelen iyonik bağlanmaya katılması,
- Mikrobiyal gelişim ve metabolizmanın inhibisyonudur (59).

Wefel (144), bunların yanında;

- Bakteriyel asit oluşumunun inhibisyonu,
- Dişin yapısına fluoridin katılmasıyla çözünürlüğün azalması,
- Demineralizasyon ve remineralizasyona etkisini bu mekanizmalara eklemiştir.

Ayrıca, fluoridin etkisinin, termodinamik (çözünürlük gibi) değil, çürük oluşum mekanizması ile ilişkili olduğunu açıklamıştır. Böylece, doymamış bir solüsyon mine ile temas ettiğinde, çürük proçesi başlar, fakat ortamda fluorid olması bu olayı yavaşlatacaktır. Aynı şekilde, remineralizasyon sırasında, fluoridin varlığı, kalsiyum ve fosfat iyonlarının çökme hızını arttıracaktır. Fluorid ayrıca, asidik kalsiyum fosfatın daha sağlam bir yapı olan apatit formuna dönüşümünü kolaylaştırabilmektedir (144).

4.6. DENTİN DEMİNERALİZASYONU

Dentin, yaklaşık % 5 oranında karbonat ihtiva eder. Bu miktar minedeki miktarın iki katı kadardır ve bu da dentinin çözünürlüğünü artırır. (59). Bununla birlikte, mineye oranla dentinde daha küçük olan kristalitlerin boyutları da çözünürlüğü etkileyebilmektedir. Doymamış bir solüsyon içerisinde küçük kristalitler daha çabuk çözüneceği için demineralizasyon sırasında, ilk önce apatit kısım çözünecek ve bunu kollajen matriks takip edecektir. Dentindeki kollajen, demineralizasyonu yavaşlatmada bir difüzyon bariyeri olarak görev yapar fakat aynı zamanda denatürasyon, enzimatik yıkım ve çözünürlüğe de neden olabilir. (32, 59).

Yapılan birçok çalışma, fluoridin kısa dönem uygulamaları veya ortamda devamlı olarak bulunmasının, dentin demineralizasyonunu engelleyebildiğini göstermiştir. Featherstone (39), diş macunundaki fluorid konsantrasyonu ve demineralizasyon arasında bir ilişki rapor etmiştir. Dentin için, diş macunu uygulaması çok daha etkilidir. Bu, dentindeki küçük kristalitlerin daha fazla yüzey alanına sahip olduğunu ve inhibisyon işleminin etkili olabilmesi için yüksek miktarda veya konsantrasyonda fluorid gerektiği görüşünü doğrulamaktadır.

4.7. DENTİN REMİNERALİZASYONU

Yapılan çalışmalarda, dentinin mineye göre demineralizasyon ve remineralizasyon açısından çok daha aktif olduğu tespit edilmiştir. İn vitro çalışmalar, solüsyondaki fluorid seviyesi ile dentinde meydana gelen remineralizasyon derecesi arasında fluorid miktarına bağlı bir ilişki olduğunu göstermiştir. Birçok çalışmada organik matriksin remineralizasyonda hiçbir etkisi olmadığı rapor edilirken (134), Heilman ve ark. (61) kök çürüklerinin remineralizasyonunda organik matriksin rolü olduğunu vurgulamışlardır. Bu araştırmacılar polarize ışık mikroskobu ve mikroradyografi ile yaptıkları değerlendirmelerde, fluorid ile meydana gelen remineralizasyonun bir miktar mineral içeren organik matrikste de meydana gelebileceğini göstermişlerdir. İn situ çalışmalar, fluorid varlığının veya uygulanmasının, mine ve dentin için demineralize ortamı remineralize duruma çevirebildiğini göstermiştir (144). İn situ bir model kullanılarak yapılan çalışmada, fluorid salımı yapan bir restoratif materyal olan cam iyonomere komşu dentinde hipermineralizasyon meydana gelirken amalgam, kompozit gibi fluorid salımı yapmayan maddelere komşu dentinde demineralizasyonun devam ettiği tespit edilmiştir (131).

Dentinde bulunan çürük lezyonlarında en içteki tabaka etkilenmiş dentindir. En dışta bulunan enfekte nekrotik tabakadan farklı olarak, enfekte olmamış dentin remineralize olabilir. Birçok araştırıcı, remineralizasyon işleminin, çapraz bağlı kollajen lifler boyunca meydana gelen apatitlerin kristalizasyonu ile birlikte, dentin matriksinin durumuna bağlı olduğunu rapor etmişlerdir (49). Bununla beraber, diğer araştırıcılar, apatitin çökmesinde, dentin kollajeninden farklı olarak mineral depozisyon mekanizmasının rolü olduğunu düşünmüşlerdir (134).

Maymunlarda yapılan deneysel bir çalışma, kimyasal sertleşen kompozitlerin altında kalan demineralize dentinin fizyolojik sertliğini ve kalsiyum konsantrasyonunu dört ay sonunda tekrar kazanabildiğini göstermiştir. Bu remineralizasyon işleminin fizyolojik olduğu ve dental materyallerden iyon salımının gerekli olmadığı vurgulanmıştır (130).

Önceki yıllarda yapılmış olan çalışmalarda, sığır ve insan dentininde hiper-remineralizasyon (normalin üzerinde remineralizasyon) rapor edilmiştir (4, 70). Remineralizasyon süresince, fluoridin etkisinden dolayı, demineralize dentinde, sağlam dokuya göre % 48 oranında daha fazla mineral çökelmesi oluştuğu bildirilmiştir.

4.8. DENTİNİN DE- VE REMİNERALIZASYONUNU İNCELEME YÖNTEMLERİ

Dentinde meydana gelen de- veya remineralizasyonu ölçmede değişik ölçüm teknikleri kullanılabilmektedir. Bu teknikler madde kaybını ölçen direk ve indirek yöntemler olarak ayrılmaktadır (5).

4.8.1. Dentinin De- ve Remineralizasyonunu Ölçen Direk Yöntemler:

- **Mikroradyografi Yöntemi:**

Bu yöntem, bir kaynaktan gönderilen x-ışınının ne kadarının mineraller tarafından absorbe edildiğinin hesaplanmasıdır. Günümüzde büyük ilerlemeler göstermiş ve dokulardaki mineral miktarını ölçen en uygun metodlardan biri haline gelmiştir (5, 134).

a. Transversal Mikroradyografisi (TMR)

Bu teknikte örnek mine veya dentin 90–200 µm kalınlığında olacak şekilde ince dilimler halinde kesilir. Kesilmiş dilimler bir penetrometre ile beraber röntgen filmi üzerine yerleştirilir ve manokromatik x-ışını verilir. Penetrometre, absorbe edilen x-ışını miktarını ölçen bir tabakadır ve genellikle alüminyumdan yapılır. Bir TMR incelemesi sonunda iki

parametreye ulaşılır: Bunlar; lezyon derinliği (L_d µm) ve mineral kaybı miktarıdır (Δ_z µm veya kgm^2)'dir (146).

TMR'nin avantajları şöyle sıralanabilir (5):

1. Mineral kaybı veya kazanılması sayısal değerlerle ölçülebilir.
2. Mineral dağılımı saptanabilir.

Dezavantajları:

1. Bu teknikte örnek dilimlere ayrıldığı için bozulabilir.
2. Anatomik yüzeyden 10 µm'dan daha az olan kesitlerin ölçümü sırasında hatalar olabileceği için örnek kalınlığı konusunda bir kısıtlama vardır.

b. Uzunluğuna İnceleme Mikroradyografisi (LMR Longitudinal Microradiography)

Bu yöntemde diş uzunluğuna ve anatomik yapısına paralel olarak 0,5 mm kalınlığında kesitler alınır. LMR tekniğinde önemli nokta, tekniğin örneğe zararlı olmaması ve mine ve dentindeki mineral miktarının defalarca ölçülmesidir. Böylece ardı ardına oluşan değişimler saptanabilmektedir (5).

c. Dalga Boyuna Bağlı Mikroradyografi (WIM Wavelength Independent Microradiography)

Bu metodta yüksek enerjili polikromatik x-ışınları kullanılmaktadır. Örnekteki mineral bozulmadan değerlendirilebilmekte, mine ve dentin örneklerinde yüzeyler kavisli olsa bile ölçüm yapabilmektedir. WIM tekniğiyle 0,3–0,6mm kalınlığındaki kesitler ölçülebilmektedir (5).

- **İyod (I^{125}) Adsorbsiyometresi:**

Bu metodta, I^{125}'un yıkılışı sonucu açığa çıkan fotonlar 27,4 keV'luk enerjiyle diş kesitlerine boylamasına düşürülür ve bu esnada radyasyona maruz kalan kesitlerden foton geçişi, deney öncesinde ve deneyin belli kademelerinde ve deney sonrasında ölçülür. Her bloktaki son değer ve başlangıç değer arasındaki fark gözlenir. Örneklerin kullanılışı LMR tekniğinin kullanımına benzemektedir (5).

Almqvist ve ark. (2), yaptıkları kimyasal analizler sonucunda, in vitro olarak dentin örneğinden geçen radyasyon ve burada meydana gelen foton değişikliği ile kalsiyum kaybının paralellik gösterdiğini görmüşlerdir. Bu yöntemde örneğe zarar verilmez ama örneğin mineral dağılımı hakkında da tam bilgi edinilememektedir (5).

- **Kimyasal Analizler:**

Asit solüsyonlarında sert dokuların çözülerek kalsiyum ve fosfat miktarlarında meydana gelen değişimleri ölçen bir yöntemdir. Bu metod in vitro çalışmalarda kullanılır. İncelenen örnekler düz yüzeye sahip olmalıdır. İncelenen örnek iki parçaya ayrılır, biri kontrol grubu olarak ayrılır diğeri asitte çözdürülür ve bu çözeltinin kalsiyum ve fosfat bakımında doygunluğu ölçülerek mineral miktarı belirlenir. Analizler esnasında örnekler geri dönüşümsüz zarar görmektedir. Tekrarlanabilir ölçümlere olanak vermez. Bu nedenle pek tercih edilen bir metod değildir. Sadece büyük miktarlardaki mineral kaybı ve artışı ölçülebilir, mineral dağılımı ölçülememektedir (5).

4.8.2. Dentinin De- ve Remineralizasyonunu Ölçen İndirek Yöntemler:

- **Poroziteyi Değerlendiren Yöntemler**

a. İyot Permeabilitesi Testi (IPT):

İyot permeabilitesi testi çürük lezyonun her aşamasında mine demineralizasyonunu değerlendirebilecek indirek bir ölçüm yöntemidir. IP testi, minenin pore volümü ile ilgili ölçüm yaptığından, minenin de- ve remineralizasyonunun ancak başlangıç aşamasının değerlendirilmesinde daha hassas ölçüm yapılacağı bu nedenle diğer yöntemlerle desteklenmesi gerektiği bildirilmiştir (5).

Bu yöntemde, önceden tırnak boyası ile boyanarak pencere hazırlanmış mine veya dentin örnekleri, üzerleri tamamen kaplanacak şekilde 2M potasyum iyot (KI) solüsyonu

içinde 3 dakika bekletilir sonra fazla miktar temizlenip 40 saniye deiyonize su içinde bırakılır. Suyun üzeri absorban bir disk ile kaplanır. Böylece örneklerden iyodun geri difüzyon olayı gerçekleşir. İyodun spesifik bir elektrodu ile bu diskteki iyot miktarı ölçülür, bu miktar bize IP miktarını gösterir. İyot permeabilitesi testi araştırmacıların in situ koşullarda diş yüzeyi permeabilite değişikliklerini ölçebilmek için geliştirdikleri bir yöntemdir. Bazı araştırıcılar, diş yüzeyindeki permeabilite değişiklikleri ile mineral kaybı veya kazanımı arasındaki ilişkinin hassas olduğunu iddia etmelerine rağmen, bazı araştırmalar, ΔIp ile kalsiyum kaybı arasında orta derecede bir korelasyon (0.55) olduğunu göstermişlerdir (5).

b. Polarize Işık Mikroskobu

Bu teknik sert dokuda meydana gelen porozite değişikliklerini değerlendiren duyarlı bir görüntüleme yöntemidir. Polarize mikroskopla 80 µm'luk kesitler dış yüzeyden, iç (sağlam) dentine doğru gözlenir. Lezyon derinliği ve çürük tabakanın boyutu ölçülebilir. Bununla beraber mineral değişimi tam tanımlanamamasına rağmen, mikroradyografi ile polarize ışık yöntemleri arasında anlamlı korelasyon bulunmuştur (5).

c. Scanning Elektron Mikroskobu Tekniği (SEM)

Bu teknik, incelenen yüzeydeki porozite ve yüzeyde depolanan madde hakkında kalitatif (çok veya az porozite gibi) bilgi verir (5).

4.8.3. Mikrosertlik Yöntemi:

Sertlik, bir kütlenin, başka bir kütlenin ile aynı zamanda aynı alanda olma çabasına gösterdiği direnç olarak tanımlanabilir (66). Kesin büyüklüğü hangi yöntem ile ölçüm yapıldığına bağlıdır. Sertlik ölçümleri, maddelerin sınıflandırılması ve özelliklerinin karşılaştırılmasında yaygın kullanılan bir metoddur. Dişlerin sert dokuları ve kullanılan

malzemelerin ölçümleri amacıyla, diş hekimliği ile ilgili araştırmalarda da yaygın olarak kullanılmaktadır.

Mine ve dentinin sertliği; abrazyon (151), sarkaç (pendulum), kazıma (65, 135) ve iz tekniği (66, 19) gibi çeşitli metodlarla belirlenebilmektedir. Mine ve dentinin sertliği, dikkate değer şekilde bölgesel olarak değişiklikler gösterdiği için, mikro kazıma ve mikro iz tekniği terci edilmiş ve ilk olarak Hodge (66) tarafından kullanılmıştır.

Knoop ve Vickers elmas çentik yapıcı uçlar, 'mikro iz' sertlik testlerinde diş hekimliğinde sıkça kullanılmaktadır. Ryge ve ark. (113), amalgam dentin, mine, altın alaşımları ve diğer maddeler üzerinde iki tip iz yöntemini sertlik-kuvvet ilişkisini değerlendirmek için uygulamışlardır. Diş hekimliğinde kullanılan birçok malzeme için 25 gram ve altı kuvvetlerin sertlik testleri için tercih edilmemesini önermişlerdir. Bu çalışmalarda, hem Knoop hem de Vickers mikrosertliklerinin, 100 ve 500 gram kuvvet için maksimum değere yaklaşıncaya kadar artış gösterdiğini ve bunun da minimum varyans ile sonuçlandığı gösterilmiştir. Kuvvetin daha fazla arttırılması mikrosertlik değerinde çok ufak bir azalmaya sebep olmuştur.

Dentinin iki farklı bölgesinden sertlik ölçümü yapılabilmekledir.

a. Yüzey Mikrosertliği: Dişin dış yüzeyine dik olarak ölçüm yapılır.

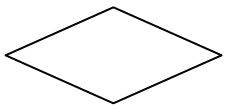
b. Enine Kesit Mikrosertliği: Örnekten enine kesitler alınır ve bu kesitlerde dış yüzeye paralel olacak biçimde dentinin daha alt katlarına doğru inilerek mikrosertlik ölçülür.

İn situ de- ve remineralizasyon çalışmalarında ilk defa mikrosertlik yöntemini 1966 yılında Kouluorides kullanmıştır. Mikrosertlik ölçüm yönteminde elmas uç belirli bir süre, belirli bir yük ile örnek üzerine verilir ve bir iz oluşturulur. Elmas ucun bıraktığı izin uzunluğu mikroskop ile "µm" (mikron, 10^{-6}) olarak ölçülür. Oldukça hassas bir testtir, basit

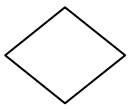
olması nedeni ile de caziptir. Tekrarlanabilir ölçümlere olanak verir, örneklere uygulanacak işlemden önce ve sonrasında ölçüm yapılabilir (5).

Demineralizasyon veya remineralizasyon işlemi uygulandıktan sonra, mikrosertlik, mineral kaybı veya kazanılmasının indirekt etkilerini verir. Eğer iz uzunluğu artarsa doku mineral kaybetmiştir, tersine iz büyüklüğü azalırsa doku mineral kazanmıştır (5).

Mikrosertlik ölçümlerinde Knoops veya Vickers ölçü değerleri kullanılır. Her iki yöntemde de aynı yükle yüklenen elmas ucun oluşturduğu çentik derinliği aynı iken, çentik genişlikleri farklıdır; Knoops'ta 3,5 µm, Vickers'te 1,4 µm' dur. Meydana gelen çentiklerin yüzey görüntüleri farklıdır. Vickers'ta kare iken, Knoops'ta eşkenar dörtgen şeklindedir (5).



Knoops izi
3,5 µm genişlik
100 µm derinlik



Vickers izi
1,4 µm genişlik
100 µm derinlik

Yüzey mikrosertliği ölçümünün dezavantajları şunlardır (5);

- Ölçüm yapabilmek için düz ve cilalanmış bir yüzey gereklidir.
- Lezyonun şekli, mineralin dağılımı, mineral kaybı gibi faktörler iz uzunluğu değerlerini etkileyebilir.
- İz uzunluğu ve iz derinliği arasındaki orantı her derecedeki lezyon için geçerli değildir.
- Sertlik değeri minenin mekanik elastikiyetinin ölçüsüdür. Minenin inorganik kristalin materyali ile protein ve lipit miktarları minenin sertlik derecesini etkiler.

Örnek üzerinde tam bir mikrosertlik ölçümü yapabilmek için üç konuya dikkat etmek gerektiği bildirilmiştir;

- Mikrosertlik aleti titreşimden uzak olmalı.
- İz düz ve horizontal bir yüzey üzerinden alınmalı.
- Test yüzeyine uygulanacak yük, yüzeyde çatlak oluşturmayacak ağırlıkta olmalıdır.

İnsan dentininin mikrosertliği, birçok araştırıcı tarafından çeşitli metodlar kullanılarak rapor edilmiştir. Craig (21), olgun, yeni çekilmiş, çürüksüz dişlerde çok sayıda mikrosertlik ölçümü yapmış ve kuron dentininde Knoop mikrosertlik değerini (KHN) yaklaşık 68±3 olarak belirtmiştir. 35'den 85'e kadar değişen KHN değerleri rapor edilmiştir. Bu sonuç, dentinin mikrosertliğinin 60–80 KHN arası değiştiği araştırmaların birçoğu ile tutarlılık göstermektedir (87).

Bir dişin dentininde çok çeşitli mikrosertlik değerleri gözlenebilir ve dişin bir kısmından diğer kısmına dentin mikrosertliği değişiklik gösterebilmektedir. Dentin mikrosertliği, benzer alanlarda, farklı dişlerde de değişiklik gösterebilir (22). Dentin mikrosertliğinin, dentinin konumuna göre tanımlanması gerektiğini önerilmiştir (109).

Wright ve Fenske (151) abrazyon yöntemi kullandıkları çalışmalarında, dentinde mikrosertlik ile anatomik pozisyon arasında bir ilişki bulunmadığını rapor etmişlerdir. Bunun yanında, kadınlarda dentin dokusunun sertliğinin, erkeklere göre anlamlı olarak fazla olduğunu ve ikisinde de 31–40 yaşlarında maksimuma ulaştığını rapor etmişlerdir. Ancak, kullanılan abrazyon yöntemi, mikrosertliği değerlendirmede iz yöntemi kadar hassas değildir.

Craig ve Payton (22) dentin mikrosertliği ile dentin yapısındaki değişiklikleri modifiye Pollak trikrom boyama tekniği kullanarak incelemişlerdir.

Raporlarında;

- Mine-dentin sınırındaki dentin mikrosertliğinin, çevreleyen dentinden yaklaşık 15KHN yumuşak olduğunu,
- Pulpa odasına komşu dentin sertliğinin, çevreleyen dentinden 30KHN düşük olduğunu,
- Kuron kesitinin ortasındaki dentin sertliğinin, kök kesiti ile aynı olduğunu,
- Şeffaf dentinin, komşu dentinden yaklaşık 10KHN daha sert olduğunu,
- Çürük lezyonu çevreleyen dentinin sertliği normal dentinden yaklaşık 10KHN daha yüksek iken, lezyonun ortasındaki dentinin çok daha düşük olduğunu belirtmişlerdir.

Kuron dentinin ortası, kök dentinin ortası ile benzer mikrosertlik göstermesine rağmen 22), mine-sement sınırında, mine tarafından çevrelenen dentinin, sement tarafından çevrelenen dentinden daha sert olması ile birlikte mikrosertlikte çarpıcı bir değişim tespit edilmiştir (109). Üstelik pulpa odasına yakın olan kuron dentininin, pulpa odasına yakın olan kök dentininden sert olduğu gösterilmiştir (22, 65).

Şeffaf dentin dikkate alındığında, kök veya kuron dentinin ortasının daha sert veya yumuşak olduğuna dair çelişen sonuçlar gösterilmiştir. Bu bulguyu yorumlamak zordur çünkü şeffaf dentin, farklı histoloji ve gelişim ile birlikte hiperkalsifiye ve/veya hipokalsifiye olabilmektedir (22, 109).

Fusayama ve ark. (48), mine-dentin sınırından pulpa odasına doğru dentinin mikrosertlik profilini çeşitli derinliklerde göstermişlerdir. Sağlam dişlerde dentin mikrosertliğinin, dikkat çekici şekilde mine-dentin sınırından yaklaşık 450 µm uzakta en

yüksek seviyesine (KHN değeri ortalama 70) ulaşırken en iç tabakalara doğru azalarak, çok düşük seviyelere (KHN değeri ortalama 20) gelebildiği gösterilmiştir.

Dentin tübül yoğunluğu ve pulpa odasına uzaklık arasındaki ilişki SEM çalışması ile gösterilmiştir (51). Dentin mikrosertliği ve tübül yoğunluğu arasındaki negatif, dentinde milimetre karedeki kalsifiye matriks miktarı ve mikrosertlik arasındaki pozitif korrelasyon daha ileriki yıllarda yapılan çalışmalarla pekiştirilmiştir (90, 93, 117). Pulpaya yaklaştıkça artan tübül yoğunluğu ve çapı, KHN değerinin azalmasına katkıda bulunmaktadır. Aynı zamanda, Craig'in (21) rapor ettiği gibi, mine-dentin sınırının altında dentin mikrosertliğinin azalmasının sebebinin, bu bölgedeki tübüllerin çok sayıdaki dallanmalarından kaynaklandığı düşünülmektedir.

4.6.3.1. Mikrosertlik ve Mineral İçerik:

Mine ve dentinin başlıca fizyolojik özelliklerinden biri mikrosertliktir. Mikrosertlik, kalsiyum içeriği, mineralizasyon, demineralizasyon ve remineralizasyon açısından önemli bir parametredir (25). Mikrosertlikteki değişim ve kalsiyum kaybı arasındaki ilişki birçok çalışmada gösterilmiştir. (7, 24).

Mine yüzeyinde yapılmış olan demineralizasyon ve remineralizasyon deneylerinde, Feagin ve ark. (7) kalsiyum içeriği ve mikrosertlik arasında pozitif bir korelasyon bulmuşlardır. Davidson ve ark. (24), yapay olarak oluşturulan çürüklerde veya asitlenmiş insan minesinde, mikrosertliğin mineral içerik ile doğru orantılı olarak azaldığını göstermişlerdir. Featherstone ve ark. (38), mikroradyografi ile belirlenen hacim oranı ile mikrosertlik testleri kullanılarak elde edilen KH değerinin karekökü arasında doğrusal bir oran göstererek bunu; "Mineral Hacim%= $4,3(KHN)^{1/2} + 11,3$" olarak rapor etmişlerdir. Bu ilişkinin sağlam dentin için de geçerli olduğunu bildirmişlerdir.

Kodaka ve ark. (75), sağlam insan minesinde, üç değişik tabakada, Hv (Vickers izi) ile fosfat konsantrasyonu (r=0,688) arasında orta derecede, kalsiyum konsantrasyonu (r=0,455) ile düşük bir korelasyon bulmuşlardır. Hv değerleri, kalsiyum ve fosfat konsantrasyonlarının, minede dıştan içe doğru anlamlı olarak azaldığı tespit edilmiştir. İç ve dış mine tabakasındaki kalsiyum/fosfat oranları ile mikrosertlik değerlerindeki değişim karşılaştırılınca, benzer mineral içeriğe sahip bölgelerde, çok küçük miktardaki organik maddenin bile mikrosertlik üzerine kuvvetli bir etki yapabileceğini belirtmişlerdir. Mikrosertlik verilerinin, sağlam minedeki mineral ve organik içerikte meydana gelen küçük değişiklikleri yansıtmadığını, fakat mine çürükleri ve kümelerinde görüldüğü gibi büyük değişiklikleri gösterdiği sonucunu çıkartmışlardır.

Mikrosertlik, dentinin kompozisyonu için yapısal bir göstergedir (90). Araştırmacılar, mikrosertlik (Hv) ve dentin mineralleri arasında pozitif bir korelasyon saptamışlardır. Bu sonuç, dentin tübül yoğunluğu ve mikrosertlik arasındaki negatif korelasyonu saptayan Pashley ve ark. (93) çalışmasıyla da tutarlıdır. Bu çalışmada da, en yüksek mineral derecesine sahip dentin yüzeylerinin en yüksek mikrosertlik değerlerini gösterdiği bildirilmiştir.

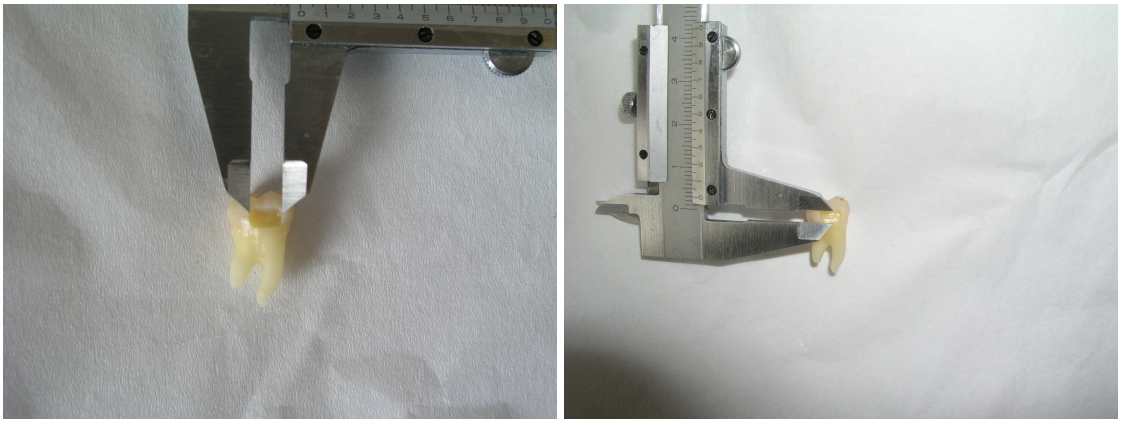
5. GEREÇ ve YÖNTEM

5.1. ÖRNEKLERİN HAZIRLANMASI

5.1.1. Kavitelerin Hazırlanması:

Çalışmamızda, 20 adet cerrahi operasyonla çekilmiş tamamen enklüze ve çürüksüz yirmi yaş dişleri kullanıldı. Dişler musluk suyu altında fırçalanarak yumuşak doku parçaları uzaklaştırılıp ve çalışma başlayana kadar deiyonize suda saklandı. Çalışma sırasında dişlerin vestibül ve lingual yüzeylerinde uzunluğu 5 mm, genişliği 3 mm, derinliği 4 mm olan Klas V kaviteler oluşturuldu. Kaviteler, elmas frezler ile su soğutma altında hazırlandı (Resim 1).

Hazırlanan her kavite kendi içinde iki gruba ayrıldı ve böylece her diş için 4 ayrı grup meydana getirildi.



Resim 1: Klas V kavitenin boyutlarının ayarlanması.

5.1.2. Çalışmada Kullanılan Materyaller:

Cam iyonomer siman olarak Ketac™Bond, 3M ESPE (Resim 3), % 37'lik ortofosforik asit için Superlux®Thixo Etch, DMG, Hamburg, % 10'luk poliakrilik asit olarak Ketac™Conditioner, 3M ESPE kullanılmıştır (Resim 2). Uygulanan cam iyonomer kaide simanın üzeri ve kontrol grubun örtülmesi için bonding ajanı olarak Single Bond™, 3M ESPE, dolgu maddesi olarak Filtek™Z250 Universal Composite, 3M ESPE uygulandı.



Ketac™Conditioner, 3M ESPE Superlux®Thixo Etch, DMG, Hamburg

Resim 2: Kullanılan düzenleyici ve asit.



Ketac™Bond, 3M ESPE

Resim 3: Kullanılan konvansiyonel cam iyonomer siman.

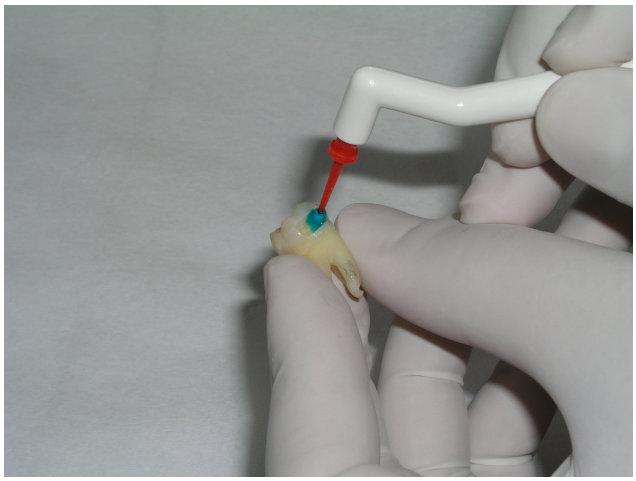
5.1.3. Kavite Yüzeyinin Düzenlenmesi ve Kaidelerin Yerleştirilmesi:

A grubunda kavite tabanında, dentin üzerine cam iyonomer siman direkt olarak 2 mm kalınlıkta olacak şekilde uygulandı (Resim 4). Cam iyonomer siman yerleştirilmeden önce dentine herhangi bir düzenleyici işlem uygulanmadı.



Resim 4: A ve B gruplarında CİS kaidenin dentine yerleştirilmesi.

B grubunda dentine, % 10'luk poliakrilik asit, üretici firmanın önerilerine uygun olarak 10 saniye uygulandı (Resim 5). Yıkanıp, kurutulduktan sonra dentinin üzerine cam iyonomer siman 2 mm kalınlıkta olacak şekilde yerleştirildi (Resim 4).



Resim 5: Poliakrilik asidin dentine uygulanması(Grup B).

C grubunda dentine, % 37'lik ortofosforik asit, üretici firmanın önerilerine uygun olarak 10 saniye uygulandı (Resim 6). Yıkanıp, kurutulduktan sonra dentinin üzerine cam iyonomer siman 2 mm kalınlıkta olacak şekilde yerleştirildi (Resim 7).



Resim 6: Ortofosforik asidin C ve D grupları için dentine uygulanması.

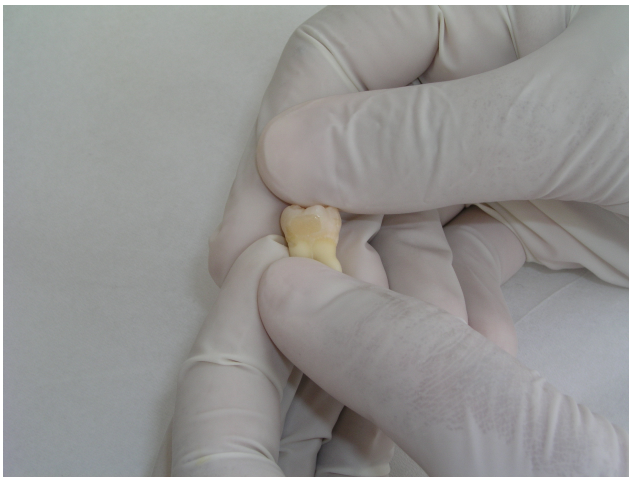


Resim 7: C grubu için CİS kaidenin dentine uygulanması.

D grubunda (kontrol grubu) dentine kaide uygulanmadan direkt olarak % 37'lik ortofosforik asit, üretici firmanın önerilerine uygun olarak 10 saniye uygulandı (Resim 6). Yıkanıp, kurutulduktan sonra dentinin üzerine bonding ajanı ve ışıkla sertleşen kompozit dolgu maddesi yerleştirildi (Resim 8).

5.1.4. Uygulanan Cam İyonomer Kaidelerin Üzerlerinin Örtülmesi:

A, B ve C gruplarında kaide olarak kullanılan cam iyonomer simanların üzerleri bonding ajanı ve ışıkla sertleşen kompozit dolgu maddesi ile örtüldü (Resim 8).



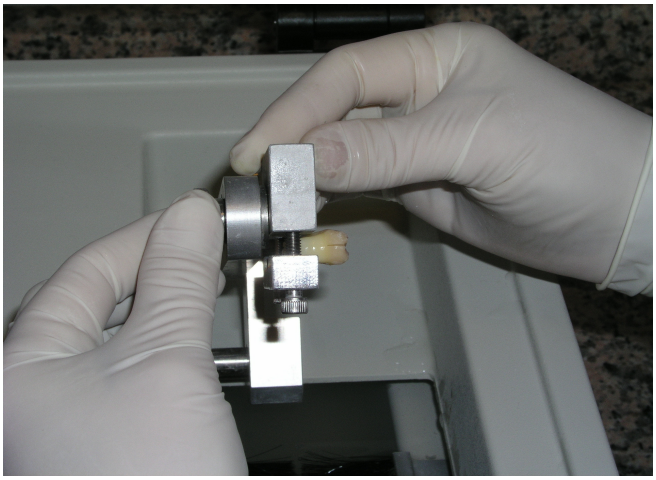
Resim 8: Kompozit rezin ile kavitenin örtülmesi.

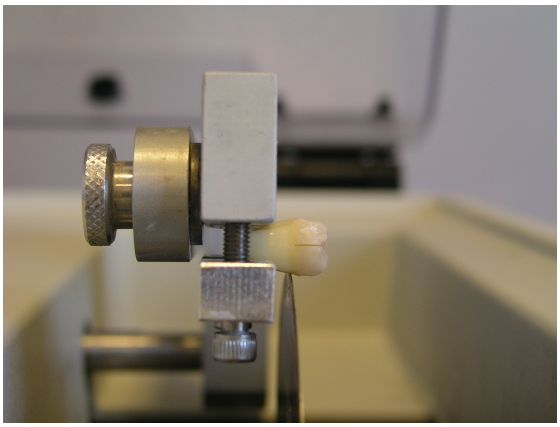
5.1.5. Örneklerin Bölünmesi:

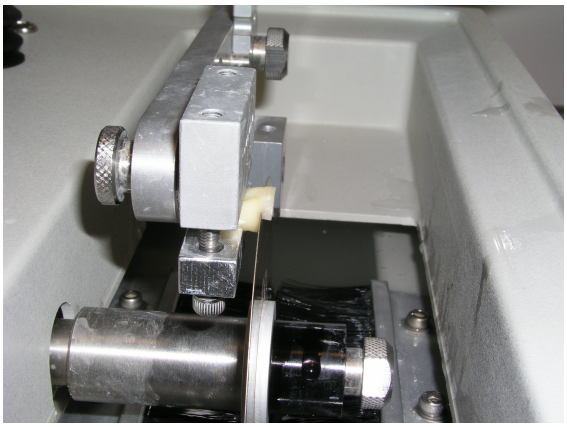
Örneklerin on tanesi bir ay, diğer on tanesi üç ay boyunca deiyonize suda bekletildi. Bekleme süreleri dolan örnekler bölme işlemine tabii tutuldu. Örnekler ilk önce dişin uzun eksenine dik, kavitelerin ortasından olacak şekilde ikiye bölündü. İkiye ayrılan örnekler bu kez de vestibül ve lingual kaviteleri birbirinden ayıracak şekilde oklüzalden, mezio-distal yönde bölünerek cam iyonomer siman ve komşusu olduğu dentin dokusu düz bir satıhta elde edildi (Resim 10, 12, 13). Örneklerin bölünmesi için Marmara Üniversitesi AR-GE bölümünde bulunan kesim cihazı (ISOMET 1000, Precision Saw, Beuhler) kullanıldı (Resim 9).



Resim 9: İsomet 1000 Precision Saw, Beuhler.







Resim 10: Örneklerin bölünmesi.

Bu yapılan işlemlerle toplam 160 adet dentin örneği hazırlanmış oldu. Bunların 40 tanesinin mikrosertlik ölçümleri 1.ayda, geriye kalan 40 tanesin ise 3.ayda yapıldı. Üç ay bekletilen örneklerden, her gruptan 2'şer adet olacak şekilde sekiz örnek SEM incelemeleri için ayrıldı.

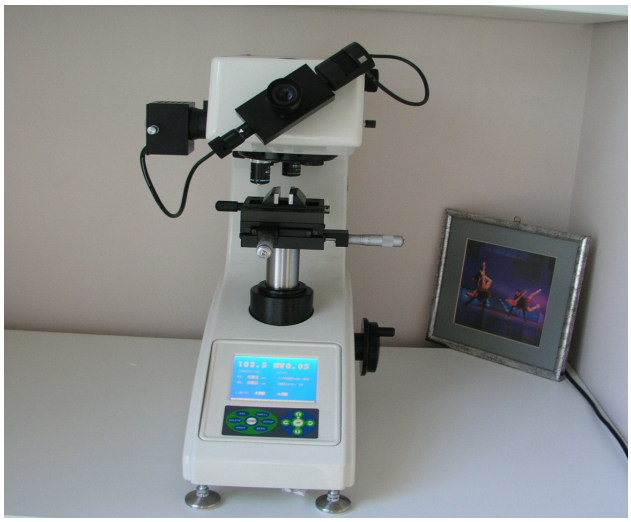
5.2. YÜZEY MİKROSERTLİK ÖLÇÜMLERİ

5.2.1. Mikrosertlik Ölçümleri İçin Örneklerin Hazırlanması:

Mikrosertlik ölçümleri amacıyla hazırlanan örnekler, dentin ve komşu materyaller açıkta kalacak ve yer düzlemine paralel olacak şekilde 1x0,5 cm²'lik kalıplara toz ve likidi homojen bir kıvamda karıştırılarak hazırlanan soğuk akrilik ile gömüldü. Yüzeyler sırası ile 500 ve 800 mesh karbon yuvarlak zımpara ile 30'ar saniye zımparalandı, sonra 1 mikronluk elmas cila pastası ve keçe ile 30 saniye Metkon Mega 200-1 cila aleti ile dentin yüzeyleri parlatıldı. Yüzeylerde pürüz ve iz kalmamasına özen gösterildi.

5.2.2. Mikrosertlik Ölçümleri:

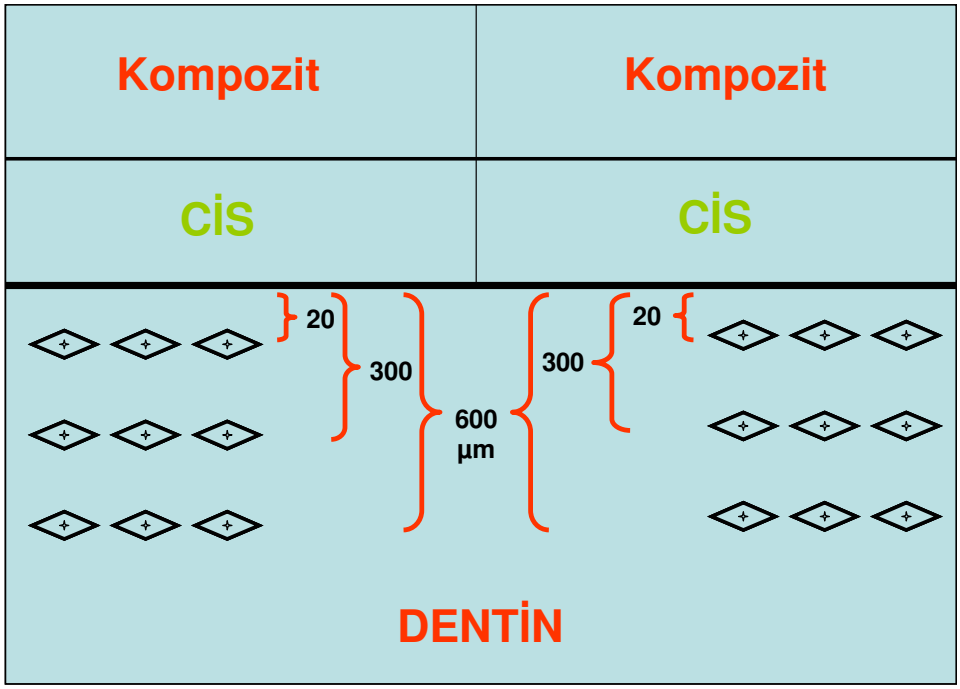
Araştırmamızda dentinde meydana gelen değişimler, M.Ü. Dişhekimliği Fakültesi AR-GE Laboratuvarında, mikrosertlik cihazında (Leitz Miniload Model LL, Wilson Mechanical Instrument Hardness Tester, Connecticut, Amerika) 50gr ağırlık altında Vickers sertlik ucu ile incelendi (Resim 11).



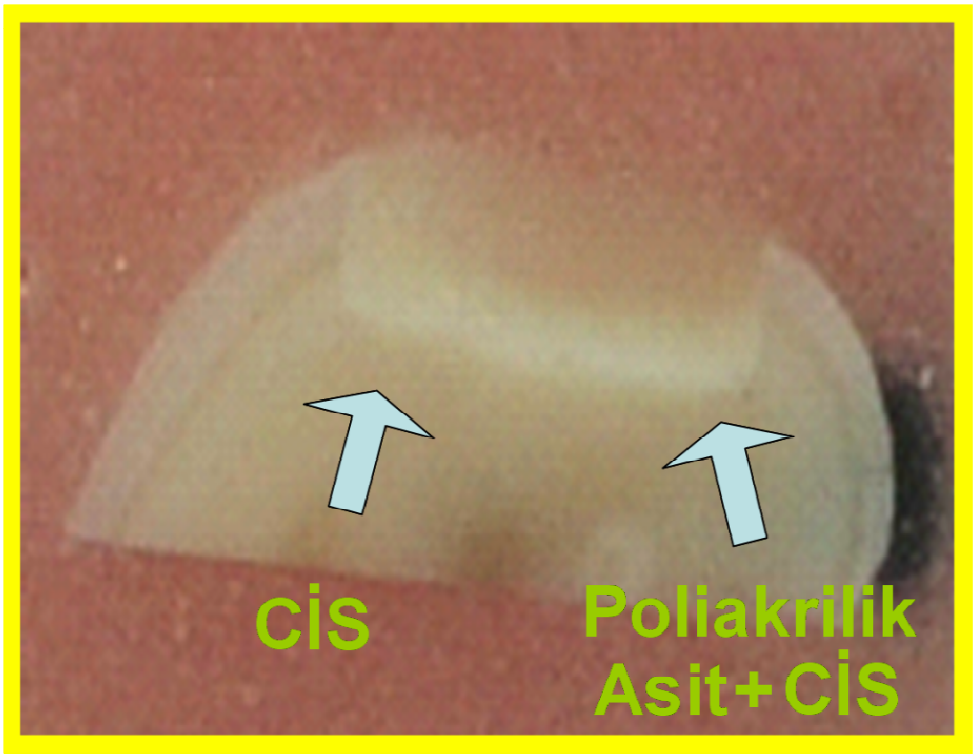
Resim 11: Vickers mikrosertlik cihazı.

Önceden hazırlanmış, cilalanmış ve yüzey düzgünlüğü kontrol edilmiş örnekler Vickers mikrosertlik cihazının tablasına yerleştirildi, 5 grf'luk kuvvet 10 saniye uygulayarak elmas uç ile dentin yüzeyinde prizmatik bir şekilde çentik oluşturuldu. Oluşturulan izin her köşesinden diğer köşesine kadar diyagonal uzunluğu mikron olarak ölçüldü ve bu değer, çentik uzunluğu ve mikrosertlik değeri ilişkisini gösteren standart tablodan Vickers Sertlik Değeri (Hv)'ne çevrildi.

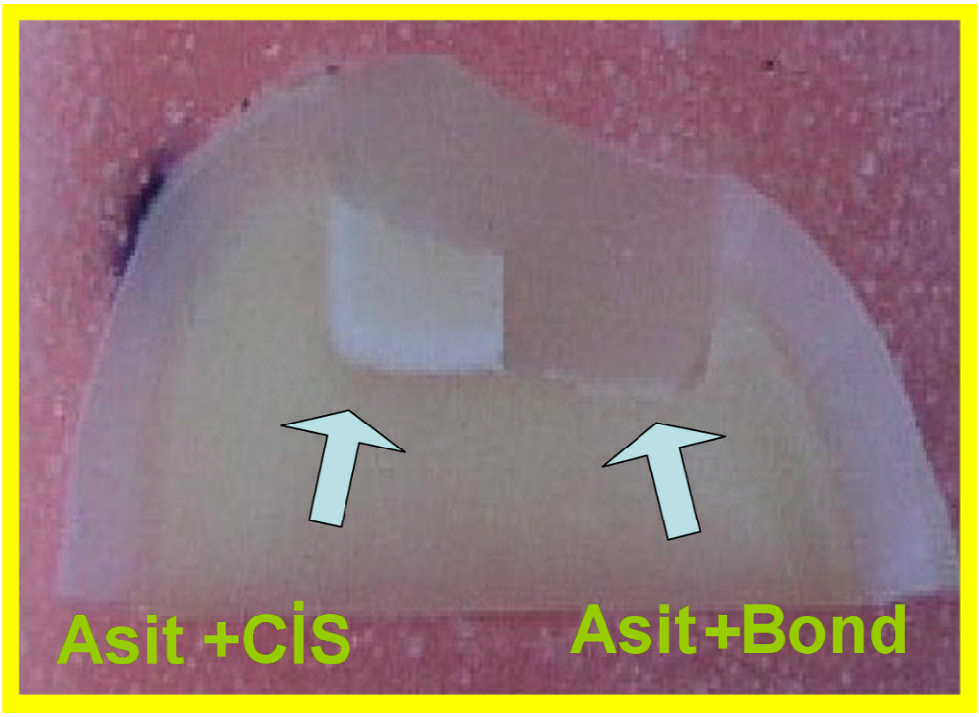
Cam iyonomere komşu dentin dokusundan (20 µm), 300 µm ve 600 µm uzaklıktaki farklı bölgelerden üçer adet ölçüm alındı. Böylece her çalışma grubundan 9'ar adet olmak üzere toplamda 720 adet mikrosertlik ölçümü yapılmış oldu (Şekil 2).



Şekil 2: Mikrosertlik ölçümlerinin şematik şekli.



Resim 12: A ve B Gruplarının hazırlanması



Resim 13: C ve D Gruplarının hazırlanması

5.3. SEM ALTINDA ÖRNEKLERİN TOPOGRAFİSİNİN İNCELENMESİ

5.3.1. CİS-Dentin Ara Yüzünün Hazırlanması:

SEM altında bakılacak örneklere, CİS-dentin ara yüzünün daha rahat incelenebilmesi için, % 35'lik fosforik asit beş saniye muamele edildi ve iki dakika sodyum hipoklorit solüsyonunda bekletildi. Her aşamada örnekler deiyonize su ile yıkandı (59, 60).

5.3.2. SEM İncelemesi İçin Örneklerin Hazırlanması:

SEM çalışması M.Ü. Tıp Fakültesi Histoloji Anabilim Dalı laboratuarında, JEOL JSM-5200 Scanning Mikroskop cihazında yapılmıştır. Her gruptan alınan 2'şer örnekten biri, CİS-dentin ara yüzeyinin daha rahat incelenmesi amacıyla 5 saniye boyunca % 35'lik fosforik asit uygulanıp yıkanmasının ardından % 5'lik sodyum hipoklorit içinde 5 saniye tutulup tekrar yıkandı. Seçilmiş olan örnekler, pH'ı 7,2 olan % 2,5'lik gluteraldehit içeren

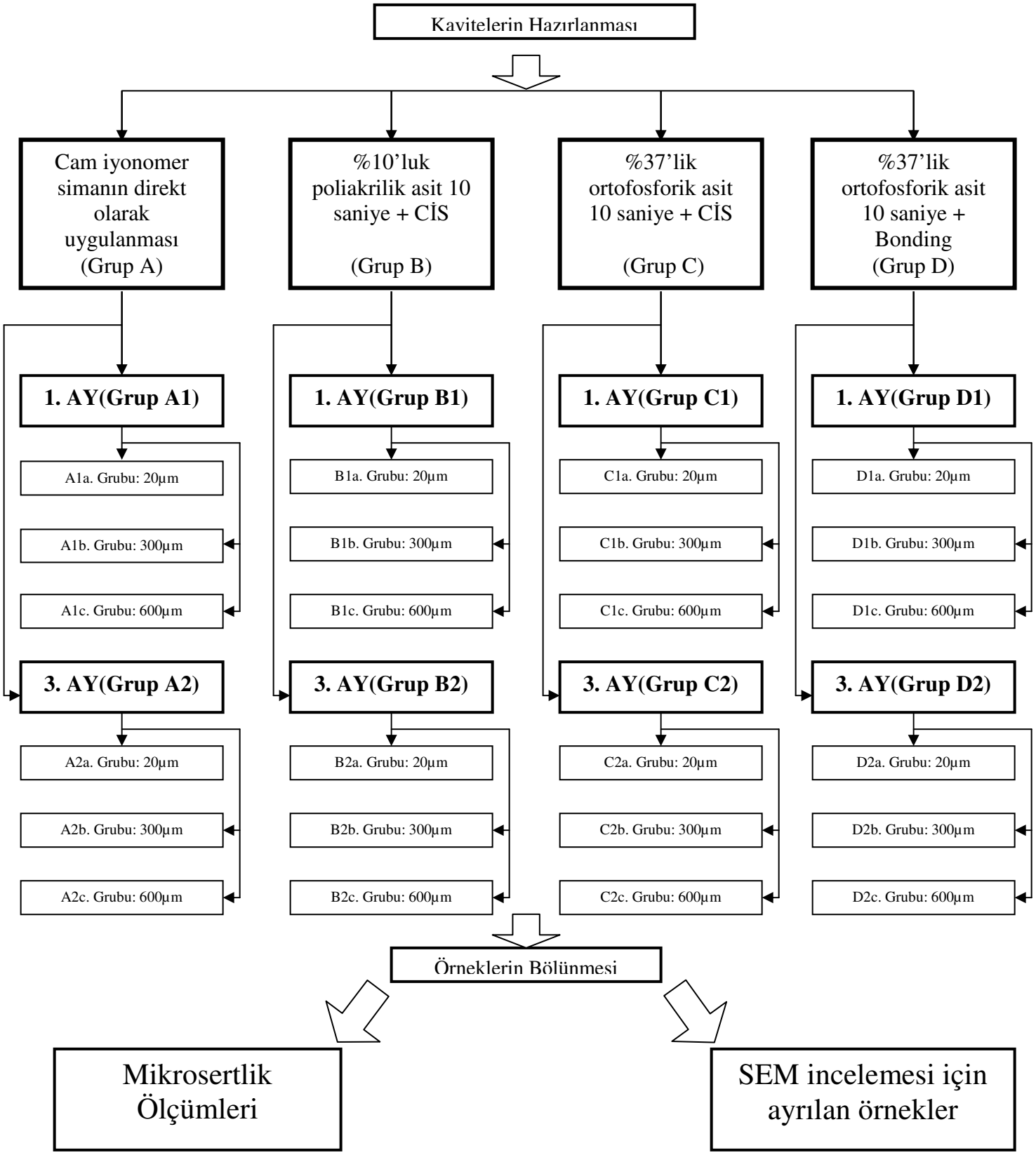
0,1 M sodyum kakodilat tampon solüsyonunda 4 saat sabitlendikten sonra, 0,1 M sodyum kakodilat 1 saat yıkanıp bir seri alkol solüsyonu (%30-%100) ile dehidrate edildi. Örnekler heksametildisiazan içine 10 dakika batırıldıktan sonra filtre kâğıdının üstüne konularak oda sıcaklığında kurutuldu. Dentin dilimleri mikroskop kalıplarına (stub) gömülerek 1,5 nm kalınlıkta platinyum karbon tabaka ile kaplandı. Tüm örnekler 5kV ve $1x10^{-11}$ Amp probe akımında incelendi (Resim 14).



Resim 14: SEM için hazırlanan örnek ve JEOL JSM-5200 Scanning Mikroskop cihazı

5.4. İSTATİSTİKSEL METOD:

Bu çalışmada istatistiksel analizler GraphPad Prisma V.3 paket programı ile yapılmıştır. Verilerin değerlendirilmesinde tanımlayıcı istatistiksel metotların (ortalama, standart sapma) yanı sıra gruplar arası karşılaştırmalarda Kruskal Wallis testi alt grup karşılaştırmalarında Dunn's çoklu karşılaştırma testi, ikili grupların karşılaştırmasında Mann-Whitney-U testi kullanılmıştır. Sonuçlar, anlamlılık $p<0,05$ düzeyinde değerlendirilmiştir.



Şekil 3: Çalışma planının şematik şekli.

6. BULGULAR

6.1. MİKROSERTLİK VERİLERİNİN DEĞERLENDİRİLMESİ

6.1.1. Birinci Ay Mikrosertlik Verilerinin Değerlendirilmesi:

6.1.1.1. A1 Grubunun Mikrosertlik Verilerinin Değerlendirilmesi:

Tablo 1'de, A1 grubunun mikrosertlik verilerinin ortalamaları, standart sapmaları 20, 300 ve 600 μm mesafe için verilmiştir. Ayrıca, üç ayrı mesafenin toplam mikrosertlik ortalamaları, standart sapmaları ve istatistik sonuçları tablonun en alt satırında sunulmuştur. Şekil 4'te, A1 grubunun mikrosertlik değerlerinin ortalamaları, her örnek için üç ayrı mesafede grafik olarak verilmiştir.

20 μm mesafede elde edilen en yüksek ortalama değer 116,3 olarak elde edilirken, en düşük ortalama değer 66,1'dir. 300μm mesafede elde edilen en yüksek ortalama değer 117,2 olarak elde edilirken, en düşük ortalama değer 65,1'dir. 600 μm mesafede ise elde edilen en yüksek ortalama değer 115,1 olarak elde edilirken, en düşük ortalama değer 56,3'tür (Tablo -1).

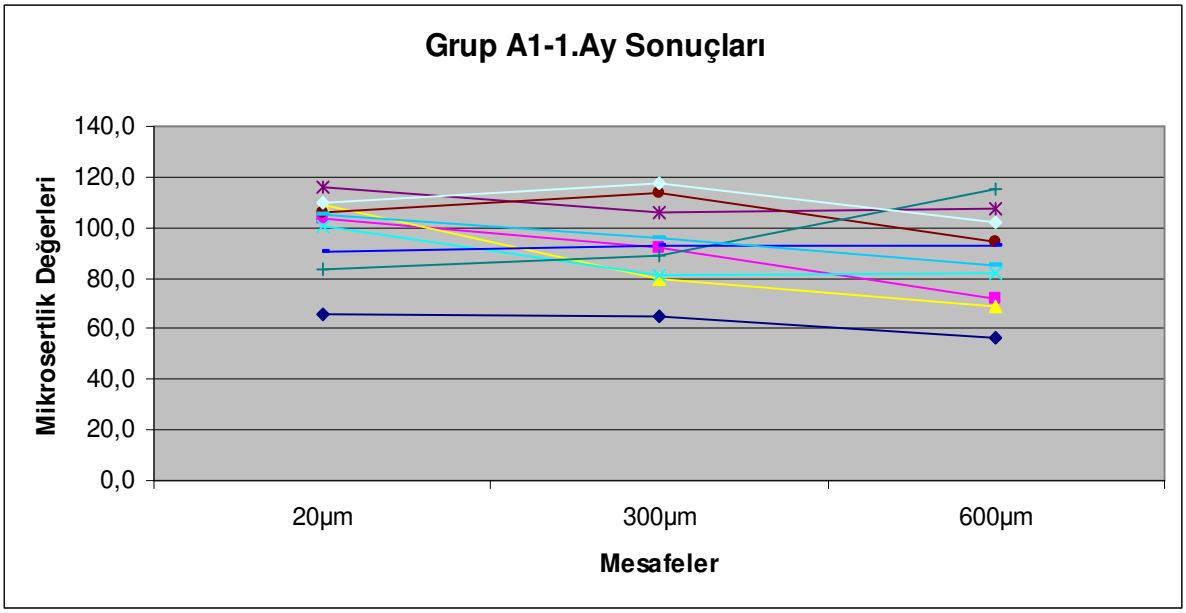
A1 gurubunda, bir örnek haricinde diğer tüm örneklerde, 600 μm mesafede elde edilen mikrosertlik ortalama değerleri diğer mesafelerden düşük çıkmıştır (Şekil 4).

A1 grubunda, elde edilen mikrosertlik değerleri üç mesafede incelendiğinde, mikrosertlik değerleri ortalamalarının 20 μm (A1a) mesafede en yüksek; 300 μm (A1b) mesafede daha düşük; 600 μm (A1c) mesafede ise en düşük olduğu görülmüş, istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmamıştır ($p>0,05$) (Tablo 1).

Tablo 1: A1 grubunun ortalama mikrosertlik değerleri, standart sapmaları ve istatistik sonuçları (n=10).

Grup A1	MS Ortalama Değerleri		
Örnek	20µm	300µm	600µm
1	66,1±10,4	65,1±2,3	56,3±1,3
2	103,5±21,7	91,8±8,8	71,9±1,1
3	109,4±12,5	80,0±4,5	68,6±5,2
4	100,3±10	81,6±5,3	81,8±3,8
5	116,3±3,3	106,2±4,5	107,8±11,3
6	105,8±	113,5±2,8	94,1±1,8
7	83,6±5,4	89,1±16,9	115,1±16,1
8	90,9±7,4	92,8±7,4	92,9±9,7
9	105,5±2,5	96,0±0,1	85,0±5,8
10	109,5±14	117,2±17,1	102,1±8,5
Ortalamalar	**99,1±15,0**	**93,3±15,9**	**87,5±18,5**

KW	**P**
2	0,36



Şekil 4: Grup A1'in mikrosertlik ortalama değerlerinin, her örnek için üç ayrı mesafede dağılımı

6.1.1.2. B1 Grubunun Mikrosertlik Verilerinin Değerlendirilmesi:

Tablo 2'de, B1 grubunun mikrosertlik verilerinin ortalamaları, standart sapmaları 20, 300 ve 600 μm mesafe için verilmiştir. Ayrıca, üç ayrı mesafenin toplam mikrosertlik ortalamaları, standart sapmaları ve istatistik sonuçları tablonun en alt satırında sunulmuştur. Şekil 5'te, B1 grubunun mikrosertlik değerlerinin ortalamaları, her örnek için üç ayrı mesafede grafik olarak verilmiştir.

20 μm mesafede elde edilen en yüksek ortalama değer 113,9 olarak elde edilirken, en düşük ortalama değer 74,2'dir. 300 μm mesafede elde edilen en yüksek ortalama değer 118,3 olarak elde edilirken, en düşük ortalama değer 63,3'tür. 600 μm mesafede ise elde edilen en yüksek ortalama değer 107,6 olarak elde edilirken, en düşük ortalama değer 65,1'dir (Tablo 2).

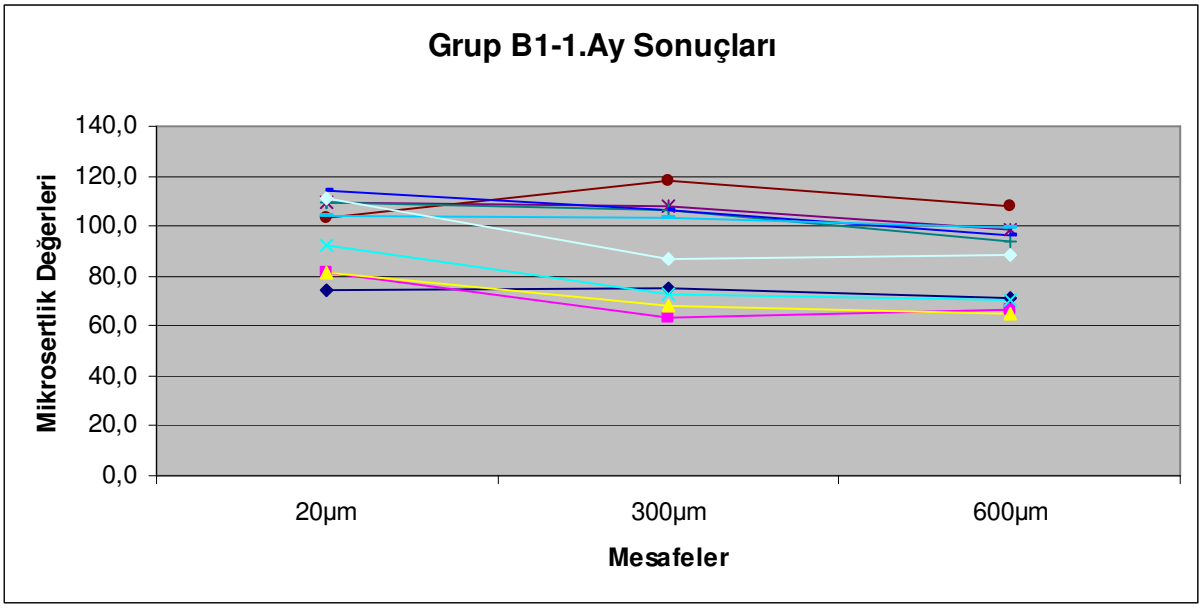
B1 gurubunda, bir örnek haricinde diğer tüm örneklerde, 20 μm mesafede elde edilen mikrosertlik ortalama değerleri diğer mesafelerden yüksek çıkmıştır (Şekil 5).

B1 grubunda, üç mesafenin mikrosertlik değerleri ortalamaları incelendiğinde, mikrosertlik değerlerinin 20 μm (B1a) mesafede en yüksek; 300 μm (B1b) mesafede daha düşük; 600 μm (B1c) mesafede ise en düşük olduğu görülmüş, istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmamıştır ($p>0,05$) (Tablo 2).

Tablo 2: B1 grubunun ortalama mikrosertlik değerleri, standart sapmaları ve istatistik sonuçları (n=10).

Grup B1	MS Ortalama Değerleri		
Örnek	20µm	300µm	600µm
1	74,2±6,6	74,9±5,1	71,6±7,7
2	81,0±4,5	63,3±2,9	66,1±4,2
3	81,6±6	68,2±4	65,1±1,6
4	91,9±26,4	72,5±3,7	70,3±2,2
5	109,5±1,3	108,2±2,9	98,4±1,6
6	103,4±5	118,3±2,3	107,6±9,6
7	109,3±32,8	106,0±11,2	93,6±8,4
8	113,9±6,1	106,3±6,4	96,5±5,5
9	104,2±5,1	103,2±4,4	99,2±11,2
10	110,8±10,1	86,6±4,5	88,1±10,8
Ortalamalar	**98,0±14,5**	**90,7±19,9**	**85,6±15,8**

KW	P
3,64	0,16



Şekil 5: Grup B1'in mikrosertlik ortalama değerlerinin, her örnek için üç ayrı mesafede dağılımı.

6.1.1.3. C1 Grubunun Mikrosertlik Verilerinin Değerlendirilmesi:

Tablo 3'te, C1 grubunun mikrosertlik verilerinin ortalamaları, standart sapmaları 20, 300 ve 600 μm mesafe için verilmiştir. Ayrıca, üç ayrı mesafenin toplam mikrosertlik ortalamaları, standart sapmaları ve istatistik sonuçları tablonun en alt satırında sunulmuştur. Şekil 6'da, C1 grubunun mikrosertlik değerlerinin ortalamaları, her örnek için üç ayrı mesafede grafik olarak verilmiştir.

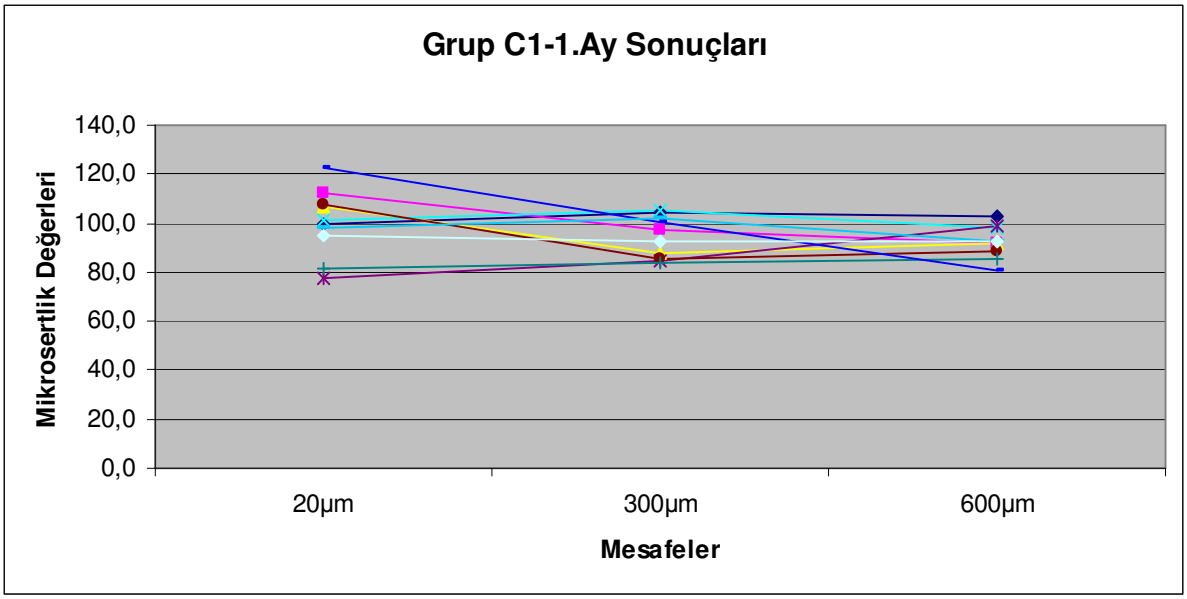
20 μm mesafede elde edilen en yüksek ortalama değer 122,9 olarak elde edilirken, en düşük ortalama değer 77,8'dir. 300 μm mesafede elde edilen en yüksek ortalama değer 104,9 olarak elde edilirken, en düşük ortalama değer 84,1'dir. 600 μm mesafede ise elde edilen en yüksek ortalama değer 102,7 olarak elde edilirken, en düşük ortalama değer 80,5'dir (Tablo 3).

C1 gurubunda, altı örnekte, 20 μm mesafede elde edilen mikrosertlik ortalama değerleri diğer mesafelerden yüksek çıkmıştır (Şekil 6).

C1 grubunda, mikrosertlik değerleri üç mesafede incelendiğinde, mikrosertlik değerlerinin 20 μm (C1a) mesafede en yüksek; 300 μm (C1b) mesafede daha düşük; 600 μm (C1c) mesafede ise en düşük olduğu görülmüş, istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmamıştır ($p>0,05$) (Tablo 3).

Tablo 3: C1 grubunun ortalama mikrosertlik değerleri, standart sapmaları ve istatistik sonuçları (n=10).

Grup C1	MS Ortalama Değerleri				
Örnek	20µm	300µm	600µm		
1	99,3±20,9	104,6±6,3	102,7±8,8		
2	112,5±8,6	97,3±3,3	91,9±9,1		
3	106,8±5,5	88,1±18,4	91,5±5,8		
4	100,9±10	104,9±3,2	97,8±5,2		
5	77,8±15,7	84,8±9	99,2±7,4		
6	107,5±2,5	85,8±10,9	88,9±9,3		
7	81,4±1,7	84,1±9	85,2±12,1		
8	122,9±10	100,3±6,6	80,5±0,7		
9	98,2±3,3	102,3±16,2	92,4±16,5		
10	94,5±5,5	92,5±9,5	92,5±4,1	**KW**	**P**
Ortalamalar	**100,2±13,6**	**94,4±8,4**	**92,2±6,6**	3,19	0,2



Şekil 6: Grup C1'in mikrosertlik ortalama değerlerinin, her örnek için üç ayrı mesafede dağılımı.

6.1.1.4. D1 Grubunun Mikrosertlik Verilerinin Değerlendirilmesi:

Tablo 4'te, D1 grubunun mikrosertlik verilerinin ortalamaları, standart sapmaları 20, 300 ve 600 μm mesafe için verilmiştir. Ayrıca, üç ayrı mesafenin toplam mikrosertlik ortalamaları, standart sapmaları ve istatistik sonuçları tablonun en alt satırında sunulmuştur. Şekil 7'de, eD1 grubunun mikrosertlik değerlerinin ortalamaları, her örnek için üç ayrı mesafede grafik olarak verilmiştir.

20 μm mesafede elde edilen en yüksek ortalama değer 81,7 olarak elde edilirken, en düşük ortalama değer 48,3'dür. 300 μm mesafede elde edilen en yüksek ortalama değer 93 olarak elde edilirken, en düşük ortalama değer 54,2'dir. 600 μm mesafede ise elde edilen en yüksek ortalama değer 93,8 olarak elde edilirken, en düşük ortalama değer 54,9'dur (Tablo 4).

D1 gurubunda, tüm örneklerde, 20μm mesafede elde edilen mikrosertlik ortalama değerleri diğer mesafelerden düşük çıkmıştır (Şekil 7).

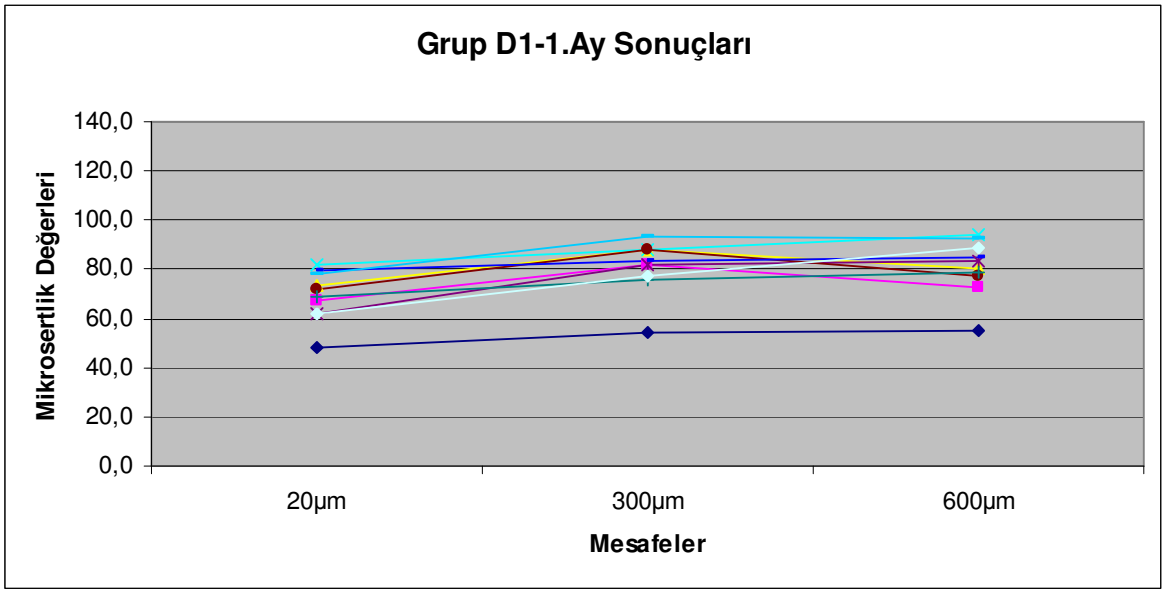
D1 grubunda, mikrosertlik değerleri üç mesafede incelendiğinde, mikrosertlik değerlerinin 20 μm (D1a) mesafede en düşük; 600 μm (D1c) mesafede daha yüksek; 300 μm (D1b) mesafede ise en yüksek olduğu görülmüş, bu farkın istatistiksel olarak anlamlı olduğu tespit edilmiştir ($p<0,05$) (Tablo 4).

Kontrol (D1) grubu incelendiğinde, Tablo 5'te gösterildiği gibi 300 μm (D1b) ve 600 μm (D1c) mesafelerdeki değerler, 20 μm (D1a) mesafedeki ölçümlerle karşılaştırılmasın- da istatistiksel olarak anlamlı bir fark tespit edilmiştir ($p<0,05$).

Kontrol (D1) grubunda 300 μm (D1b) ve 600 μm (D1c) mesafede mikrosertlik değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmamıştır ($p>0.05$) (Tablo 5).

Tablo 4: D1 (Kontrol) grubunun ortalama mikrosertlik değerleri, standart sapmaları ve istatistik sonuçları (n=10).

Grup D1	MS Ortalama Değerleri				
Örnek	20µm	300µm	600µm		
1	48,3±6,2	54,2±1	54,9± 0,2		
2	67,3±14,1	81,5±3	72,8±4,3		
3	73,2±4,3	88,05±0,1	80,6±6,8		
4	81,7±13,9	87,6±1	93,8±3,4		
5	61,6±13,4	82,2±6,5	83,6±9,5		
6	71,8±3,9	87,8±0,7	77,6±3,9		
7	69,2±4,2	76±20,4	79,1±4,4		
8	79,3±5,5	83,55±8,1	84,7±20,2		
9	78,2±1,1	93±3,1	92,4±16,5		
10	62,2±2,8	77,6±2,5	88,9±12,5	**KW**	**P**
Ortalamalar	**69,3±10,1**	**81,2±10,8**	**80,8±11,3**	8,18	**0,016***



Şekil 7: Grup D1'in mikrosertlik ortalama değerlerinin, her örnek için üç ayrı mesafede dağılımı.

Tablo 5: Kontrol grubunun (Grup D1) üç mesafedeki mikrosertlik değerlerinin karşılaştırılması ve istatistik sonuçları.

Dunn's Çoklu Karşılaştırma Testi	Grup D1 (Kontrol)
D1a(20µm) / D1b(300µm)	**P < 0.05***
D1a(20µm) / D1c(600µm)	**P < 0.05***
D1b(300µm) / D1c(600µm)	P > 0.05

6.1.2. Birinci Ay Gruplarının Karşılaştırılması:

Tüm mesafelerde elde edilen mikrosertlik sonuçları birinci ay için değerlendirildiğinde, bütün gruplarda kontrol grubuna göre daha yüksek mikrosertlik değerleri elde edilirken, sadece 20 µm mesafede istatistiksel olarak ileri derecede anlamlı bir fark bulunmuştur ($p<0,001$) (Tablo 6) (Şekil 8). Bu anlamlılığın, 20 µm mesafede, A1a, B1a ve C1a grupları ile kontrol grubu (D1a) arasındaki farktan kaynaklandığı tespit edilmiştir (Tablo 7) ($p<0,001$).

A1a, B1a ve C1a gruplarının 20 µm mesafede elde edilen mikrosertlik verilerinin ortalamaları karşılaştırıldığında, C1a grubunda en yüksek değerler elde edilirken, bu grubu sırasıyla A1a ve B1a'nın takip ettiği görülmüş, ancak aralarında istatistiksel olarak anlamlı bir fark tespit edilmemiştir ($p>0,05$) (Tablo 6).

Birinci ay 300 µm mesafede mikrosertlik değerleri kıyaslandığında, C1b grubundan en yüksek değerler elde edilirken, bu grubu sırasıyla A1b, B1b ve D1b grubu takip etmiştir. Kontrol grubuna göre diğer üç gruptan elde edilen mikrosertlik değerleri

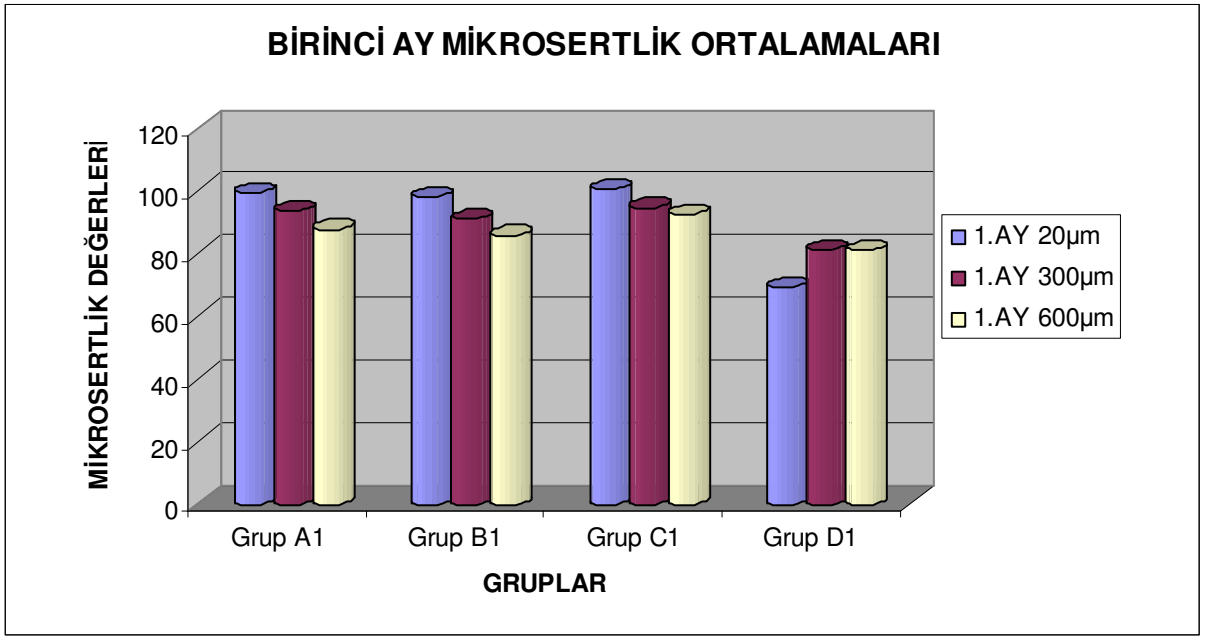
daha yüksek tespit edilmiştir ancak istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır (p>0,05) (Tablo 6).

Birinci ay 600 μm mesafede mikrosertlik değerleri kıyaslandığında, C1c grubundan en yüksek değerler elde edilirken, bu grubu sırasıyla A1c, B1c ve D1c grubu takip etmiştir. Kontrol grubuna göre diğer üç gruptan elde edilen mikrosertlik değerleri daha yüksek tespit edilmiştir ancak istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır (p>0,05) (Tablo 6).

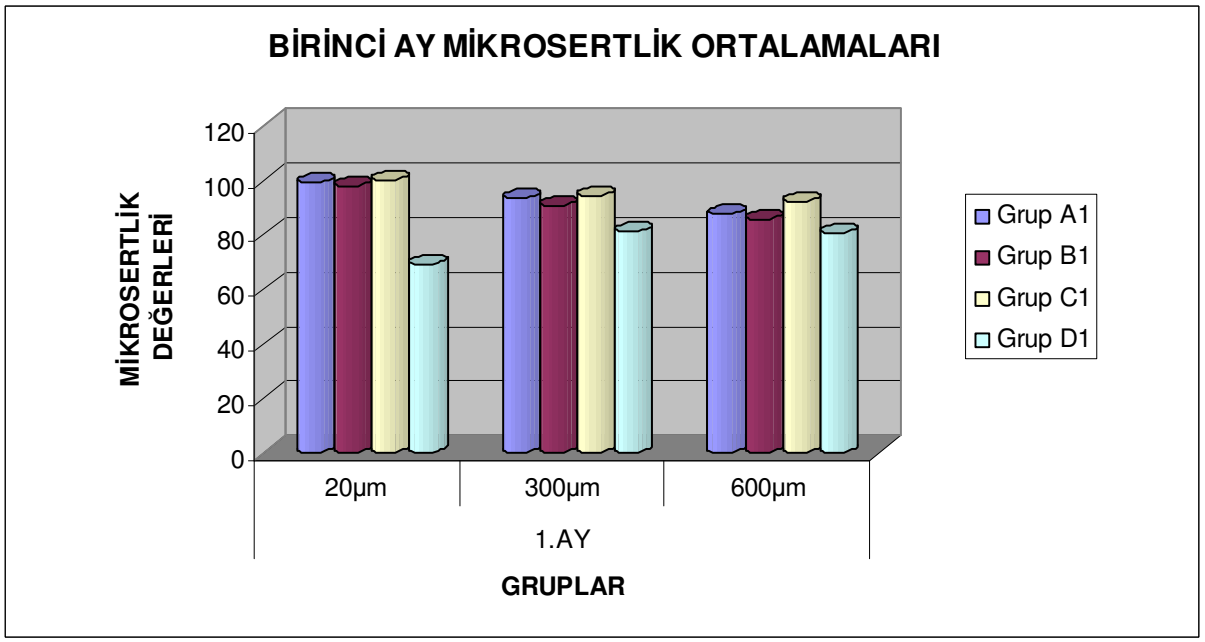
Birinci ayda, A, B, C ve D gruplarının mikrosertlik değerleri üç ayrı mesafe için grafik şekli incelendiğinde, A1, B1 ve C1 gruplarında 20 μm mesafeden 600 μm mesafeye gidildikçe ortalama mikrosertlik değerlerinin düştüğü, D1 grubunda ise, 20 μm mesafedeki değerlerin 300 μm ve 600 μm mesafeye göre düşük olduğu tespit edilmiştir (Şekil 8, 9).

Tablo 6: Birinci ayda, üç mesafede grupların mikrosertlik ortalamaları ve istatistiksel sonuçları.

		Grup A1	**Grup B1**	**Grup C1**	**Grup D1**	**KW**	**p**
1.AY	**20μm**	99,08±14,95	97,98±14,54	100,19±13,58	69,28±10,06	17,52	**0,0006***
	300μm	93,32±15,93	90,73±19,89	94,44±8,39	81,15±10,78	5,18	0,159
	600μm	87,55±18,47	85,63±15,82	92,24±6,58	80,81±11,26	3,87	0,275



Şekil 8: Birinci ayda A, B, C ve D gruplarının mikrosertlik değerlerinin üç ayrı mesafe için grafik şekli.



Şekil 9: Birinci ayda üç ayrı mesafe için A, B, C ve D gruplarının mikrosertlik ortalama değerlerinin grafik şekli.

Tablo 7: Birinci ayda, 20µm mesafede grupların karşılaştırılması ve istatistik sonuçları.

Dunn's Çoklu Karşılaştırma Testi	20µm
Grup D1a (K) / Grup C1a	**P < 0.01***
Grup D1a (K) / Grup B1a	**P < 0.01***
Grup D1a (K) / Grup A1a	**P < 0.01***
Grup C1a / Grup B1a	P > 0.05
Grup C1a/ Grup A1a	P > 0.05
Grup B1a / Grup A1a	P > 0.05

6.1.3. Üçüncü Ay Mikrosertlik Verilerinin Değerlendirilmesi:

6.1.3.1. A2 Grubunun Mikrosertlik Verilerinin Değerlendirilmesi:

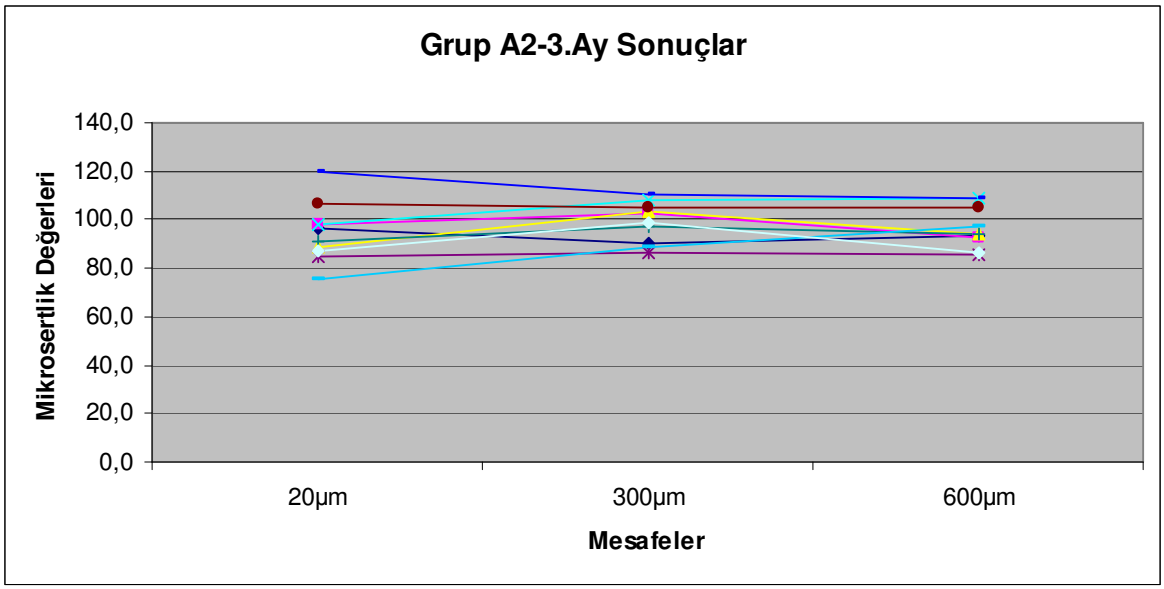
Tablo 8'de, A2 grubunun mikrosertlik verilerinin ortalamaları, standart sapmaları 20, 300 ve 600 μm mesafe için verilmiştir. Ayrıca, üç ayrı mesafenin toplam mikrosertlik ortalamaları, standart sapmaları ve istatistik sonuçları tablonun en alt satırında sunulmuştur. Şekil 10'da, A2 grubunun mikrosertlik değerlerinin ortalamaları, her örnek için üç ayrı mesafede grafik olarak verilmiştir.

20 μm mesafede elde edilen en yüksek ortalama değer 119,6 olarak elde edilirken, en düşük ortalama değer 84,5'tir. 300 μm mesafede elde edilen en yüksek ortalama değer 110,5 olarak elde edilirken, en düşük ortalama değer 86,6'dır. 600 μm mesafede ise elde edilen en yüksek ortalama değer 109,3 olarak elde edilirken, en düşük ortalama değer 85,9'dur (Tablo 8).

A2 grubunda mikrosertlik değerleri üç mesafede incelendiğinde, mikrosertlik değerlerinin birinci aydan farklı olarak 300 μm mesafede (A2b) en yüksek; 600 μm mesafede (A2c) daha düşük; 20 μm mesafede (A2a) ise en düşük olduğu görülmüş, istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmamıştır ($p>0,05$) (Tablo 8).

Tablo 8: A2 grubunun ortalama mikrosertlik değerleri, standart sapmaları ve istatistik sonuçları (n=10).

Grup A2	MS Ortalama Değerleri				
Örnek	20µm	300µm	600µm		
1	96,7±19,4	89,9±12,4	93,5±0,4		
2	98,2±14,7	102,9±6,2	92,5±6,4		
3	88,6±8,1	103,6±13,3	94,2±10,2		
4	98,0±4,1	108,1±3,7	109,3±4,5		
5	84,5±6,1	86,6±5,1	85,9±0,4		
6	106,9±5,8	105,2±0,5	105,2±2,3		
7	90,7±5,1	97,3±1,3	94,3±2,3		
8	119,6±18,1	110,5±15,3	109,1±5,5		
9	75,3±14,5	88,8±31,5	97,1±20,3		
10	86,9±2,1	99,0±5,7	86,5±12	**KW**	**P**
Ortalamalar	94,5±12,4	99,2±8,4	96,7±8,5	1,48	0,47



Şekil 10: Grup A2'nin mikrosertlik ortalama değerlerinin, her örnek için üç ayrı mesafede dağılımı.

6.1.3.2. B2 Grubunun Mikrosertlik Verilerinin Değerlendirilmesi:

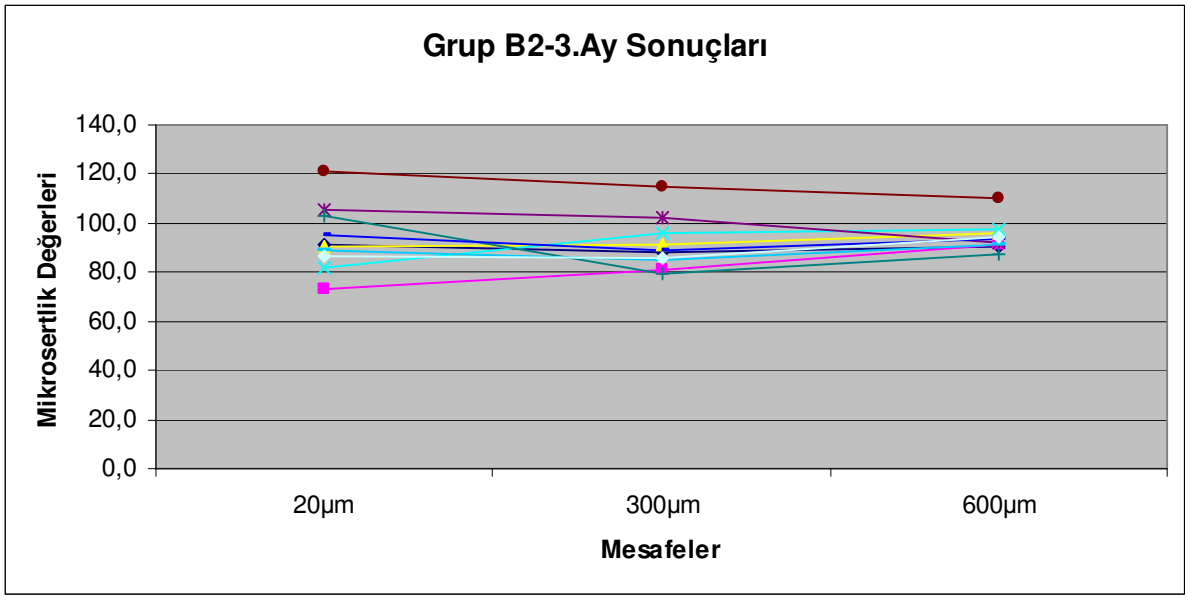
Tablo 11'de, B2 grubunun mikrosertlik verilerinin ortalamaları, standart sapmaları 20, 300 ve 600 μm mesafe için verilmiştir. Ayrıca, üç ayrı mesafenin toplam mikrosertlik ortalamaları, standart sapmaları ve istatistik sonuçları tablonun en alt satırında sunulmuştur. Şekil 10'da, B2 grubunun mikrosertlik değerlerinin ortalamaları, her örnek için üç ayrı mesafede grafik olarak verilmiştir.

20 μm mesafede elde edilen en yüksek ortalama değer 121,4 olarak elde edilirken, en düşük ortalama değer 73,3'tür. 300 μm mesafede elde edilen en yüksek ortalama değer 114,9 olarak elde edilirken, en düşük ortalama değer 79,8'dir. 600 μm mesafede ise elde edilen en yüksek ortalama değer 110,5 olarak elde edilirken, en düşük ortalama değer 87,5'dir (Tablo 9).

B2 grubunda mikrosertlik değerleri üç mesafede incelendiğinde, mikrosertlik değerlerinin 600 μm (B2c) mesafede en yüksek; 20 μm (B2a) mesafede daha düşük; 300 μm (B2b) mesafede ise en düşük olduğu görülmüş, istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmadığı tespit edilmiştir ($p>0,05$) (Tablo 9).

Tablo 9: B2 grubunun ortalama mikrosertlik değerleri, standart sapmaları ve istatistik sonuçları (n=10).

Grup B2	MS Ortalama Değerleri				
Örnek	20µm	300µm	600µm		
1	91,4±5,6	88,4±26,1	90,2±12,4		
2	73,3±4	81,2±5,9	91,1±15		
3	90,3±0,8	91,6±8,1	96,3±1,5		
4	81,8±6	95,6±5,4	97,6±3,5		
5	105,3±20	102,5±10,7	91,9±2,8		
6	121,4±0,4	114,9±11,3	110,5±4,6		
7	103,0±6	79,8±0,3	87,5±0,1		
8	95,2±10,7	89,2±9,9	93,5±9,8		
9	89,2±18,4	85,2±22,3	91,1±6,4		
10	86,8±13,6	85,6±10,7	94,5±3,7	**KW**	**P**
Ortalamalar	93,8±13,5	91,4±10,6	94,4±6,4	1,70	0,41



Şekil 11: Grup B2'nin mikrosertlik ortalama değerlerinin, her örnek için üç ayrı mesafede dağılımı.

6.1.3.3. C2 Grubunun Mikrosertlik Verilerinin Değerlendirilmesi:

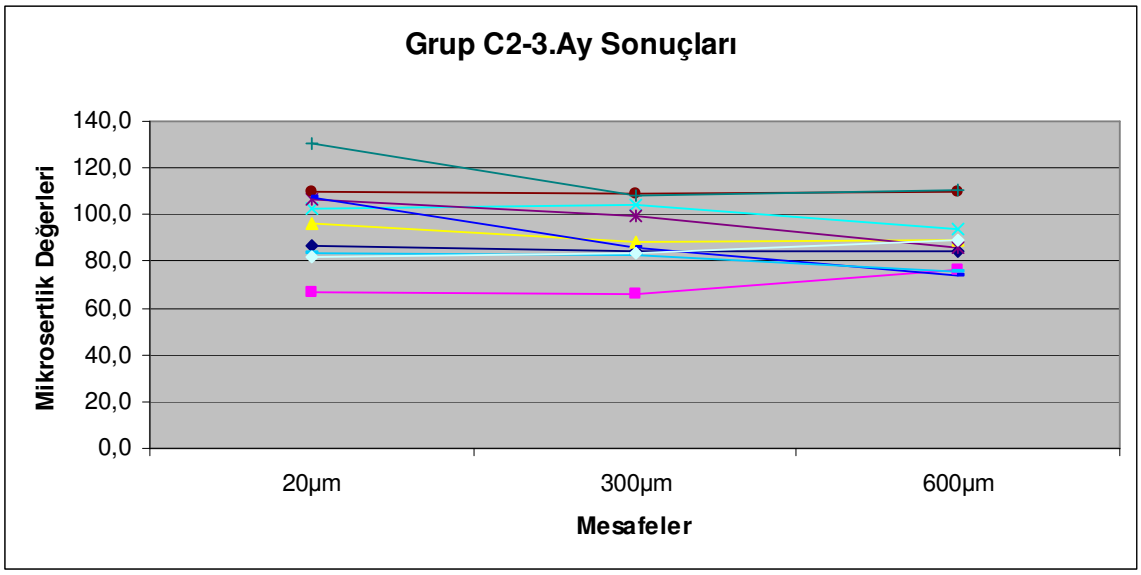
Tablo 10'da, C2 grubunun mikrosertlik verilerinin ortalamaları, standart sapmaları 20, 300 ve 600 μm mesafe için verilmiştir. Ayrıca, üç ayrı mesafenin toplam mikrosertlik ortalamaları, standart sapmaları ve istatistik sonuçları tablonun en alt satırında sunulmuştur. Şekil 12'de, C2 grubunun mikrosertlik değerlerinin ortalamaları, her örnek için üç ayrı mesafede grafik olarak verilmiştir.

20 μm mesafede elde edilen en yüksek ortalama değer 130,1 olarak elde edilirken, en düşük ortalama değer 67'dir. 300 μm mesafede elde edilen en yüksek ortalama değer 108,2 olarak elde edilirken, en düşük ortalama değer 65,7'dir. 600 μm mesafede ise elde edilen en yüksek ortalama değer 110,8 olarak elde edilirken, en düşük ortalama değer 74,3'tür (Tablo 10).

C2 grubunda mikrosertlik değerleri üç mesafede incelendiğinde, mikrosertlik değerlerinin 20 μm (C2a) mesafede en yüksek; 300 μm (C2b) mesafede daha düşük; 600 μm (C2c) mesafede ise en düşük olduğu görülmüş, istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmamıştır ($p>0,05$) (Tablo10).

Tablo 10: C2 grubunun ortalama mikrosertlik değerleri, standart sapmaları ve istatistik sonuçları (n=10).

Grup C2	MS Ortalama Değerleri				
Örnek	20µm	300µm	600µm		
1	86,7±3,1	84,6±5,1	84,7±0,8		
2	67,0±2,3	65,7±4,2	76,5±2,7		
3	96,1±16	88,5±1,5	89,1±5,6		
4	102,2±8,6	104,4±2,7	94,1±11,7		
5	106,2±22,8	99,5±1,1	85,9±7,1		
6	110,0±2,5	108,7±10	109,4±7,1		
7	130,1±3,1	108,3±3	110,8±7,1		
8	107,2±28,6	85,6±16,4	74,3±6,3		
9	83,7±7,8	83,1±2,8	75,2±4,2		
10	81,9±2,3	83,3±11	88,7±3,4	**KW**	**P**
Ortalamalar	97,1±17,9	91,1±13,8	88,9±12,9	0,85	0,65



Şekil 12: Grup C2'nin mikrosertlik ortalama değerlerinin, her örnek için üç ayrı mesafede dağılımı.

6.1.3.4. D2 Grubunun Mikrosertlik Verilerinin Değerlendirilmesi:

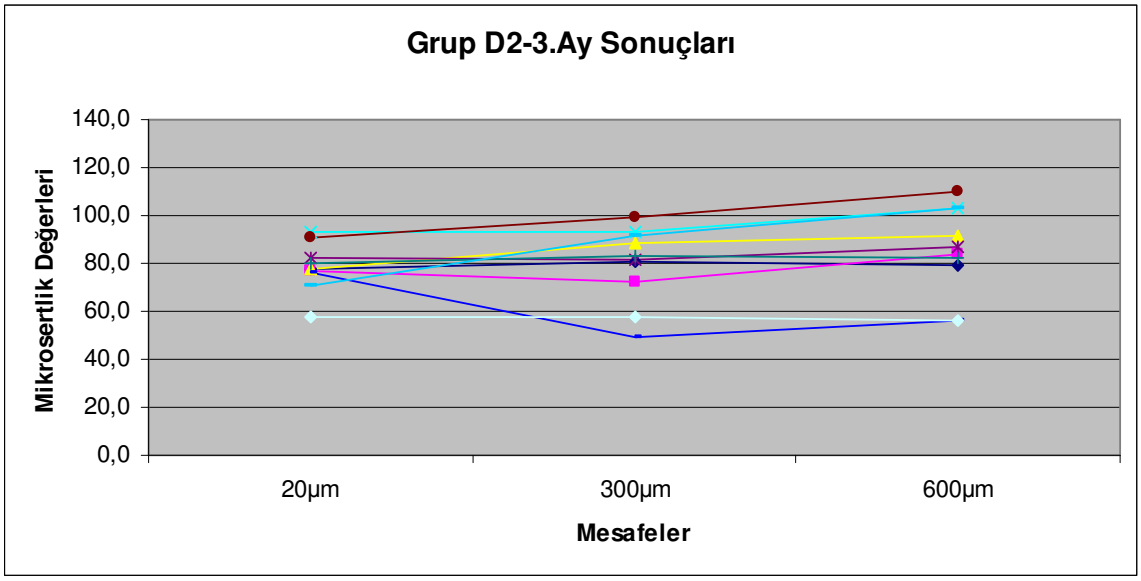
Tablo 11'de, D2 grubunun mikrosertlik verilerinin ortalamaları, standart sapmaları 20, 300 ve 600 μm mesafe için verilmiştir. Ayrıca, üç ayrı mesafenin toplam mikrosertlik ortalamaları, standart sapmaları ve istatistik sonuçları tablonun en alt satırında sunulmuştur. Şekil 13'te, D2 grubunun mikrosertlik değerlerinin ortalamaları, her örnek için üç ayrı mesafede grafik olarak verilmiştir.

20 μm mesafede elde edilen en yüksek ortalama değer 93,4 olarak elde edilirken, en düşük ortalama değer 57,5'dir. 300 μm mesafede elde edilen en yüksek ortalama değer 99,6 olarak elde edilirken, en düşük ortalama değer 49,4'tür. 600 μm mesafede ise elde edilen en yüksek ortalama değer 109,9 olarak elde edilirken, en düşük ortalama değer 56,1'dir (Tablo 11).

D2 (kontrol) grubu incelendiğinde, mikrosertlik değerlerinin 20 μm (D2a) mesafede en düşük; 300 μm (D2b) mesafede daha yüksek; 600 μm (D2c) mesafede ise en yüksek olduğu görülmüş, istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmamıştır ($p>0,05$) (Tablo 11).

Tablo 11: D2 grubunun ortalama mikrosertlik değerleri, standart sapmaları ve istatistik sonuçları (n=10).

Grup D2	MS Ortalama Değerleri				
Örnek	20µm	300µm	600µm		
1	77,4±1,2	81,1±3,3	79,3±1,3		
2	76,6±4	72,6±11,7	84,0±10,3		
3	77,8±6,7	88,6±10	91,5±6,2		
4	93,4±2,6	93,0±3,3	103,0±4		
5	82,6±10,7	81,4±5,9	87,2±2,2		
6	91,0±4,5	99,6±14,6	109,9±14,1		
7	79,7±2,5	82,7±3,4	82,4±4,2		
8	76,0±19,3	49,4±6,9	56,3±10,3		
9	70,9±1,5	91,6±4,9	103,1±4,3		
10	57,5±5	57,9±4,7	56,1±1,9	**KW**	**P**
Ortalamalar	78,3±10,0	79,8±15,8	85,2±18,3	2,03	0,362



Şekil 13: Grup D2'nin mikrosertlik ortalama değerlerinin, her örnek için üç ayrı mesafede dağılımı.

6.1.4. Üçüncü Ay Grupların Karşılaştırılması

Tüm mesafelerde elde edilen mikrosertlik sonuçları üçüncü ay için değerlendirildiğinde, bütün gruplarda kontrol grubuna göre daha yüksek mikrosertlik değerleri elde edilirken, 20 ve 300 μm mesafede istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmuştur ($p<0,05$) (Tablo 12, 13) (Şekil 14, 15).

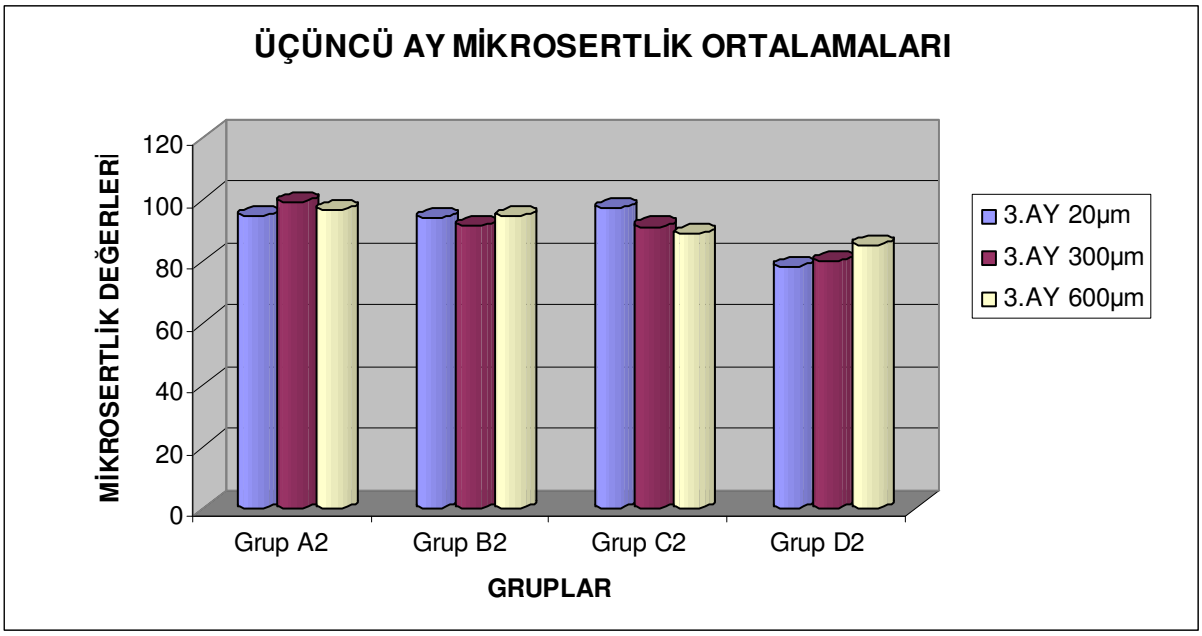
Üçüncü ay 20 μm mesafede mikrosertlik değerleri kıyaslandığında, C2a grubundan en yüksek değerler elde edilirken, bu grubu sırasıyla A2a, B2a ve D2a grubu takip etmiştir ve bu sonuçlar istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur ($p<0,05$) (Tablo 12). Bu farkın, tablo 13'tede görülebileceği gibi kontrol grubu (D2a) ile C2a grubu arasındaki farktan meydana geldiği tespit edilmiştir ($p<0,05$) (Tablo 13).

Üçüncü ay 300 μm mesafede mikrosertlik değerleri kıyaslandığında, A2b grubundan en yüksek değerler elde edilirken, bu grubu sırasıyla B2b, C2b ve D2b grubu takip etmiştir ve bu sonuçlar istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur ($p<0,05$) (Tablo 12). Bu farkın, tablo 14'tede görülebileceği gibi kontrol (D2b) grubu ile A2b grubu arasındaki farktan meydana geldiği tespit edilmiştir($p<0,05$) (Tablo 14).

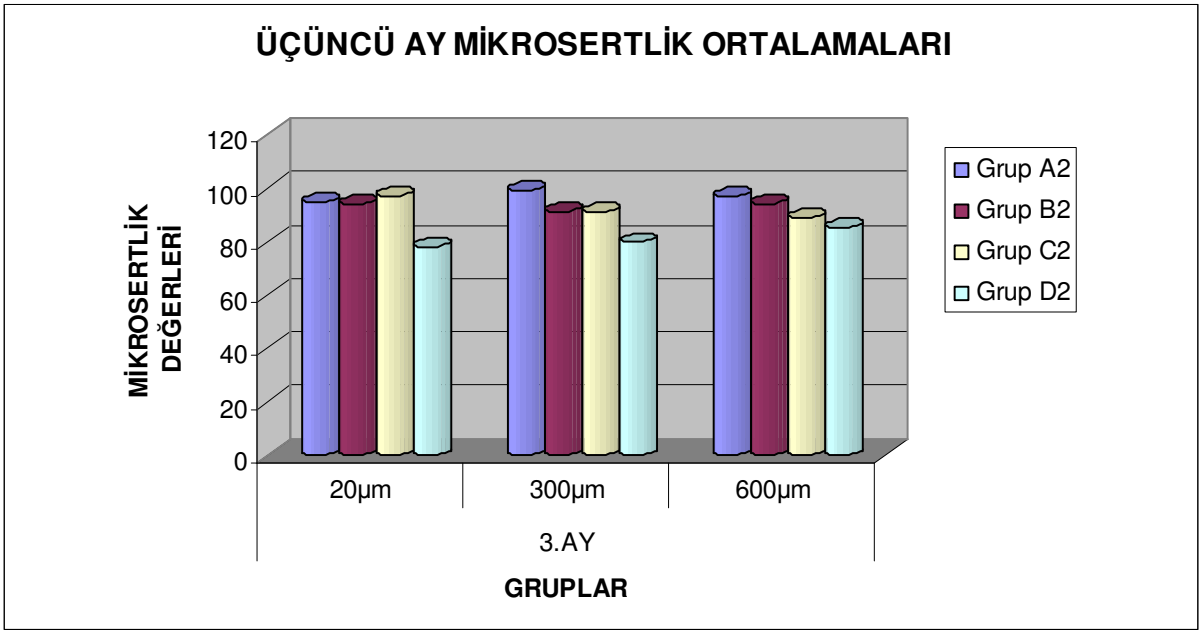
Üçüncü ay 600 μm mesafede mikrosertlik değerleri kıyaslandığında, A2c grubundan en yüksek değerler elde edilirken, bu grubu sırasıyla B2c, C2c ve D2c grubu takip etmiştir, ancak bu farklar istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır ($p>0,05$) (Tablo 12).

Tablo 12: Üçüncü ayda, üç mesafede grupların mikrosertlik ortalamaları ve istatistiksel anlamlılık sonuçları.

		Grup A2	Grup B2	Grup C2	Grup D2	KW	p
3.AY	**20µm**	94,53±12,42	93,78±13,45	97,1±17,94	78,29±10,04	9,93	**0,019***
	300µm	99,16±8,37	91,38±10,64	91,15±13,76	79,78±15,83	9,45	**0,023***
	600µm	96,75±8,46	94,39±6,38	88,86±12,95	85,25±18,32	5,45	0,141



Şekil 14: Üçüncü ayda A, B, C ve D gruplarının mikrosertlik değerlerinin üç ayrı mesafe için grafik şekli.



Şekil 15: Üçüncü ayda, üç ayrı mesafe için A, B, C ve D gruplarının mikrosertlik değerlerinin grafik şekli.

Tablo 13: Üçüncü ayda, 20µm mesafede grupların karşılaştırılması ve istatistik sonuçları.

Dunn's Çoklu Karşılaştırma Testi	20µm
Grup D2a (K) / Grup C2a	**P < 0.05***
Grup D2a (K) / Grup B2a	P > 0.05
Grup D2a (K) / Grup A2a	P > 0.05
Grup C2a / Grup B2a	P > 0.05
Grup C2a / Grup A2a	P > 0.05
Grup B2a / Grup A2a	P > 0.05

Tablo 14: Üçüncü ayda, 300µm mesafede grupların karşılaştırılması ve istatistik sonuçları.

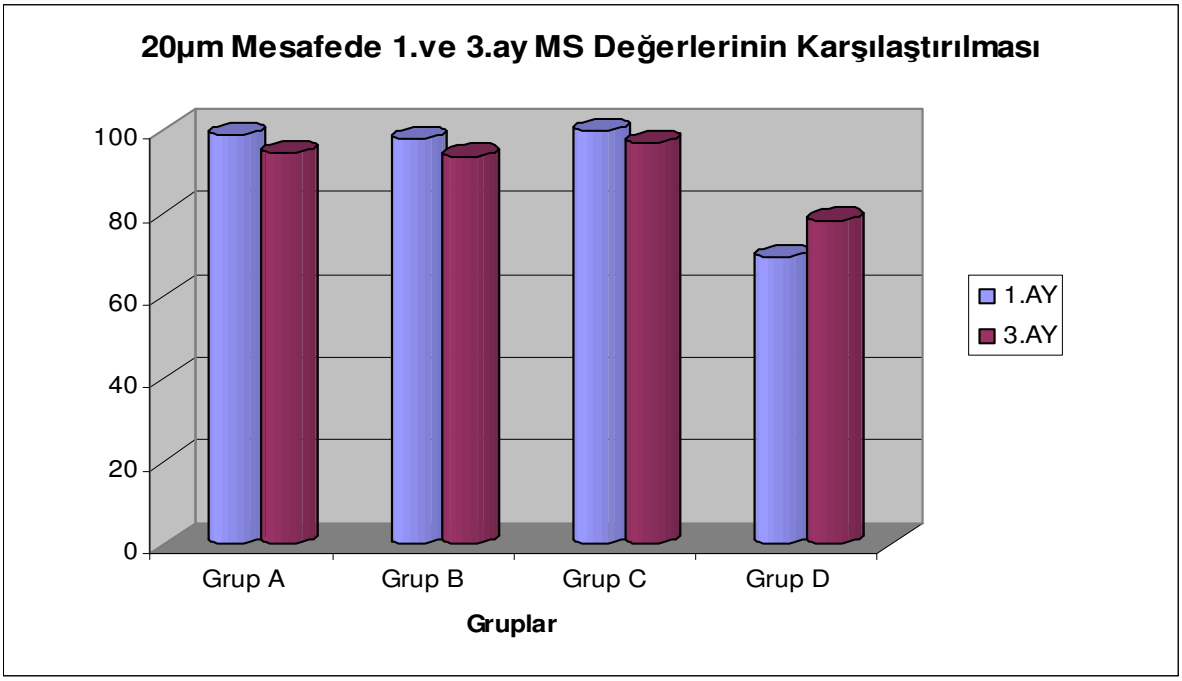
Dunn's Çoklu Karşılaştırma Testi	300µm
Grup D2b (K) / Grup C2b	P > 0.05
Grup D2b (K) / Grup B2b	P > 0.05
Grup D2b (K) / Grup A2b	**P < 0.05***
Grup C2b / Grup B2b	P > 0.05
Grup C2b / Grup A2a	P > 0.05
Grup B2b / Grup A2b	P > 0.05

6.1.5. Üç Mesafedeki Mikrosertlik Değerlerinin Zaman Faktörüne Göre Karşılaştırılması:

20 µm mesafedeki ortalama mikrosertlik değerleri restorasyonların süresi bakımından karşılaştırıldığında, sadece D grubunda 3.ay sonuçları 1.ay sonuçlarından yüksek, A,B ve C gruplarında ise düşük çıkmıştır. Bununla beraber bu sonuçlar istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır (p>0,05) (Tablo 15) (Şekil 16) .

Tablo 15: 20µm'da grupların mikrosertlik ortalamalarının birinci ve üçüncü aylarda karşılaştırılması ve istatistik sonuçları.

20 µm	1.AY	3.AY	MW	P
Grup A	99,08±14,95	94,53±12,42	35	0,27
Grup B	97,98±14,54	93,78±13,45	39	0,43
Grup C	100,19±13,58	97,1±17,94	46	0,79
Grup D	69,28±10,06	78,29±10,04	27	0,08

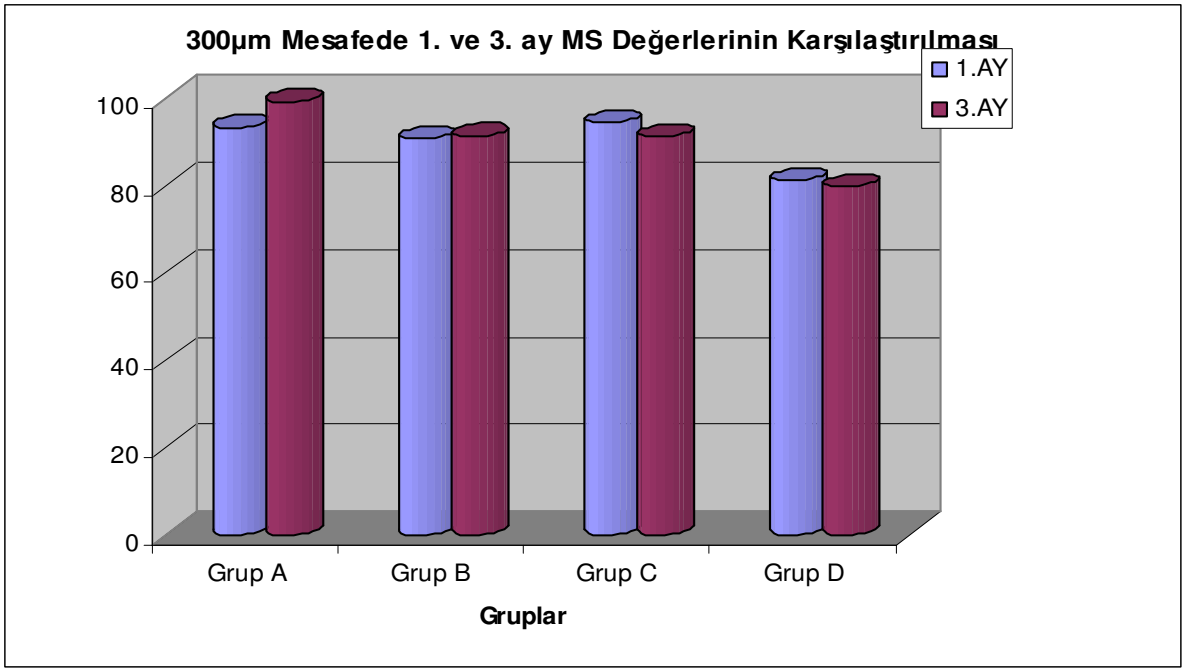


Şekil 16: 20 µm'da grupların mikrosertlik ortalamalarının birinci ve üçüncü aylarda grafik olarak karşılaştırılması.

300 μm mesafedeki ortalama mikrosertlik değerleri restorasyonların süresi bakımından karşılaştırıldığında, A ve B gruplarında 3.ay sonuçları 1.ay sonuçlarından yüksek, C ve D gruplarında ise düşük çıkmıştır. Bununla beraber bu sonuçlar istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır ($p>0,05$) (Tablo 16) (Şekil 17) .

Tablo 16: 300 μm'da grupların mikrosertlik ortalamalarının birinci ve üçüncü aylarda karşılaştırılması ve istatistik sonuçları.

300μm	**1.AY**	**3.AY**	**MW**	**P**
Grup A	93,32±15,93	99,16±8,37	39	0,43
Grup B	90,73±19,89	91,38±10,64	50	0,99
Grup C	94,44±8,39	91,15±13,76	41	0,52
Grup D	81,15±10,78	79,78±15,83	49,5	0,97

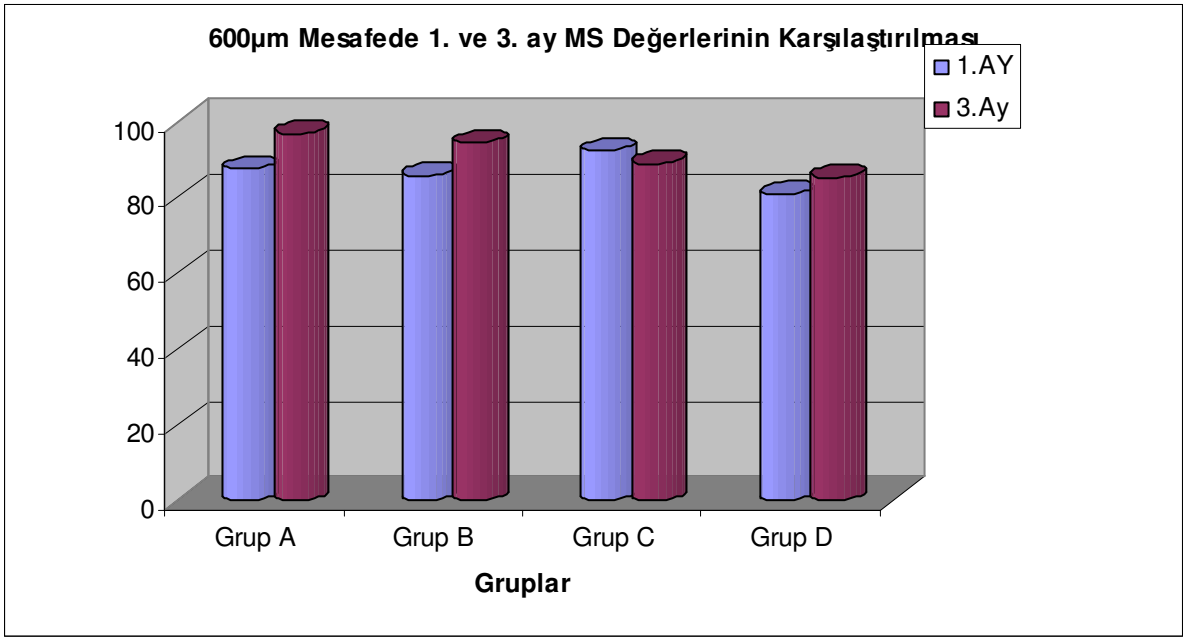


Şekil 17: 300 µm'da grupların mikrosertlik ortalamalarının birinci ve üçüncü aylarda grafik olarak karşılaştırılması.

600µm mesafedeki ortalama mikrosertlik değerleri restorasyonların süresi bakımından karşılaştırıldığında, A,B ve D grubunda 3.ay sonuçları 1.ay sonuçlarından yüksek, C grubunda ise düşük çıkmıştır. Bununla beraber bu sonuçlar istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır ($p>0,05$) (Tablo 17) (Şekil 18) .

Tablo 17: 600 µm'da grupların mikrosertlik ortalamalarının birinci ve üçüncü aylarda karşılaştırılması ve istatistik sonuçları.

600µm	1.AY	3.AY	MW	P
Grup A	87,55±18,47	96,75±8,46	32	0,19
Grup B	85,63±15,82	94,39±6,38	42	0,57
Grup C	92,24±6,58	88,86±12,95	35	0,27
Grup D	80,81±11,26	85,25±18,32	38	0,39



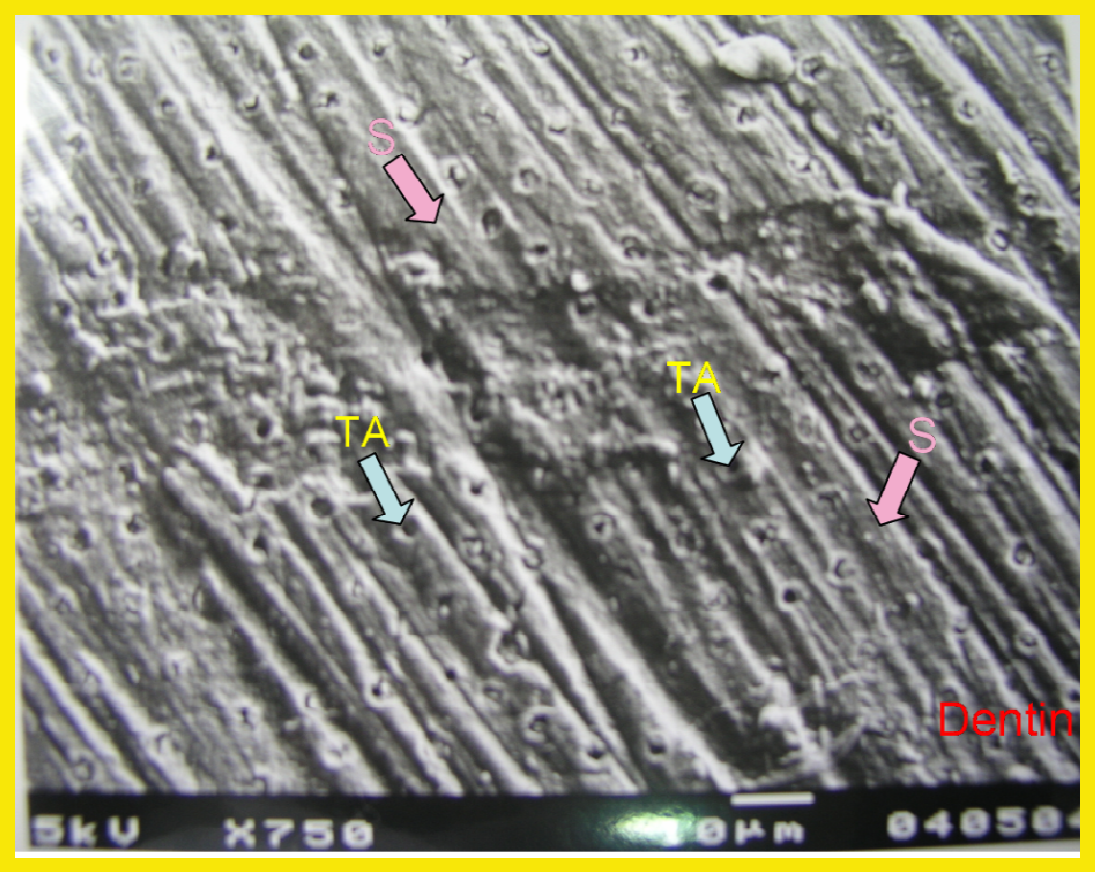
Şekil 18: 600µm'da grupların mikrosertlik ortalamalarının birinci ve üçüncü aylarda grafik olarak karşılaştırılması.

6.2. SEM BULGULARININ DEĞERLENDİRİLMESİ

Çalışmamızda üç ay boyunca deiyonize su içinde bekletilen gruptaki örnekler, SEM incelemeleri için hazırlandı. Hiçbir muamele işlemi uygulamadan SEM'de incelenen örneklerde, dentin tübüllerinin ve CİS-dentin ara yüzünün tamamen smear tabakası ile kaplı olduğu gözlenmiştir (Resim 14, 15). Kesim işlemine bağlı olarak oluşan düzensiz, amorf bir tabakanın tüm dentin yüzeyini kapladığı ve tübülleri tıkadığı görülmüştür (Resim 14).



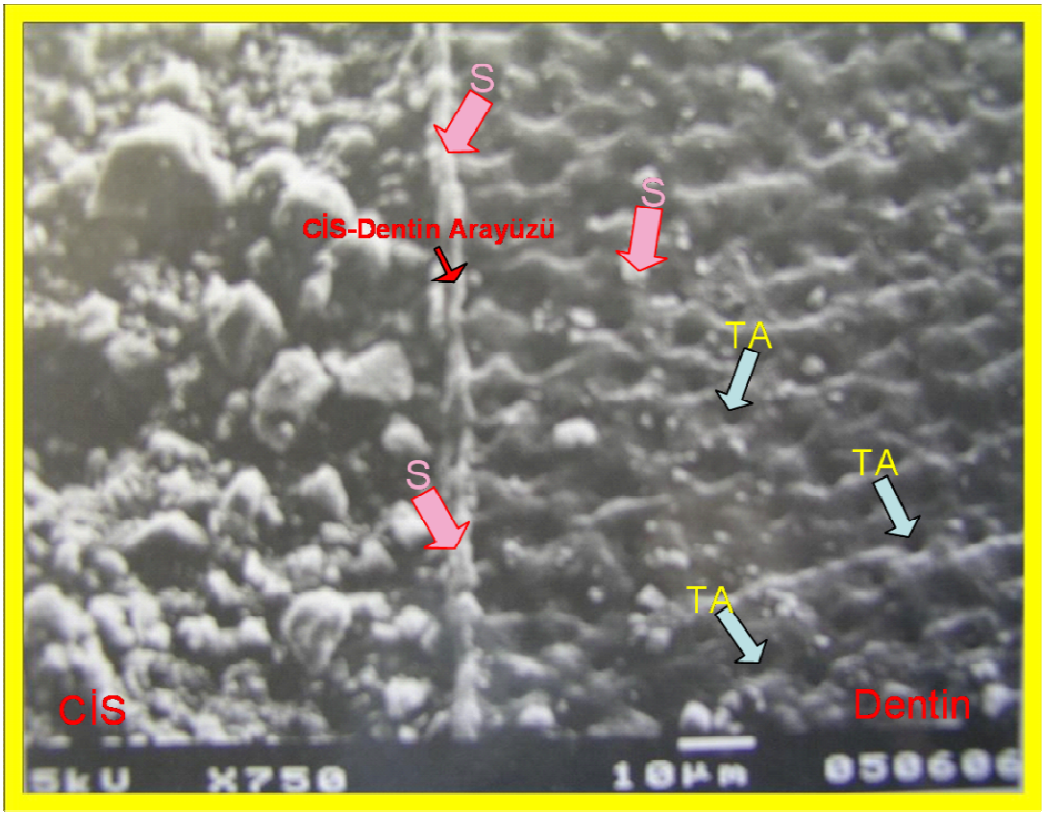
Resim 14: Dentin tübülleri ve CİS-dentin ara yüzü tamamen smear tabakası tarafından örtülmüş. (S-Smear, TA-Tübül Ağzı).



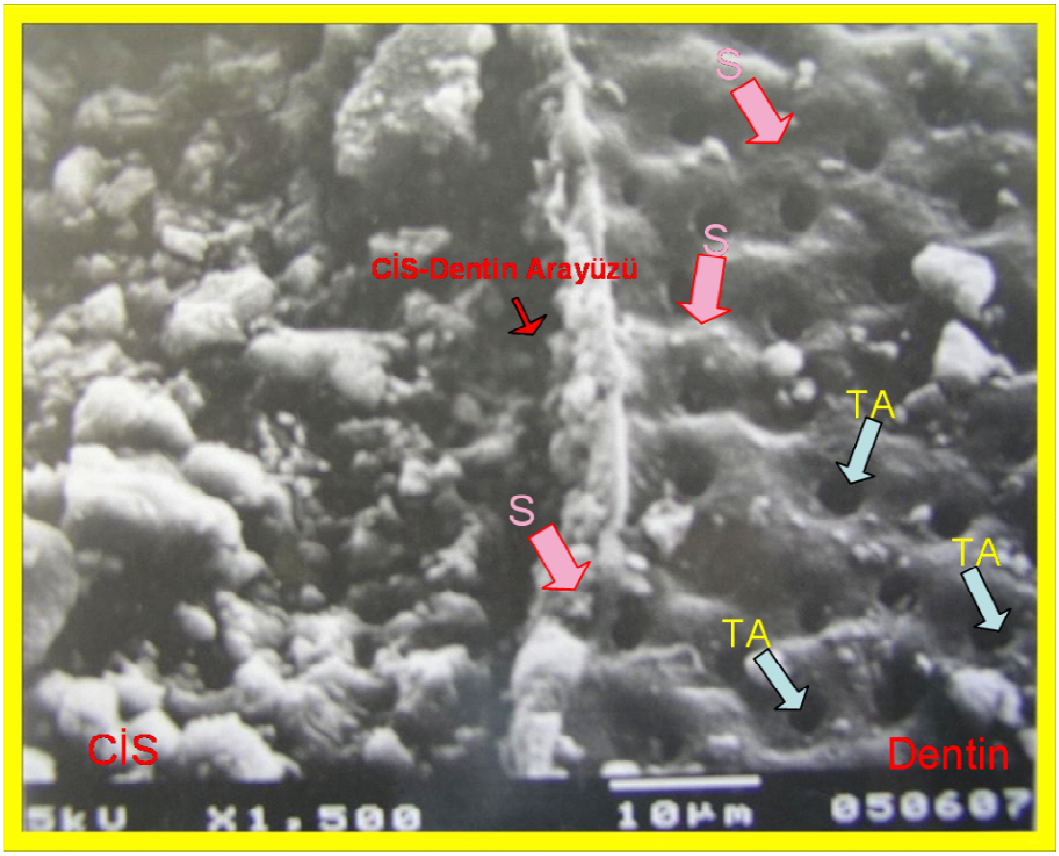
Resim 15: Dentin tübülleri tamamen smear tabakası tarafından örtülmüş.

6.2.1. Grup A'nın SEM Bulguları Değerlendirilmesi:

Cam iyonomer simanın kaidenin direkt olarak dentine uygulandığı örneklerin SEM kullanılarak incelemesinde, dentin ile cam iyonomer siman arasındaki ara yüzeyde, dentin dokusunun üzerinde smear tabakasının varlığı gözlenmiştir. Dentin tübüllerinin çok azında tübül ağızlarının kısmen açık olduğu ve intertübüler dentinin smear tabakası ile kaplı olduğu görülmüştür (Resim 16). SEM altında x1500 büyütmede bakıldığında, tüm ara yüz boyunca uzanan, dentin üzerinde, yaklaşık 3–5 µm arası değişen genişlikte, smear tabakası gözlenmiştir (Resim 17).



Resim 16: CİS'ın direkt olarak dentine uygulandığı örneğin SEM görüntüsü(x750).



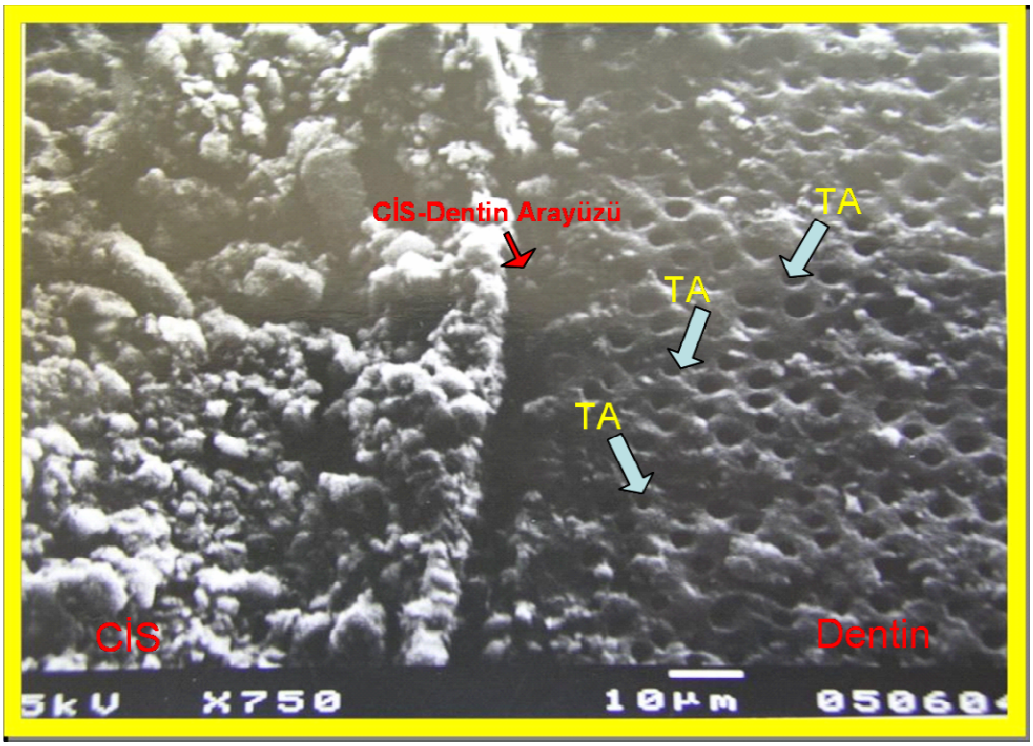
Resim 17: CİS'ın direkt olarak dentine uygulandığı örneğin SEM görüntüsü (x1500).

6.2.2. Grup B'nin SEM Bulguları Değerlendirilmesi:

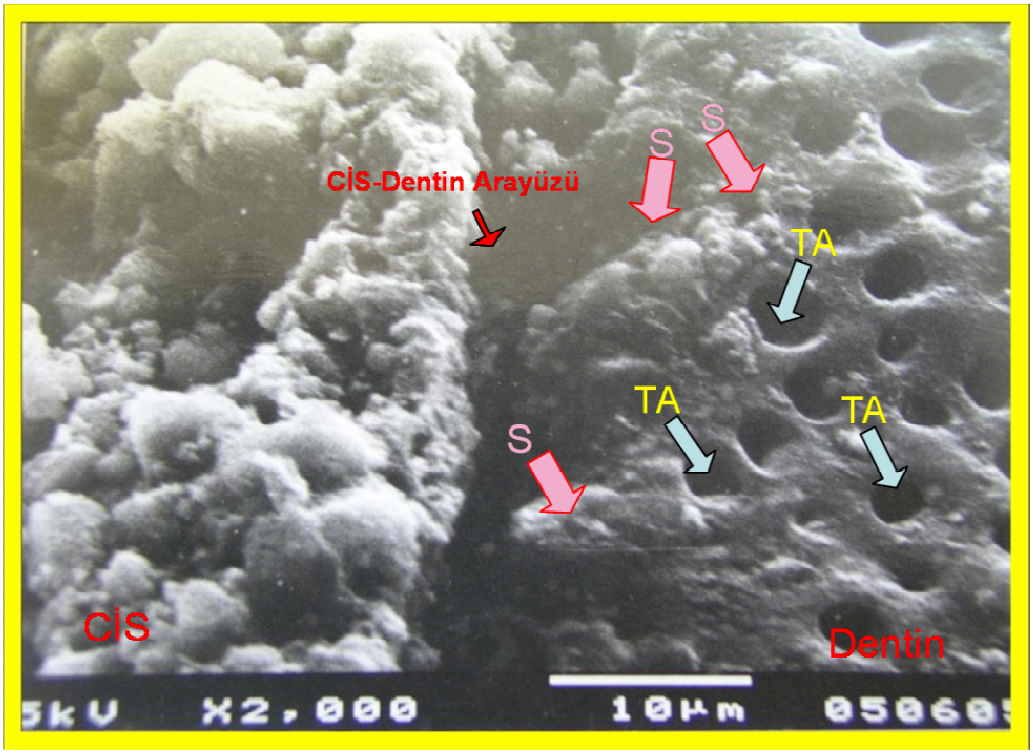
Cam iyonomer siman kaidenin uygulanması öncesinde, poliakrilik asit ile muamele edilen dentin örneklerinin SEM kullanılarak incelemesinde, poliakrilik asit uygulamasının, CİS-dentin ara yüzünde smear tabakasının büyük ölçüde uzaklaştırılmış olduğu gözlenmiştir. Dentin tübülleri incelendiğinde, çoğunun açık olduğu, ama bir miktar smear artığının, intertübüler ve peritübüler dentinde düzensiz olarak dağılmış olduğu gözlenmiştir (Resim 18).

SEM'de x2000 büyütmede incelendiğinde, CİS-dentin ara yüzünde, smear tabakası bazı kısımlarda çok ince bir katman olarak dentinin üzerinde gözlenmiştir. Ara

yüzdeki dentinde, dentin tübüllerinin bir kısmının, smear tabakası tarafından tıkanmış olduğu tespit edilmiştir. Dentin tübüllerinin girişleri incelendiğinde, tübül ağızlarının, sayıca birçoğunun girişlerinin açık veya kısmen açık olduğu gözlenmiştir (Resim 19).



Resim 18: CİS uygulanması öncesinde, poliakrilik asit ile muamele edilen dentin örneğinin SEM görüntüsü (x750).



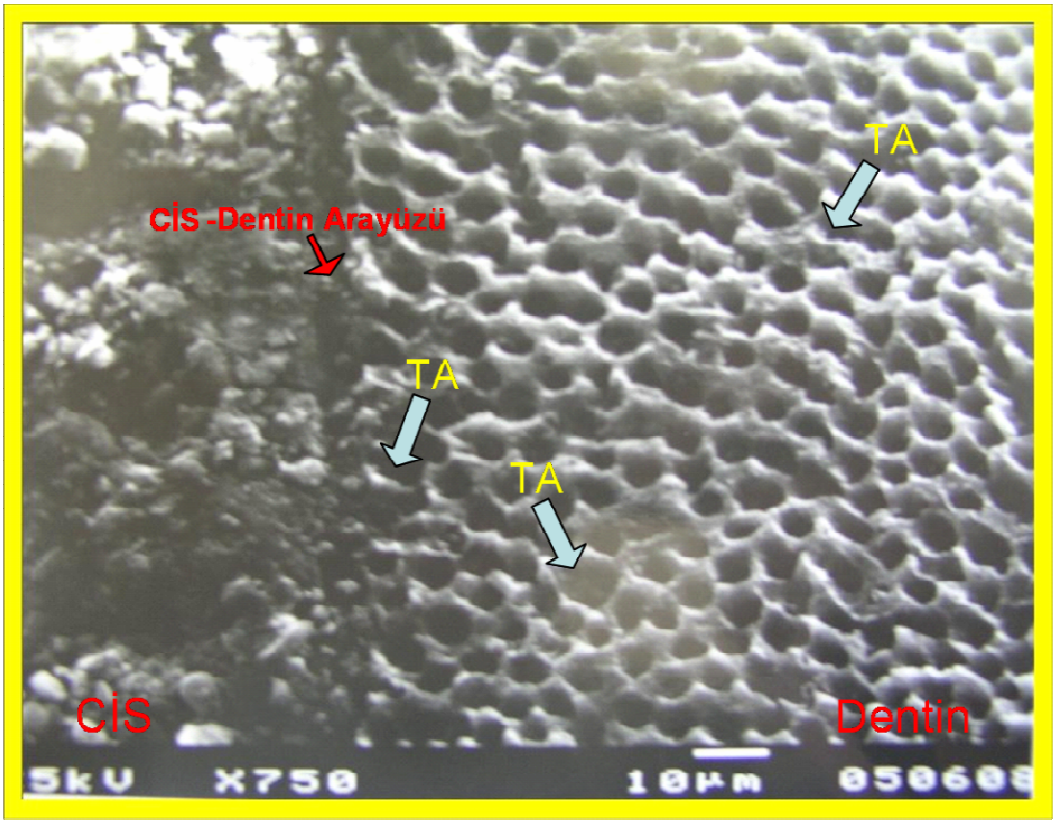
Resim 19: CİS uygulanması öncesinde, poliakrilik asit ile muamele edilen dentin örneğinin SEM görüntüsü (x2000).

6.2.3. Grup C'nin SEM Bulguları Değerlendirilmesi:

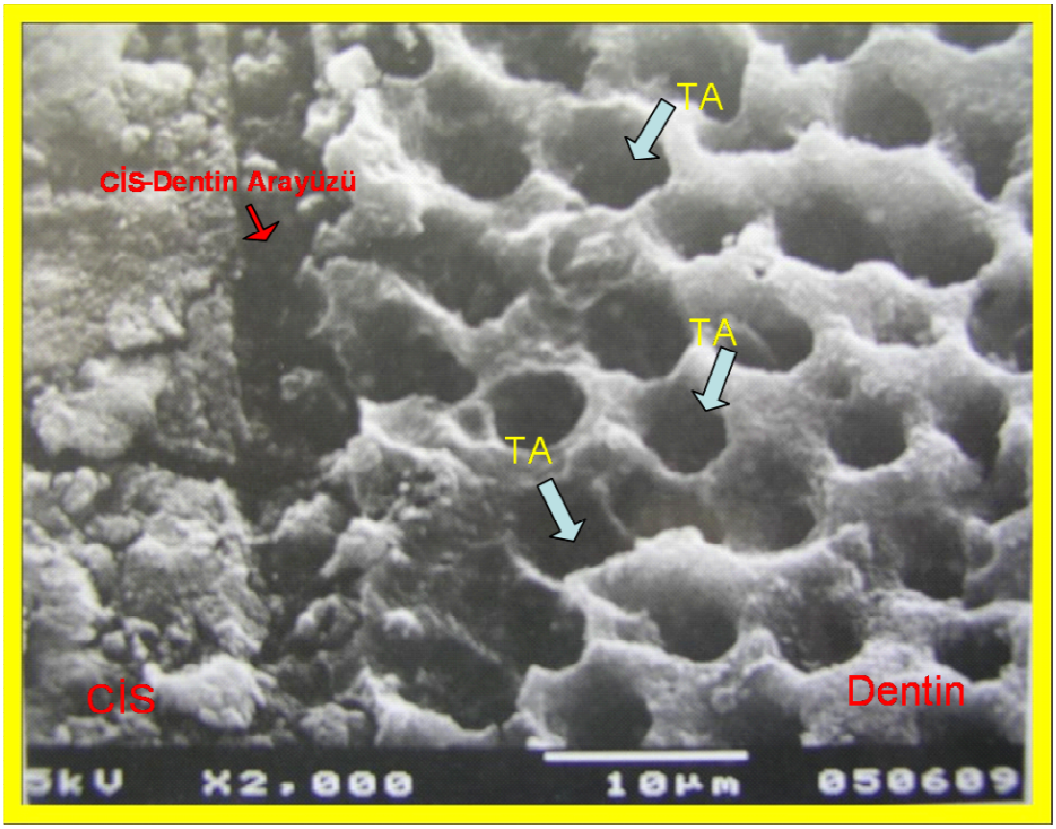
Cam iyonomer siman kaidenin uygulanması öncesinde, ortofosforik asit ile muamele edilen dentin örneklerinin SEM kullanılarak incelemesinde, ortofosforik asit uygulamasının, CİS-dentin ara yüzünde smear tabakasının büyük ölçüde uzaklaştırılmış olduğu gözlenmiştir. Dentin tübülleri incelendiğinde, smear tabakasının, tübüllerin üzerinden tamamen uzaklaştırılmış olduğu, intertübüler ve peritübüler dentininde, smear tabakasından tamamen arındırılmış olduğu görülmüştür (Resim 20).

SEM'de x2000 büyütmede incelendiğinde, CİS-dentin ara yüzünde, smear tabakasının büyük ölçüde uzaklaştırıldığı gözlenmiştir. Ara yüzdeki dentinde, dentin tübüllerinin tamamen açık, hatta bir miktar demineralizasyona uğradığı görülmüştür.

Dentin tübüllerinin girişleri incelendiğinde, tübül ağızlarının, tamamen açık olduğu ve intertübüler ve peritübüler dentinde bir miktar demineralizasyon meydana geldiği gözlenmiştir (Resim 21).



Resim 20: CİS uygulanması öncesinde, ortofosforik asit ile muamele edilen dentin örneğinin SEM görüntüsü (x750).

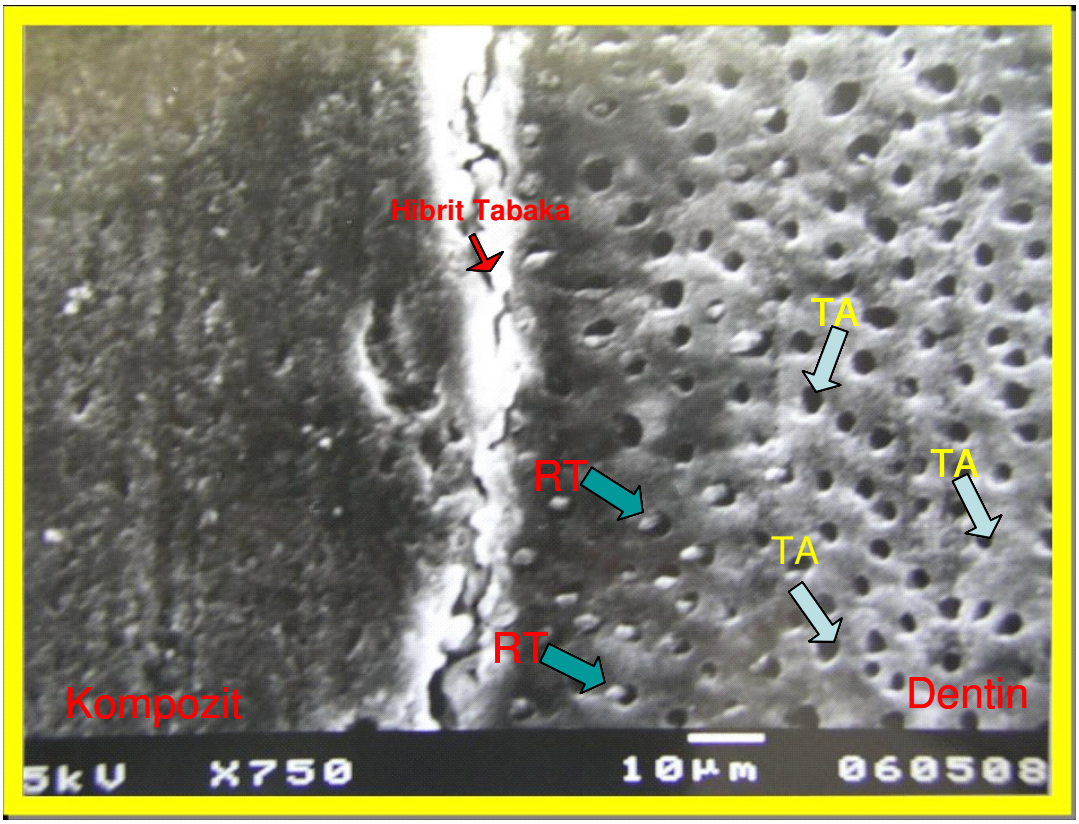


Resim 21: CİS uygulanması öncesinde, ortofosforik asit ile muamele edilen dentin örneğinin SEM görüntüsü (x2000).

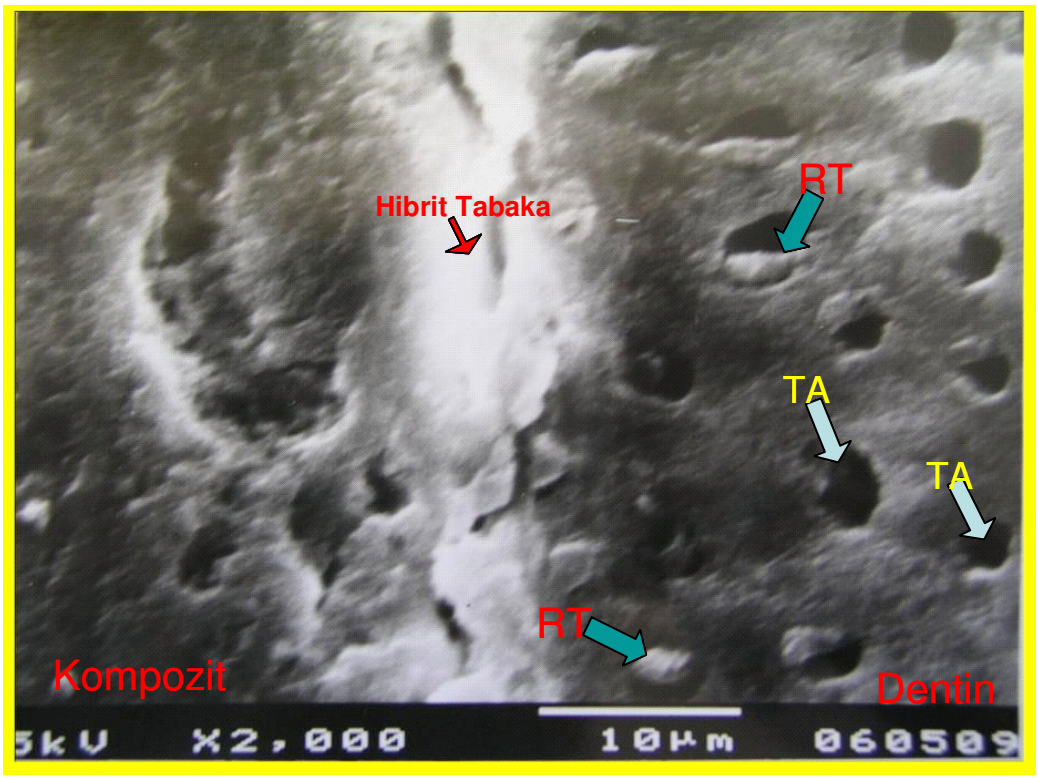
6.2.4. Grup D'nin SEM Bulguları Değerlendirilmesi:

Dentine bonding ve kompozit uygulanması öncesinde, ortofosforik asit ile muamele edilen dentin örneklerinin SEM kullanılarak incelemesinde, ortofosforik asit uygulamasının, Kompozit-dentin ara yüzünde smear tabakasının büyük ölçüde uzaklaştırılmış olduğu gözlenmiştir. Dentin tübülleri incelendiğinde, smear tabakasının, tübüllerin üzerinden tamamen uzaklaştırılmış olduğu, intertübüler ve peritübüler dentininde, smear tabakasından tamamen arındırılmış olduğu görülmüştür. Ayrıca kompozit restorasyona yakın bölgede olan dentinde hibrid tabaka ve tübüllerin içinde rezin tagları gözlenebilmektedir (Resim 22).

SEM'de x2000 büyütmede incelendiğinde, kompozit-dentin ara yüzünde, smear tabakasının büyük ölçüde uzaklaştırıldığı gözlenmiştir. Ara yüzdeki dentinde, dentin tübüllerinin tamamen açık, hatta bir miktar demineralizasyona uğradığı görülmüştür. Dentin tübüllerinin girişleri incelendiğinde, tübül ağızlarının, tamamen açık olduğu gözlenmiştir (Resim 23).



Resim 22: Ortofosforik asit ile muamele edilen dentine bonding ve kompozit uygulanan örneğinin SEM görüntüsü (x750). (RT- Rezin Tag).



Resim 23: Ortofosforik asit ile muamele edilen dentine, bonding ve kompozit uygulanan örneğin SEM görüntüsü (x2000).

7. TARTIŞMA ve SONUÇ

7.1. GEREÇ ve YÖNTEMİN TARTIŞILMASI

7.1.1. Dentin ve Mikrosertlik

Sert dokularda de- ve remineralizasyonun tespitinde seçilen değerlendirme metodu önem taşımaktadır. Mine-dentin demineralizasyon veya remineralizasyonunun bu dokuların mineral kayıpları veya kazanımları, dolayısıyla bu dokuların sertlikleri ile ilgisi vardır (68).

Dentinin mikrosertliği birçok araştırmacı tarafından değerlendirilmiştir. Önceki çalışmalarda, dentin mikrosertliğinin ölçülmesi amacıyla mikro kesim, Knoop (KHN), Vickers (Hv) ve Nano (GPa) mikro iz yöntemleri kullanılmıştır. Bu yöntemlerden elde edilen sertlik verilerinin karşılaştırılabilmesi amacı ile bu birimlerin birbirine çevrilmesi mümkündür. KHN ve Hv birimleri birbirine değer olarak çok yakındır ve GPa biriminin bu iki sertlik birimine çevrilmesi "1GPa=101,93675 kgf/mm^{2}" formülü ile yapılabilmektedir (67).

Dentin dokusunda sertliğin değerlendirildiği çalışmalarda, sağlam dentin için mikrosertlik değerleri 0,2–0,8 GPa arasında rapor edilmiştir (67). Hotta ve ark. (68), yüksek oranda fluorid salınımı yapan cam iyonomere komşu dentinde ortalama 84,3±23,2 KHN, 100 µm mesafede ise ortalama 61,3±8,8 KHN mikrosertlik değerleri elde etmişlerdir. Diğer bir çalışmada, on beş ve otuz saniye fosforik asit uygulayıp kompozit rezin ile örtülen normal dentinde, sırasıyla 59,1±2,9 KHN ve 60,1±5,3 KHN sertlik değerlerine ulaşırken, sklerotik dentinde 75,6±5 KHN ve 78,2±6,7 KHN değerleri elde edilmiştir (67). Meredith ve ark. (80), Knoop mikrosertlik yöntemi kullanarak 2 mm kalınlıkta hazırladıkları dentin örneklerinin sertliğini ortalama 60,7 KHN olarak ölçmüşlerdir. Kinney ve ark. (74),

sürmeden çekilmiş yirmi yaş dişlerinde, dentin sertliğini Nano mikro iz yöntemiyle değerlendirmiş ve peritübüler dentin sertliğinin mine-dentin sınırında 2,45±0,14 GPa, intertübüler dentin sertliğinin ise mine-dentin sınırında 0,51±0,02 GPa, pulpaya yakın bölgede 0,15±0,03 GPa olduğunu rapor etmişlerdir.

Araştırmamızda, bir ay bekletilen örneklerde, cam iyonomer restorasyondan 300 ve 600 µm mesafede elde ettiğimiz mikrosertlik ortalamaları sırasıyla 89,9±14,9 ve 86,6±13,6 Hv olarak tespit edilmiştir. Çalışmamızda bu değerler dentinin normal sertlik değerleri olarak kullanılmıştır. Bu değerler, üçüncü ayda aynı mesafelerde sırasıyla 90,4±15,2 ve 91,3±12,8 Hv olarak tespit edilmiştir. Elde ettiğimiz bu ortalama değerler, literatür ile paralellik göstermekle birlikte, normal dentin için verilmiş değerlerin bir miktar üzerinde bulunmuştur. Birçok çalışmada, örnekler yapay tükürükte saklanmıştır (131, 132). Bizim çalışmamızda ise örneklerimizin deiyonize su ortamında bekletilmesi böyle bir farklılık meydana getirmiş olabilir. Bilindiği gibi yapay tükürük, diş dokularından mineral kaybına neden olmaktadır (11). Ölçüm yaptığımız dentin bölgelerinin, diğer çalışmalara göre pulpaya daha uzak olması, bu farklılığın meydana gelmesi için diğer bir neden olarak düşünülebilir.

Çalışmamızda mikrosertlik ölçümlerinde Vickers sertlik ucu tercih edilmiştir. Dentin gibi anizotropik (değişkenlik gösteren) maddelerin mekanik özelliklerindeki değişimleri karşılaştırmada Vickers ucu kullanımının, Knoop sertlik ucuna göre daha avantajlı olduğu belirtilmiştir. Knoop yönteminde, doku üzerinde oluşturulan iz eşkenar dörtgen şeklindedir ve uzun köşegenin uzunluğu ölçülerek formüle uygulanır ve sertlik değeri elde edilir. Vickers yönteminde ise oluşturulan iz kare şeklindedir ve bu izin iki köşegeninin uzunluğu ölçülerek ortalaması alınır ve formüle uygulanır. İki köşegenin ortalamasının alınması ve Vickers izinin Knoop izinden daha küçük olmasından dolayı Vickers sertlik yönteminin Knoop sertlik yöntemine göre daha hassas bir ölçüm metodu olduğu düşünülmektedir (62).

Dentinin mikrosertliği, aynı dişin değişik bölgelerinde farklılık gösterdiğinden dolayı bir dişin yalnızca bir bölgesinde yapılan mikrosertlik ölçümü, tüm dişin dentin dokusunun sertliğini kesin olarak yansıtmayacaktır (8). Bu nedenle çalışmamızda olası farklılıkları en aza indirebilmek için tamamen enklüze yirmi yaş dişleri kullanılmıştır. Belirlenen çalışma alanlarında bölgesel sertlik farklılıkları olabileceği için tek ölçüm yapılmamış, mümkün olduğunca çok yüzeyi temsil edebilmek amacıyla, her bölgeden üç ölçüm yapılmış ve bunların ortalamaları alınarak değerlendirilmiştir.

Hem süt hem de sürekli dişlerde sağlam dentinde yapılan ölçümlerde, çevresel dentin mikrosertliğinin, merkezi dentinden daha düşük olduğu, pulpaya yakın dentinin ise en düşük mikrosertlik değerinde olduğu rapor edilmiştir (22). Mine-dentin sınırından 100 µm ve 200 µm uzakta düşük mikrosertlik değerleri de rapor edilmiş, bunun sebebinin ise manto dentin olabileceği düşünülmüştür (21). Meredith ve ark. (80), mine-dentin sınırından uzaklaştıkça dentinin sertliğinin azaldığını belirtirken, Pashley ve ark. (93), tübül yoğunluğu arttıkça dentin mikrosertliğinin azaldığını rapor etmişlerdir. Araştırmamızda, kavite derinliğini dört milimetre olarak belirlememizin amacı; kavite tabanının, mine-dentin sınırında bulunan ve ilk oluşan dentin olan manto dentinde değil, pulpa odası ve mine-dentin sınırının ortasına yakın bölgede sonlandırılmasıydı. Çevresel dentin, mine-dentin sınırındaki ve pulpa odasına yakın olan dentinden daha sert olduğu için (59), çalışmamızda bu bölgedeki dentin ile çalışmanın daha uygun olabileceği düşünülmüştür.

Dentinin başlıca fizyolojik özelliklerinden biri mikrosertliktir. Mikrosertlik, kalsiyum içeriği, mineralizasyon, demineralizasyon ve remineralizasyon açısından önemli bir parametredir (24). Mikrosertlikteki değişim ve kalsiyum kaybı arasındaki ilişki birçok çalışmada gösterilmiştir. (24, 37). Feagin ve ark. (37) kalsiyum içeriği ve mikrosertlik arasında pozitif bir ilişki olduğunu rapor etmişlerdir. Laboratuar şartlarında oluşturulan çürüklerde veya asitle pürüzlendirilmiş dentinde, mikrosertliğin mineral içerik ile birlikte azaldığı gösterilmiştir (24).

Dentinde yapılan sertlik ölçümleri ve dentinin diğer mekanik özellikleri arasında da ayrıca bir ilişki bulunduğu literatürde bildirilmiştir. Yoshiyama ve ark. (153), çürük dentin üzerine yaptıkları bir çalışmada sertlik ve gerilme kuvveti arasında bir korelasyon tespit etmiş ve gerilme kuvvetinin azalmasıyla birlikte sertlik değerlerinde de düşüş meydana geldiğini göstermişlerdir. Dentinin sertliği ve kırılma direnci arasında da doğrusal bir korelasyon saptanmış, yakın zamanda ise dentinin elastikiyet katsayısı arttıkça sertliğinin de arttığı rapor edilmiştir (5).

Mikroradyografi yöntemi, in vitro ve in situ çalışmalarda, mine ve dentin örneklerinin, morfolojisi ve mineral içeriklerinde meydana gelen değişikliklerin ölçülmesindeki hassasiyeti nedeniyle, sert dokulardaki de- ve remineralizasyonu tayin etmekte en başarılı ve kullanışlı yöntemlerden biridir. Araştırmamızda, dentin yüzeyinde meydana gelen değişiklikleri incelemek için "yüzey mikrosertlik ölçülmesi" yöntemi kullanılmıştır. Mikrosertlik yöntemi, mineral kaybı ve geri kazanımını gösteren mekanik bir ölçümdür. Ancak, demineralizasyon ve remineralizasyon reaksiyonlarından sonra kaybedilen veya kazanılan mineral miktarı ve özellikle de lezyon derinliği hakkında bilgi verememektedir (6). Mikrosertlik ve mikroradyografi yöntemi kullanılarak elde edilen veriler arasında pozitif bir korelasyon olduğu gösterilmiştir (38, 145).

Mikroradyografi yöntemi kullanılarak, cam iyonomerler gibi fluorid salınımı yapan malzemelerin dentine olan etkisi birçok çalışmada gösterilmiştir. Ten Cate ve van Duinen (131), mikroradyografi yöntemini kullanarak yaptıkları çalışmada, henüz başlangıç aşamasında, cam iyonomer simana komşu dentin lezyonlarının, remineralize ve hatta hipermineralize olabildiğini, amalgam ve kompozit restorasyon uygulanmış örneklerde ise ağırlıklı olarak demineralizasyon meydana geldiğini tespit etmişlerdir. Restorasyonu çevreleyen dentinde, demineralizasyon veya remineralizasyon meydana gelebilmesi için materyal seçiminin çok önemli olduğunu belirtmişlerdir.

Creanor ve ark. (23), asidik bir ortamda, yapay olarak oluşturulan dentin duvar lezyonlarında meydana gelen remineralizasyonu, mikroradyografi yöntemiyle incelemiş ve

cam iyonomer simanın remineralizasyon oluşturma potansiyelinin amalgamdan çok daha fazla olduğunu belirtmişlerdir. Zaura-Arite ve ark. (155), plak retansiyonunu taklit eden bir dentin oluk modeli geliştirmiş ve yüksek fluorid salınımı yapması nedeniyle RMCİS kullanmışlardır. Mikroradyografi yöntemi ile inceledikleri dentinde, yüksek konsantrasyonda fluoridin mineral kaybını önlediğini fakat lezyon derinliğini etkilemediğini belirtmişlerdir.

Iijima ve ark. (70) mikroradyografi kullanarak inceledikleri hipermineralize dentinin, sağlam veya demineralize dentine göre asit ataklarına karşı daha dirençli olduğunu göstermişlerdir. Exterkate ve ark. (36), konvansiyonel CİS'lerden salınan fluoridin dentin lezyonlarına etkisini yine aynı yöntemle incelemiş ve restorasyona komşu demineralize dentinde, remineralizasyon meydana geldiğini tespit etmişlerdir.

Pereira ve ark. (103) yaptıkları in vitro çalışmada, konvansiyonel CİS'e komşu dentinde meydana gelen inhibisyon alanının sertliğinin, RMCİS'e komşu olan dentine göre çok daha fazla olduğunu bulmuşlardır. Ayrıca X-Ray spektrometre ile yaptıkları ölçümlerle bu inhibisyon alanındaki kalsiyum ve fosfat miktarının sertlik sonuçlarını desteklediğini tespit etmişlerdir.

7.1.2. İn Vitro Modelin Tartışılması

Çalışmamızda, amacımız özellikle kaide maddesi olarak kullanılan cam iyonomer simanın kuron dentini üzerindeki etkisini değerlendirmektir. Dentinde yapılan de- ve remineralizasyon çalışmalarında ise kuron dentini yerine genellikle kök dentini kullanılmıştır.

Hotta ve ark. (68) çalışmalarında çürüksüz sığır ön kesici dişlerini kullanmayı tercih etmiş ve bu dişlerin kök yüzeylerinde 2 mm çapında 1 mm derinliğinde kaviteler hazırlamışlardır. Bu kavitelere, iki değişik CİS (yüksek ve düşük fluorid salımı yapan)

uygulamış ve restorasyonların üstünü koruyucu bir tırnak cilası ile örtüp örnekleri bir ay bekletmişlerdir. Sonrasında dişin uzun eksenine paralel olarak kesilen örneklerde cam iyonomer restorasyonlara komşu dentinde mikrosertlik ölçümleri yapılmıştır.

Pereira ve ark. (103), araştırmalarında benzer bir model kullanarak sığır kesici diş köklerinin vestibül ve lingual yüzeylerine 3 mm uzunluğunda 2 mm genişliğinde ve 1,5 mm derinliğinde kaviteler hazırlamışlardır. Bu kavitelere konvansiyonel CİS ve iki değişik firmanın RMCİS'ini uygulamışlardır. Koruyucu tabaka olarak tırnak cilası uygulanan örnekler bir hafta musluk suyunda, üç gün de demineralizasyon solüsyonunda bekletildikten sonra uzunlamasına kesitler alınarak mikrosertlik ölçümleri yapılmıştır.

Hara ve ark. (57), yirmi yaş dişlerinin köklerinden hazırladıkları dentin bloklarına 1 mm deriliğinde ve 1,5 mm çapında kaviteler hazırlamış ve beş değişik restorasyon materyali uygulamışlardır. Örnekler üç gün boyunca demineralizasyon ve remineralizasyon solüsyonlarında bekletilmiş ve mikrosertlik ölçümleri yapılmıştır.

CİS'ler karmaşık yapıdadır ve piyasada bulunan sistemlerin hepsi kimyasal veya mekanik olarak birbirinden farklıdır (150). Fluorid salımı ve adeziv özelliklerinden kaynaklanan avantajları CIS'lerin restoratif, kaide ve yapıştırma materyali gibi değişik formlarda ve amaçlarda yaygın olarak kullanımını sağlamıştır (121).

Sertleşmesi asit-baz reaksiyonu ile gerçekleşen konvansiyonel CİS'lerin, sertleşme reaksiyonunun ilk aşamalarında, fiziksel özelliklerinde meydana gelebilecek bozulmaları engellemek amacı ile nem kontaminasyonundan ve dehidratasyondan korunması gerekmektedir. Bu amaçla, yapılmış olan çalışmalarda, CİS'in üzerine koruyucu cila, tırnak cilası gibi malzemeler uygulanarak simanın nemden etkilenmemesine çalışılmıştır (36).

Araştırmamızda, literatüre uygun olarak standart kaviteler hazırlanmıştır. Kaide maddesi olarak kullanılan bir CİS'in dentine etkisini incelediğimizden dolayı, kullandığımız bu in vitro modelde, kuron dentinine uyguladığımız cam iyonomer kaidenin üzerine iyi bir örtünme sağlamak amacıyla bonding ajanı ve rezin kompozit uygulamıştır. Ayrıca örneklerin beklediği bir ve üç aylık dönemde mikro sızıntı riski ile karşılaşmamak için örnekler, yapay tükürük solüsyonu yerine deiyonize suda bekletilmiştir. Böylece örnekler, dış ortamdan iyi bir şekilde izole olmuş ve sadece CİS'e bağlı olarak mineral değişimi saptamak mümkün olmuştur.

Cam iyonomerlerin geliştirilmesinden sonra, fluorid salımı yapan malzemeler son yıllarda tedavi yöntemleri arasındaki yerini almıştır. Cam iyonomerlere organik polimerlerin eklenmesinin, kontraksiyon ve dayanıklılığı arttırırken, çözünürlüğü ve kırılganlığı azalttığı (54, 68), ancak bu durumun, fluorid salımında azalmayı beraberinde getirebileceği belirtilmiştir (68). Fluorid salımındaki azalmanın nedeni olarak, cam iyonomerin çözülmesi sırasında hidrojen ve fluorid iyonlarının siman matriksine iyon değişimi için difüze olması ve cam iyonomer olgunlaştıkça içerisinde meydana gelen kimyasal reaksiyonların yavaşlaması olabileceği düşünülmüştür (68).

Birçok araştırma, konvansiyonel cam iyonomerlerden salınan fluorid miktarının, rezin modifiye cam iyonomer ve poliasit modifiye rezin kompozitlerden daha fazla olduğunu göstermiştir (3, 72). Pereira ve ark. (103) yaptıkları in vitro çalışmada, konvansiyonel CİS'e komşu dentinde meydana gelen inhibisyon alanı mikrosertlik değerinin, RMCİS'e göre çok daha fazla olduğunu bulmuşlardır. Bu inhibisyon alanının oluşması restoratif materyalden salınan fluorid miktarına bağlı gibi gözükse de, konvansiyonel ve RMCİS'lerden salınan fluorid miktarı ve çürük engelleme dereceleri hakkında birbiriyle uyuşmayan sonuçlar sunulmuştur. Dunne ve ark. (29), RMCİS'in çürük inhibisyonunun in vitro olarak konvansiyonel CİS'ler ile benzerlik gösterdiğini rapor etmişlerdir. Takahashi ve ark. (125) konvansiyonel CİS ve RMCİS arasında fluorid salımı açısından istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulamazken, Diaz-Arnold ve ark. (26) yirmi

dört saat bekletildiğinde, konvansiyonel CİS'in RMCİS'e göre çok daha fazla miktarda fluorid salımı yaptığını tespit etmişlerdir. Forsten (44) ise RMCİS'lerden fluorid salımının konvansiyonel cam iyonomerlerden daha fazla olduğunu göstermiştir. Bu çıkan sonuçların çeşitliliği, kullanılan materyallerin değişik miktarda fluorid içermesine ve salınan fluoridin belirlenmesinde kullanılan metodlardaki farklılığa bağlanabilir. Bu bilgiler ışığında çalışmamızda, rezin modifiye cam iyonomer yerine yüksek fluorid salımı yapan konvansiyonel bir cam iyonomer kaide simanı tercih edilmiştir.

Cam iyonomerlerin sadece kavite duvarını çürük oluşumundan korumadığı, aynı zamanda restorasyona komşu çürük lezyonlarının ilerlemesini engellediğine dair birçok kanıt mevcuttur. Yapılan birçok çürük deneyi, cam iyonomer restorasyonların çevresindeki duvar ve dış lezyonların sıklığı ve büyüklüğünün azaldığını göstermiştir (131). Dış lezyonunun ilerlemesinin azalması veya durması, genellikle cam iyonomerden salınan fluorid iyonlarının çevreye difüzyonuna bağlanmaktadır. Diğer yandan, duvar lezyonlarının inhibisyonu, materyalden salınan fluoridin, komşu diş yapısı tarafından alınması sonucu kavite duvarlarının çözünmeye direncinin artmasına bağlanmaktadır. Cam iyonomerler ile temasta olan dentin yüzeylerinde yapılan yapay lezyon çalışmaları, cam iyonomere komşu bölgedeki kalsiyum ve fosfor seviyelerinin sağlam dentindeki düzeyde olduğunu ve fluorid konsantrasyonunun ise anlamlı derecede artmış olduğunu göstermiştir (25).

Birçok araştırıcı CİS'e komşu dentindeki fluorid alımına ait verilerini sunmuşlardır. Hotta ve ark. (68), fluoridin, CİS'dan dentine, yaklaşık 20 µm mesafede, 30 gün içindeki penetrasyonunu göstermişlerdir. Mukai ve ark. (85), in vivo olarak planladıkları çalışmada, üç ay sonunda, CİS'ın altındaki kavite duvarlarında 1000 µm'da artan fluorid seviyelerini rapor etmişlerdir. Yamamoto ve ark. (152) ise % 2'lik NaF solüsyonu uyguladıkları dentinde, 30 gün sonunda, fluoridin dentinde 100 µm'a kadar penetre olabildiğini göstermişlerdir.

Cam iyonomer simanla yapılan restorasyonlarda sekonder çürük oluşumunun amalgam restorasyonlara göre daha az olduğu yapılan çalışmalarda gösterilmiştir (131, 133,

134). Bu durum, restorasyona yakın dokulardaki fluorid artışına bağlanmıştır. Ten Cate ve Van Duinen (131), CİS'e komşu dentin lezyonlarını inceledikleri çalışmada, dentinde meydana gelen hipermineralizasyonun, dentin içine minerallerin çökelmesiyle oluştuğunu ve böylece asitlerin difüzyon yollarının kısıtlanarak aside karşı direncin arttığını belirtmişlerdir.

Zaura-Arite ve ark. (155) in vitro çalışmalarında, yüksek konsantrasyonda fluoridin, sığır dentininde oluşturulan dar oluklarda, kaynağından üç milimetre derinliğe kadar demineralizasyonu önlediğini göstermişlerdir. Exterkate ve ark. (36), konvansiyonel CİS'lardan salınan fluoridin dentin remineralizasyonunu arttırdığını ancak bunun sadece restorasyona komşu bölgede sınırlı olduğunu belirtmişlerdir. Masara ve ark. (79) ise in vivo olarak yaptıkları çalışmada üç ay sonunda, CİS restorasyonların altında fluorid tespit edememişlerdir. Görüldüğü gibi, önceki çalışmalarda cam iyonomerlerin dentine etkisi hakkında çok çeşitli sonuçlara varılmıştır. Çalışmamızda, CİS'a komşu dentin dokusunda (20 µm) , 300 µm ve 600 µm mesafelerde, bir ve üç ay bekleyen örneklerde, mikrosertlik ölçümleri yapılarak CİS'ın dentin üzerine olan etkisi değerlendirilmiştir. Kontrol sertlik değerleri olarak da 300 ve 600 µm mesafelerde yapılan sertlik ölçümleri kullanılmıştır.

7.2. BULGULARIN TARTIŞILMASI

Kontrol grubumuzda, fosforik asit ile pürüzlendirip adeziv ajan ve kompozit yerleştirdiğimiz dentin örnekleri SEM ile incelendiğinde; kompozit-dentin ara yüzünde hibrid tabakasının bulunduğu ve smear tabakasının büyük ölçüde uzaklaştırılmış olduğu gözlenmiştir (32, 59). Dentin tübüllerine bakıldığında, smear tabakasının, tübüllerin üzerinden tamamen uzaklaştırılmış, intertübüler ve peritübüler dentinin de, smear tabakasından tamamen arındırılmış olduğu görülmüştür. Bununla beraber, kompozit restorasyona yakın bölgede olan dentinde, tübüllerin içinde rezin tagları göz-lenebilmektedir. SEM'le yapılan incelemede kompozitin dentine iyi bir bağlanma gösterdiği görülmüştür. Ancak araştırmamızda, fosforik asitle pürüzlendirilen, sonrasında

da bonding ve kompozit yerleştirilen örneklerde, restorasyona komşu dentinde hem birinci hem de üçüncü ayda sertlik değerleri anlamlı olarak azalmıştır ($p<0,01$; $p<0,05$).

Rezin içeren materyaller kullanıldığında dentinde oluşan hibrid tabaka, fluorid difüzyonunu azaltabilmektedir (148). İntertübüler ve peritübüler dentinde smear tabakasını ve tıkaçlarını tamamen uzaklaştıran ve yüzeysel dentini demineralize eden asitlerin kullanılması, kompozitte bulunan HEMA ve diğer monomerlerin, açığa çıkmış kollajen ağa ve dentin tübüllerine geçişine izin vermektedir (32, 59). Demineralize dentin üzerine yerleştirilen kompozit rezinlerin, fluorid salımı yapan diğer malzemelere göre dentinde mineralizasyonu artırmayıp azalttığı gösterilmiştir (131, 133, 134). Elde ettiğimiz bulgular, kompozitin fosforik asit ile pürüzlendirdiğimiz dentine ideal şekilde bağlandığını ancak dentin sertliğinin azaldığını göstermiştir. Dentin sertliğindeki bu azalma, fosforik aside bağlı olarak dentinde meydana gelen demineralizasyona ve restorasyon materyali ile dentin arasındaki iyon transferinin kısıtlanmasına bağlanmıştır.

Cam iyonomer simanların önemli özelliklerinden biri, herhangi bir yüzey düzenleyici kullanılmadan da diş dokusuna bağlanabilmesidir. Bununla beraber, diş yüzeyinin CİS uygulanmadan önce düzenlenmesinin, CİS'in dentine bağlanmasını kısıtlayabilecek smear tabakası ve yüzey artıklarını ortamdan uzaklaştırarak bağlanma kuvvetini arttırdığı rapor edilmiştir. Ayrıca, bağlanma kuvvetini; düzenleyicilerin uygulanma metodu, süresi, konsantrasyonu, kullanılan materyalin ve düzenlenen yüzeyin yapısı da önemli ölçüde etkilemektedir (128).

Diş hekimliğinde, restorasyon materyalleri ile ilgili en önemli problemlerden biri, çoğunun diş dokusuna bağlantısının yeterli düzeyde olmamasıdır. Diş ve restorasyon arasında tam bir bağlanmanın sağlanamaması marjinal sızıntıya; bu da renklenme, ikincil çürük ve pulpa patolojileri gibi sorunlara yol açmaktadır. SEM, diş yüzeyi ve restorasyon arasında oluşabilecek bağlantı problemlerini mikro düzeyde detaylı incelemeye ve tanımlamaya izin veren bir alettir (59). Bu nedenle SEM, çalışmamızda mikrosertlik yöntemi ile elde edilen bulguları desteklemek amacıyla kullanılmıştır.

Cam iyonomer simanların tercih edilmesinin en önemli sebeplerinden birisi de, restorasyonu sınırlayan dokularda neredeyse hiç ikincil çürük gözlenmemesidir. Bu çürük önleyici etki, restorasyonun çevresindeki fluorid miktarının artmasına bağlanmıştır (131). Bu materyallerin kavite duvarlarında inhibisyon alanları oluşturduğu veya bu alanları kuvvetlendirdiği rapor edilmiştir. Bu oluşan inhibisyon alanlarının kalitesi, mineralizasyon derecesine bağlıdır. Mineral içeriğin diş dokularının sertliğini etkilemesinden dolayı, restorasyona komşu bu inhibisyon alanın sertliği, mineralizasyon derecesi hakkında bilgi verebilecektir. Bununla beraber, dentinde meydana gelen sertlik artışının ikincil çürüklerin önlenmesinde önemli bir faktör olabileceği düşünülmektedir (103). Araştırmamızda, farklı yüzey düzenleme uygulamalarından sonra CİS yerleştirilen dentin yüzeyinde meydana gelen değişiklikler, mikrosertlik ve SEM kullanılarak incelenmiştir.

Araştırmamızda, CİS yerleştirilmesi öncesi herhangi bir düzenleyici uygulanmayan dentinin ve CİS-dentin ara yüzünün SEM ile incelenmesinde; dentin tübüllerinin çok azında tübül ağızlarının kısmen açık olduğu ve intertübüler dentinin tamamen smear tabakası ile kaplı olduğu görülmüştür. Bu görüntüler, daha önce yapılmış çalışmalardaki bulgularla benzerlik göstermektedir (27, 60).

Dippel ve ark.'nın (27) gösterdiği üzere, muamele edilmeyen dentindeki smear tabakası ve tıkaçlarının varlığı, intertübüler ve peritübüler dentin yüzey alanını azaltarak, CİS'in dentine bağlanmasını ve materyalden salınan, çözünebilen elementlerin difüzyonunu olumsuz yönde etkileyecektir. Bu, CİS gibi, özellikle dentin yüzeyi ile kimyasal bağlanma ve iyon değişimi yapan bir materyal için ciddi bir durumdur. Smear tabakası ve tıkaçlarında bulunabilen çok küçük çaptaki (0,05 µm) delikçikler sayesinde difüzyon tam olarak engellenemeyebilir (82). Bununla beraber, smear tabakasının dentinin üzerinde doğal bir kavite örtücüsü görevi yaptığı düşünülmektedir. İn vitro olarak, dentin içerisine sıvı hareketine karşı oluşan direncin, %86'ya varan kısmından smear tabakasının sorumlu olduğu ve smear tabakası varlığında, asit ile pürüzlendirilmiş dentinin geçirgenliğinin, %7'ye kadar azaldığı rapor edilmiştir (94).

Helal ve ark. (60), RMCİS'in dentine bağlantısını, herhangi bir yüzey düzenleyici uygulamadıkları dentinde incelemiş ve kalınlığı 5 µm'a kadar çıkabilen bir boşluğun varlığını gözlemlemişlerdir. Bu RMCİS-dentin ara yüzünde meydana gelen boşluğun, rezin eklenmiş cam iyonomerin polimerizasyonu sırasında dentin üzerinde bulunan smear tabakasından kaynaklandığını düşünmüşlerdir.

Dentine CİS'i doğrudan uyguladığımız grupta, CİS-dentin ara yüzeyinde, dentinin üzerinde, kalınlığı yaklaşık 5–6 µm arası değişen bir smear tabakası gözlemlenmiştir. Benzer görüntüler Tanumiharja ve ark. (128) tarafından da elde edilmiştir. Çalışmalarında, dentinde bir düzenleme yapmadan uyguladıkları CİS sonrasında, CİS-dentin ara yüzeyini incelemiş ve tübüllerde smear tıkaçları olduğunu ama CİS'in dentine sıkı bir bağlantı yaptığını tespit etmişlerdir. Bu bulgular, CİS öncesi dentine sıkı bağlanma açısından bir düzenleme yapılması düşüncesini desteklemektedir.

Ancak mikrosertlik sonuçlarını incelediğimizde, CİS'in doğrudan uygulandığı grupla, dentine poliakrilik ve fosforik asit uygulanan grupları karşılaştırdığımızda, istatistiksel olarak anlamlı bir fark tespit edilmemiştir. CİS'in direkt olarak dentine uygulandığı, bir ve üç ay bekletilen gruplarda, CİS'e komşu dentinin sertliğinde, fosforik asit ve üzerine kompozit uygulanan kontrol gruplarına göre bir artış tespit edilmiştir. Bu artış birinci ay grupları için istatistiksel olarak ileri derecede anlamlı bulunurken ($p<0,01$), üç ay bekletilen gruplarda bu fark istatistiksel olarak anlamlı tespit edilmemiştir. Restorasyondan 300 µm uzaklıkta üç ay bekletilen örneklerde, yalnızca düzenleyici uygulanmayan dentinde, kontrol grubuna göre istatistiksel olarak anlamlı bir artış tespit edilmiştir ($p<0,05$). Bu sonuçlar, CİS'in dentin ile iyon alışverişinde, smear tabakasının kaldırılmasının gerekli olup olmadığını sorgulamamıza neden olmuştur. Çünkü gruplar arasında sayısal olarak farklılıklar olmasına rağmen, istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır.

Cam iyonomerlerin kısa ve uzun dönem kimyasal etkileşimlerinin farkını bilmek faydalı olacaktır. Kısa dönem etkileşim, cam iyonomerin hazırlanıp dentin ile temasıyla

başlar. Siman tam olarak sertleşmeden dentin ve cam iyonomerde bulunan elementler arasında hızlı bir difüzyon meydana gelir. Bu difüzyon, cam iyonomerin dentine bağlanmasını sağlar ve siman tam olarak sertleştiğinde de sona erer. Uzun dönem etkileşim ise, fluorid gibi bazı elementlerin cam iyonomerden dentine yavaş bir şekilde gerçekleşen difüzyonudur. Poliakrilik asit ile düzenlenmiş kavitelerin yüzeyinde görüntülenen dentinin büyük bir kısmı intertübüler dentinden meydana geldiği için, marjinal adaptasyon ve çürük önleme etkisi, fosforik asit uygulanmış örneklere yakın, ancak farklı seviyede olabilir (119).

Birçok firma, cam iyonomer simanlar ile birlikte poliakrilik asit kullanılmasını tavsiye etmektedir. Bununla beraber, son zamanlarda bazı firmalar bunu hekimin seçimine bırakmışlardır. Cam iyonomerin karıştırıldıktan sonra başlangıç pH'ının (2,5) düşük olmasından dolayı, restorasyon yerleştirilmeden önce yüzeye bir işlem yapılması gerekmediği düşünülmektedir. Bu çok gerçekçi bir yaklaşım olmayabilir çünkü CİS'in viskozitesi, poliakrilik asidinkine göre çok fazladır ve bu da simanın dentine geçişini azaltabilir. Bunun yanında, çözünmüş olan smear tabakası artıkları yıkanarak uzaklaştırılamayacaktır. Bundan dolayı, poliakrilik asit kullanarak, smear tabakasını en azından intertübüler dentinden uzaklaştırmak, cam iyonomer ile fiziksel ve kimyasal bir bağ oluşumunu kolaylaştıracaktır. Sonuç olarak, asit uygulamasını takiben dentin dokusunda yumuşama olduğu, mikrosertlik sonuçlarımızdan açıkça belli olmaktadır (60).

Smear tabakası varlığında CİS'lerin dentine uygulanması ile ilgili bir tartışma söz konusudur. Peutzfeldt ve Asmussen (104), çalışmalarında % 10 veya % 20'lik poliakrilik asit uygulanmasının CİS'in dentine bağlantısını güçlendirdiğini rapor etmiş olmalarına rağmen, dentine bir düzenleyici uygulamanın herhangi bir avantaj getirmediğini gösteren çalışmalarda vardır (136, 137). Yip ve ark. (154), sağlam dentine daha agresif düzenleyiciler (% 25'lik poliakrilik asit 25 sn.) uygulanmasının dentin ve cam iyonomer restorasyon arasındaki bağlantıda anlamlı bir fark oluşturmadığını göstermişlerdir.

Tanumiharja ve ark. (127), üç farklı konsantrasyonda (% 10, 20, 25) poliakrilik asit ve % 12'lik sitrik asit ile düzenledikleri dentinde, konvansiyonel ve rezin modifiye cam iyonomerlerin etkisini değerlendirmişlerdir. Konvansiyonel CİS uyguladıkları gruplarda, CİS-dentin ara yüzünde sitrik asit kullandıkları örneklerde morfolojik farklılıklar bulmuşken, poliakrilik asit grupları ve düzenleyici uygulamadıkları gruplar arasında farklılık tespit edememişlerdir. Sitrik asidin, dentinde oluşturduğu demineralizasyona ve mineral kaybına bağlı olarak, CİS-dentin arası iyon transferini azaltabileceğini düşünmüşlerdir.

Pereira ve ark. (103), kök dentininde hazırladıkları kutu şeklindeki kavitelere, % 10'luk poliakrilik asit ile yüzey düzenlemesi yaptıktan sonra bir konvansiyonel iki de RMCİS uygulamışlardır. Sonrasında üç gün demineralizasyon solüsyonunda beklettikleri örneklerde restorasyon maddelerinin, oluşturulan yapay dentin lezyonlarına etkisini mikrosertlik yöntemi ile incelemişlerdir. Çalışmanın sonucunda, konvansiyonel CİS'in, RMCİS'lere göre anlamlı ölçüde daha sert bir inhibisyon alanı meydana getirdiğini bildirmişlerdir. Bu sertliğin sebebini, materyalden salınan fluorid miktarının fazla olmasına bağlamışlar ve cam iyonomere komşu dentinde ikincil çürük oluşmasını önlemede bir avantaj oluşturabileceğini belirtmişlerdir.

Poliakrilik asit, smear tabakasını uzaklaştırmada etkili bir ajan olmasına rağmen; pasif bir şekilde uygulanması ve konsantrasyonunun % 10, uygulama süresinin 10 saniye ile kısıtlanması, dentin ve CİS-dentin ara yüzünde smear artıkları gözlemlenmesinin nedeni olarak gösterilebilir. Poliakrilik asit uygulaması sonrasında gözlenen tıkanmış tübüller, pulpa irritanlarının girişini önlemede etkili olabilmektedir (81). Bu nedenle, birçok araştırma, tübüllere bakteri geçişine ve dentin sıvısının dışarı akışına engel olan smear tıkaçlarını kaldırmadan smearın uzaklaştırılmasına önem vermiştir.

Cam iyonomerlerin birçoğunun sıvı kısmını oluşturan poliakrilik asidin pulpada etkisinin hafif olmasının nedeni, büyük moleküler boyutları nedeniyle dentin tübüllerinden geçememesidir. Bu geçirgenlik miktarı, kısmen veya tamamen tıkanmış olan dentin

tübüllerinden dolayı, asitlenmiş dentinde olduğu gibi çok fazla değildir. Smear tıkaçlarının varlığından dolayı, poliakrilik asit uygulanmış dentin geçirgenliğinin, hiçbir uygulama yapılmayan dentindeki gibi az olduğu düşünülebilir. (27).

Poliakrilik asit, smear tabakasını kısmen uzaklaştırabildiğinden dolayı, intertübüler dentinde smear tabakası artıklarının bulunduğu ve tübüllerin çoğunun kısmen veya tamamen smear tıkaçları ile tıkalı olduğu birçok araştırmada gösterilmiştir (7, 13, 63, 107). Araştırmamızda, CİS yerleştirilmesi öncesi dentine düzenleyici olarak poliakrilik asit uygulanan dentinin ve CİS-dentin ara yüzünün SEM ile incelenmesinde; poliakrilik asit uygulaması ile CİS-dentin ara yüzünde smear tabakasının büyük ölçüde uzaklaştırılmış olduğu gözlenmiştir. Dentin tübülleri incelendiğinde, çoğunun açık olduğu, ama bir miktar smear artığının, intertübüler ve peritübüler dentinde düzensiz olarak dağılmış olduğu gözlenmiştir. Bununla beraber, birinci ayda elde edilen mikrosertlik bulguları, poliakrilik asit uygulanmış dentin sertliğinin, fosforik asit ve kompozit uygulanan kontrol grubuna göre, anlamlı olarak arttığını göstermiştir ($p<0,05$). Üç ay bekletilen örneklerde de sertlik değerlerinde artış görülmüş ancak anlamlı bulunmamıştır. Direkt CİS uygulanan ve fosforik asit sonrası CİS uygulanan gruplarla karşılaştırıldığında, sertlik değerleri arasında anlamlı bir fark tespit edilmemiştir. Elde edilen sonuçlara göre, CİS yerleştirilmesi öncesinde, dentine poliakrilik asit uygulanmasının hem bağlanma, hem de iyon geçişi için yeterli olduğu düşünülmektedir.

Dentinin asitlenmesi, tübüllerdeki geçirgenliği büyük ölçüde arttırdığından dolayı, hassasiyet ve pulpa cevabı gibi başka sorunlar ortaya çıkabilir (110, 147). Birçok vakada, pulpa iltihabının bakteriyel kaynaklı olduğu gösterilmiştir (28). Asit ajanlarının dentine etkisi 2–5 µm'a kadar sınırlıdır. Böylece, asidin pulpaya herhangi bir hassasiyet veya zarardan direkt olarak sorumlu tutulmaması gerekir (78, 102).

Dişi gereğinden fazla demineralize ettikleri ve iyon değişim işleminin etkinliğini azaltabileceği düşünülen fosforik asit gibi güçlü asitler, cam iyonomer restorasyonlar ile birlikte yaygın olarak kullanılmazlar. Bazı çalışmalar bu demineralizasyonun çok yüzeysel

kaldığını belirtirken (59, 60, 102), konvansiyonel ve RMCİS'lerin yerleştirilmesi öncesi dentinin fosforik asit ile pürüzlendirildiği çalışmalarda, çekme ve gerilme kuvvetlerinde artış saptanmıştır (107, 122).

Kavite yüzeyine fosforik asit uygulaması, smear tabakası ve tıkaçlarını tamamen uzaklaştırmasının yanında, intertübüler ve peritübüler dentinin belli bir seviyeye kadar demineralizasyonuna neden olabilmektedir. Bu bulgular, bizim kullandığımız konsantrasyon ve süreye (% 37'lik fosforik asit, 10 saniye) benzer metodlar kullanan SEM çalışmalarının çoğunda rapor edilmiştir (7, 46, 97, 102). Spencer ve ark. (123), %35'lik fosforik asidi 15 saniye süresince uyguladıkları dentinde, smear tabakasının tam olarak uzaklaştırılamadığını rapor ederken Eliades ve ark. (34), çalışmalarında kullandıkları tüm dentin düzenleyicilerin smear tabakasını uzaklaştırdığını belirtmişlerdir. % 37'lik fosforik asidin 10 saniye uygulanması, mine ve dentin için tavsiye edilen en uygun pürüzlendirme süresidir. Fosforik asit ile dentinde meydana gelen demineralizasyonun derecesi, asidin konsantrasyonuna, uygulama zamanına ve dentinin tamponlama kapasitesine bağlıdır (102). Yüzeysel dentinde meydana gelen demineralizasyon derinliği bir tartışma konusudur. Spencer ve ark. (123), bu demineralizasyonun 10 µm derinliğe kadar ulaştığını rapor etmişlerdir. Bu sonuç Perdiago ve ark. (102) dentine uyguladıkları çeşitli konsantrasyondaki (% 10–37) fosforik asitlerin oluşturduğu demineralizasyon derinliğinin yaklaşık iki katıdır. Benzer konsantrasyonlarda ve sürede Al-Helal ve ark. (60), bu demineralizasyonun 2 µm'dan az olduğunu rapor etmişlerdir.

SEM incelemesinde, fosforik asit sonrası CİS uygulanan dentinde, smear tabakasının uzaklaştırıldığı, tübüllerin tamamen açık olduğu gözlenmiştir. Peritübüler ve intertübüler dentinde demineralizasyon meydana geldiği görülmüştür. Mikrosertlik bulguları ise, CİS'e komşu dentinde, kompozit uygulanan kontrol grubuna göre hem birinci hem de üçüncü ayda istatistiksel olarak anlamlı bir artış olduğunu göstermiştir ($p<0,01$; $p<0,05$). Üçüncü ayda, CİS'e komşu dentinde, yalnızca fosforik asit uygulanan grupta meydana gelen bu anlamlı artış, demineralize dentinde remineralizasyonun daha fazla olabileceğini göstermiştir (130, 131, 133, 134). Dentine CİS yerleştirilmesi öncesinde

poliakrilik asitten daha kuvvetli bir asit olan fosforik asit uygulamasının, dentine iyon geçişi ile meydana gelen remineralizasyonu arttırıcı etkisinden dolayı avantajlı olduğu sonucuna varılmıştır. Klinik şartlarda, cam iyonomer kaide yerleştirilmesi öncesi dentine fosforik asit uygulanması ile kompozit rezin için de gerekli olan pürüzlendirme sağlanabileceğinden, uygulama aşamalarındaki bir adım böylelikle aşılmış olacaktır. Bu durum klinik uygulama süresi açısından bir avantaj olarak değerlendirilebilir.

Bu in vitro çalışmamız, dentin üzerine yerleştirilen CİS'in, dentin inorganik dokusu ile iyon alışverişi yapabildiği ve remineralizasyonu sağladığını göstermiştir. Her ne kadar SEM görüntüleri CİS öncesi dentine asit uygulamasını destelemekteyse de, sertlik sonuçları de-remineralizasyon açısından bir fark olmadığını göstermiştir. Bununla birlikte, in vivo şartlarda, dentin kanallarında bulunan sıvı ve ağız-içi ortamın beraberinde getireceği farklılıklar nedeniyle yapılacak değerlendirmelerde daha değişik sonuçlar elde edilebilir. Bu çalışmanın in vivo şartlarda yapılması bu bulguların daha sağlıklı değerlendirilmesini sağlayacaktır. Bu nedenle, etik olarak zorlukla karşılanabilecek olsa da, sonraki çalışmalarda bu bulgularımızın in vivo olarak tekrarlanmasını düşünmekteyiz.

7.3. Sonuçlar

- Bir ve üç ay bekletilen örneklerde, dentin dokusuna fosforik asit sonrası bonding ve kompozit uygulanması, kompozit restorasyona komşu dentinin sertliğini azaltmıştır ($p<0.05$).

- Üç ay bekletilen örneklerde, dentin dokusuna asit uygulanması sonrası bonding ve kompozit uygulanması, kompozite komşu dentin ve kompozite 300 μm mesafeye kadar demineralizasyon meydana getirmiştir ($p<0,05$).

- Bir ay sonunda, dentine poliakrilik asit, ortofosforik asit uygulanması ve dentin üzerine doğrudan cam iyonomer simanın yerleştirilmesi, materyale komşu dentinin sertliğini arttırmıştır ($p<0,05$).

- Üç ay sonunda, dentine poliakrilik asit, ortofosforik asit uygulanması ve dentin üzerine direkt olarak cam iyonomer simanın yerleştirilmesi, materyale komşu dentinin sertliğini arttırken, sadece ortofosforik asitleme sonrası cam iyonomer simanın uygulandığı grupta anlamlı bir sertlik artışı saptanmıştır ($p<0,05$).

- Üç ay sonunda, cam iyonomer simana 300μm mesafede, kontrol grubuna göre diğer üç grupta sertlik artışı meydana gelirken, sadece cam iyonomer simanın dentine doğrudan uygulandığı grupta anlamlı bir artış saptanmıştır ($p<0,05$).

- Dentin dokusuna, CİS uygulanması öncesinde düzenleyici veya asit uygulanması remineralizasyon miktarını değiştirmemektedir. Tüm uygulamalarda CİS'a komşu dentin dokusunda remineralizasyon gözlenmiştir.

- SEM incelemelerinde, cam iyonomer siman ile dentin arasındaki ara yüzeyde smear tabakasını uzaklaştırmada poliakrilik ve ortofosforik asit uygulamalarında başarı sağlanırken, dentine hiçbir düzenleyici ajan uygulanmadan cam iyonomer siman yerleştirildiğinde ara yüzeydeki smear tabakası uzaklaştırılamamıştır.

8. KAYNAKLAR

1. Akinmade A.: Adhesion of glass-polyalkenoate cement to collagen. J Dent Res, 73 (abstract#633), 1994.

2. Almqvist H., Lagerlöf F.: Influence of constant fluoride levels in solution on root hard tissue de- and remineralization measured by I^{125} adsorptiometry. Caries Res, 27: 100-105, 1993.

3. Araujo F.B., Garcia-Godoy F., Cury J.A., Conceicao E.N.: Fluoride release from fluoride-containing materials. Oper Dent, Sep-Oct;21(5):185-90,1996.

4. Arends J., Ruben J.L., Christoffersen J., Jongebloed W.L., Zuidgeest T.G.: Remineralization of human dentine in vitro. Caries Res, 24(6):432-5, 1990.

5. Arends J., Ruben J.: Fluoride release from a composite resin. Quintessence Int, 19:513-4, 1988.

6. Arends J., ten Bocsh.: Demineralization and remineralization evaluation techniques. J Dent Res, 71 (SpecIss): 924-928, 1992.

7. Ayad M.F.: Effects of rotary instrumentation and different etchants on removal of smear layer on human dentin. J Prosthet Dent, Jan;85(1):67-72, 2001.

8. Bai L.: Microhardness of normal and rachitic teeth (MSc tesis) Toronto, ON, Canada: University of Toronto, 1994.

9. Barakat M.M., Powers J.M., Yamagachi R.: Parameters that affect in vitro bonding of glass-ionomer liners to dentin. J Dent Res, 67:1161-1163, 1988.

10. Beech D.R., Solomon A., Bernier R.: Bond strength of polycarboxylic acid cements to treated dentine. Dent Mater, Aug;1(4):154-7, 1985.

11. Bell A., Creanor S.L., Foye R.H., Saunders W.P.: The effect of saliva on fluoride release by a glass-ionomer filling material. J Oral Rehabil, May;26(5):407-12, 1999.

12. Bertolotti R.L.: Conditioning of the dentin substrate. Oper Dent, Suppl 5:131-6, 1992.

13. Berry E.A., von der Lehr W.N., Herrin H.K. Dentin surface treatments for the removal of the smear layer: an SEM study. J Am Dent Assoc, Jul;115(1):65-7, 1987.

14. Bitter N.C.: Tannic acid for smear layer removal: pilot study with scanning electron microscope. J Prosthet Dent, Apr;61(4):503-7, 1989.

15. Bradford E.A.: The dentin, a barier to caries. Br Dent J, 109:387, 1960.

16. Brannstrom M., Johnson G.: Effects of various conditioners and cleaning agents on prepared dentin surfaces: a scanning electron microscopic investigation. J Prosthet Dent, 31:422, 1974.

17. Brannstrom M.: Smear layer: pathological and treatment considerations. Oper Dent Suppl, 3:35-42, 1984.

18. Breschi L., Gobbi P., Falconi M., Ruggeri A. Jr, Mazzotti G., Di Lenarda R., Prati C.: Effect of dentinal pretreatments on coronal dentin primary carious lesions: a field emission SEM study. Clin Oral Investig, Sep;7(3):140-7. Epub 2003 Aug 21, 2003.

19. Caldwell R.C., Muntz M.L., Gilmore R.W., Pigman W.: Microhardness studies of intact surface enamel. J Dent Res, Oct;36(5):732-8, 1957.

20. Charlton D.G., Haveman C.W.: Dentin surface treatment and bond strength of glass ionomers. Am J Dent, Feb;7(1):47-9, 1994.

21. Craig R.G., Peyton F.A.: The micro-hardness of enamel and dentin. J Dent Res, Aug;37(4):661-8, 1958.

22. Craig R.G., Gehring P.E, Peyton F.A.: Relation of structure to the microhardness of human dentin. J Dent Res, May-Jun;38(3):624-30, 1959.

23. Creanor S.L., Awawdeh L.A., Saunders W.P., Foye R.H., Gilmour W.H.: The effect of a resin-modified glass ionomer restorative material on artificially demineralised dentine caries in vitro. J Dent, Jul-Aug;26 (5-6):527-31, 1998.

24. Davidson C.L., Hoekstra J.S., Arends J.: Microhardness of sound, decalcified and etched tooth enamel related to the calcium content. Caries Res,;8(2):135-44, 1974.

25. Davidson C.L., Mjor I.A.: Advances in Glass-ionomer Cements. İllinois: Quintessence Publishing Co,Inc., 1999.

26. Diaz-Arnold A.M., Holmes D.C., Wistrom D.W., Swift E.J.Jr.: Short-term fluoride release/uptake of glass ionomer restoratives. Dent Mater, Mar;11(2):96-101, 1995.

27. Dippel H.W., Borggreven J.M., Hoppenbrouwers P.M.: Morphology and permeability of the dentinal smear layer. J Prosthet Dent, Nov;52(5):657-62, 1984.

28. Douglas W.H.: Clinical status of dentine bonding agents. J Dent, Oct;17(5):209-15. Review, 1989.

29. Dunne S.M., Goolnik J.S., Millar B.J., Seddon R.P.: Caries inhibition by a resin-modified and a conventional glass ionomer cement, in vitro. J Dent, Jan-Mar;24(1-2):91-4, 1996.

30. Duke E.S., Phillips R.W., Blumershine R.: Effects of various agents in cleaning cut dentine. J Oral Rehabil, Jul;12(4):295-302, 1985.

31. Eick J.D., Wilko R.A., Anderson C.H., Sorensen S.E.: Scanning elektron microscopy of cut tooth surface and identification of debris by sue of the electron microprobe. J Dent Res, 49:1359-1368, 1970.

32. Eick J.D., Gwinnett A.J., Pashley D.H., Robinson S.J.: Current concepts on adhesion to dentin. Crit Rev Oral Biol Med, 8(3):306-35. Review, 1997.

33. Eliades G., Palaghias G., Vougiouklakis G.: Surface reactions of adhesives on dentin.
Dent Mater, Jul;6(3):208-16, 1990.

34. Eliades G., Palaghias G., Vougiouklakis G.: Effect of acidic conditioners on dentin morphology, molecular composition and collagen conformation in situ. Dent Mater, Jan;13(1):24-33, 1997.

35. Erickson R.L., Glasspool E.A., Pashley D.H.: Dentin permeability changes from acidic dentin conditioners. J Dent Res, 70(abstract # 903): 378, 1991.

36. Exterkate RA, Damen J.J., ten Cate J.M.: Effect of fluoride-releasing filling materials on underlying dentinal lesions in vitro. Caries Res, Nov-Dec;39(6):509-13, 2005.

37. Feagin F., Koulourides T., Pigman W.: The characterization of enamel surface demineralization, remineralization, and associated hardness changes in human and bovine material. Arch Oral Biol, Dec;14(12):1407-17, 1969.

38. Featherstone J.D., ten Cate J.M., Shariati M., Arends J.: Comparison of artificial caries-like lesions by quantitative microradiography and microhardness profiles. Caries Res,;17(5):385-91, 1983.

39. Featherstone J.D.B.: Fluoride, remineralization and root caries. Am.J. Dent., 7:271-274, 1994.

40. Figures K.H., Ellis B., Lamb D.J.: Fluoride penetration into dentine abutments in vitro. Caries Res, 24(5):301-5, 1990.

41. Fogel H.M., Marshall F.J., Pashley D.H.: Effects of distance from the pulp and thickness on the hydraulic conductance of human radicular dentin. J Dent Res, 67:1381-1385, 1988.

42. Forsten L.: Short- and long-term fluoride release from glass ionomers and other fluoride-containing filling materials in vitro. Scand J Dent Res, Apr;98(2):179-85, 1990.

43. Forsten L.: Short- and long-term fluoride release from glass ionomer based liners. Scand J Dent Res, Aug;99(4):340-2, 1991.

44. Forsten L.: Resin-modified glass ionomer cements: fluoride release and uptake. Acta Odontol Scand, Aug;53(4):222-5, 1995.

45. Forsten L.: Fluoride release and uptake by glass-ionomers and related materials and its clinical effect. Biomaterials, Mar;19(6):503-8. Review, 1998.

46. Franchi M., Breschi L.: Effects of acid-etching solutions on human enamel and dentin. Quintessence Int, Jun;26(6):431-5, 1995.

47. Fusayama T.: Two layer of carious dentin:diagnosis and treatment. Oper Dent, 4:63-70, 1979.

48. Fusayama T., Okuse K., Hosoda H.:Relationship between hardness, discoloration, and microbial invasion in carious dentin. J Dent Res, Jul-Aug;45(4):1033-46, 1966.

49. Fusayama T.: Intratubular crystal deposition and remineralization of carious dentin. J Biol Buccale, 19: 255–262, 1991.

50. Fusayama T.: A simple pain-free adhesiv restorative system by minimal reduction and total etching. İshiyaku EuroAmerica, Inc. Tokyo, 1993.

51. Garberoglio R., Brannstrom M.: Scanning electron microscopic investigation of human dentinal tubules. Arch Oral Biol, 21:335-362, 1976.

52. Garcia-Godoy F.: Dentin surface treatment and shear bond strength of a light-cured glass ionomer. Am J Dent., Oct;5(5):283-5, 1992.

53. Geiger S.B., Weiner S.: Fluoridated carbonatoapatite in the intermediate layer between glass ionomer and dentin. Dent Mater, Jan;9(1):33-6, 1993.

54. Gladys S., Van Meerbeek B., Braem M., Lambrechts P., Vanherle G.: Comparative physico-mechanical characterization of new hybrid restorative materials with conventional glass-ionomer and resin composite restorative materials. J Dent Res, Apr;76(4):883-94, 1997.

55. Gwinnett A.J.: Smear layer: morphology considerations. Oper Dent, (Suppl3):3-12, 1984.

56. Gwinnet A.J.: Quantitative contribution of resin infiltration/hybridization to dentin bonding. Am J Dent, 6:7, 1993.

57. Hara A.T., Magalhaes C.S., Serra M.C., Rodrigues A.L.Jr.: Cariostatic effect of fluoride-containing restorative systems associated with dentifrices on root dentin. J Dent, Jul-Aug;30(5-6):205-12, 2002.

58. Hedgahl T., Hagebo T.: The load dependence in micro indentation hardness testing of enamel and dentin. Scand J Dent Res,;80(5):449-52, 1972.

59. Helal A.: Cavity surface interaction with rezin-modified glass ionomer: surface morphology, interface adaptation, tooth demineralization and fluoride uptake. University of Iowa, 2002.

60. Helal A., Armstrong S.R., Xie X.J., Wefel J.S.: Effect of smear layer on root demineralization adjacent to resin-modified glass ionomer. J Dent Res, 82(2):146-150, 2003.

61. Heliman J.R., Jordan T.H., Warwick R., Wefel J.S.: Remineralization of root surface demineralized in solutions of different fluoride levels. Caries Res, 31:423-8, 1997.

62. Herkströter F.M., Witjer M., Ruben J., Arends J.: Time dependency of microhardness indentations in human and bovine dentine compared with human enamel. Caries Res, 23: 342-344, 1989.

63. Hewlett E.R., Caputo A.A., Wrobel D.C.: Glass ionomer bond strength and treatment of dentin with polyacrylic acid. J Prosthet Dent, Dec;66(6):767-72, 1991.

64. Hinoura K., Moore B.K., Phillips R.W.: Influence of dentin surface treatments on the bond strengths of dentin-lining cements. Oper Dent, Autumn;11(4):147-54, 1986.

65. Hodge H.C., Mckay H.: The microhardness of teeth. JADA, 20;227, 1933.

66. Hodge H.C.: Hardness tests on teeth. J Dent Res, 15; 271, 1936.

67. Hosoya Y., Marshall S.J., Watanabe L.G., Marshall G.W.: Microhardness of carious deciduous dentin. Oper Dent, Mar-Apr;25(2):81-9, 2000.

68. Hotta M., Li Y., Sekine I.: Mineralization in bovine dentin adjacent to glass-ionomer restorations. J Dent, Mar;29(3):211-5, 2001.

69. Hughes N.P., Littlewood D., Macpherson J.V., Beestron M.A., Unwin P.R.: Direct measurement of fluid flow rate in dentinal tubules using scanning electro-chemical microscopy. In: Dentin/pulp complex. Shimono M., Maeda T., Suda H., Takahashi K., editors. Tokyo: Quintessence Publishing Co. Ltd., pp. 333-335, 1996.

70. Iijima Y., Ruben J.L., Zuidgeest T.G., Arends J.: Fluoride and mineral content in hyper-remineralized coronal bovine dentine in vitro after an acid challenge. Caries Res, 27(2): 106-10, 1993.

71. Inagaki A., Chigira H., Itoh K., Wakumoto S.: Effects of self-etching primers on dentin. Dent Mater, Nov;5(6):403-7, 1989.

72. Itota T., Okamoto M., Sato K., Nakabo S., Nagamine M., Torii Y., Inoue K.: Release and recharge of fluoride by restorative materials. Dent Mater J, Dec;18(4):347-53, 1999.

73. Joynt R.B., Davis E.L., Wieczkowski G. Jr., Pierce L.: Effect of dentinal pretreatment on bond strength between glass-ionomer cement and dentin. Oper Dent, Sep-Oct;15(5):173-7, 1990.

74. Kinney J.H., Balooch M., Marshall S.J., Marshall G.W. Jr., Weihs T.P.: Hardness and Young's modulus of human peritubular and intertubular dentine. Arch Oral Biol, Jan;41(1):9-13, 1996.

75. Kodaka T., Debari K., Yamada M., Kuroiwa M.: Correlation between microhardness and mineral content in sound human enamel (short communication).Caries Res, 26(2):139-41, 1992.

76. Lin A., McIntyre N.S., Davidson R.D.: Studies on the adhesion of glass-ionomer cements to dentin. J Dent Res, Nov;71(11):1836-41, 1992.

77. Marshall G.W.: Dentin: microstructure and characterization. Quintessence Int, 24:606-617, 1993.

78. Marshall G.W., Marshall S.J., Kinney J.H., Balooch M.: The dentin substrate: structure and properties related to bonding. J Dent, 25(6): 441-458, 1997.

79. Massara M.L., Alves J.B., Brandao P.R.: Atraumatic restorative treatment: clinical, ultrastructural and chemical analysis. Caries Res, Nov-Dec;36(6):430-6, 2002.

80. Meredith N., Sherriff M., Setchell D.J., Swanson S.A.: Measurement of the microhardness and Young's modulus of human enamel and dentine using an indentation technique. Arch Oral Biol, Jun;41(6):539-45, 1996.

81. Meryon S.D., Tobias R.S., Jakeman K.J.: Smear removal agents: a quantitative study in vivo and in vitro.J Prosthet Dent, Feb;57(2):174-9, 1987.

82. Michelich V., Pashley D.H., Whitford G.M.: Dentin permeability: a comparison of functional versus anatomical tubular radii. J Dent Res, Nov-Dec;57(11-12):1019-24, 1978.

83. Mount G.J.: Adhesion of glass-ionomer cement in the clinical environment. Oper Dent, Jul-Aug;16(4):141-8, 1991.

84. Mount G.J.: Glass ionomer cements and future research. Am J Dent, Oct;7(5):286-92. Review, 1994.

85. Mukai M., Ikeda M., Yanagihara T., Hara G., Kato K., Nakagaki H., Robinson C.: Fluoride uptake in human dentine from glass-ionomer cement in vivo. Arch Oral Biol, Dec;38(12):1093-8, 1993.

86. Nakanuma K., Hayakawa T., Tomita T., Yamazaki M.: Effect of the application of dentin primers and a dentin bonding agent on the adhesion between the resin-modified glass-ionomer cement and dentin. Dent Mater, Jul;14(4):281-6, 1998.

87. Newbrun E., Pigman W.: The hardness of enamel and dentin. Austra Dent J, 2; 17-23, 1960.

88. Ngo H., Mount G.J., Peters M.C.: A study of glass-ionomer cement and its interface with enamel and dentin using a low-temperature, high-resolution scanning electron microscopic technique. Quintessence Int, Jan;28(1):63-9, 1997.

89. Ogawa K., Yamashita Y., Ichijo T., Fausayama T.: The ultrastructure and hardness of the transparent layer of human carious dentin. J Dent Res, 62:7-10, 1983.

90. Panighi M., G'Sell C.: Influence of calcium concentration on the dentin wettability by an adhesive. Master SET, 1992.

91. Pashley D.H., Michelich V., Kehl T.: Dentin permeability:effects of smear layer removal. J Prosthet Dent, 46:531-537, 1981.

92. Pashley D.H.: Smear layer: physiological considerations. Oper Dent, (Suppl):3:13-29, 1984.

93. Pashley D., Okabe A., Parham P.: The relationship between dentin microhardness and tubule density. Endo Dent Traumatol, Oct;1(5):176-9, 1985.

94. Pashley D.H., Depew D.D.: Effects of the smear layer, Copalite, and oxalate on microleakage. Oper Dent, Summer;11(3):95-102, 1986.

95. Pashley D.H., Andringa H.J., Derkson G.D., Derkson M.E., Kalathoor S.: Regional variability in dentine permeability. Arch Oral Biol, 32:519-523, 1987.

96. Pashley D.H.: Dentin: a dynamic substrate in dentistry. Scan Micro Int, 3(1):161-176, 1989.

97. Pashley E.L., Talman R., Horner J.A., Pashley D.H.: Permeability of normal versus carious dentin. Endod Dent Traumatol, Oct;7(5):207-11, 1991.

98. Pashley D.H.: Smear layer: overview of structure and function. Proc Fin Dent Soc, 88 (Suppl I): 215-224, 1992a.

99. Pashley D.H.: The effects of acid etching on the pulpodentin complex. Oper Dent, Nov-Dec;17(6):229-42, 1992b.

100. Pashley D.H., Ciucchi B., Sano H., Horner J.A.: Permeability of dentin to adhesive agents. Quintessence Int, Sep;24(9):618-31, 1993.

101. Pashley D.H., Carvalho R.M.: Dentine permeability and dentine adhesion. J Dent, Sep;25(5):355-72, 1997.

102. Perdigao J., Lambrechts P., van Meerbeek B., Tome A.R., Vanherle G., Lopes A.B.: Morphological field emission-SEM study of the effect of six phosphoric acid etching agents on human dentin. Dent Mater, Jul;12(4):262-71, 1996.

103. Pereira P.N., Inokoshi S., Tamada T., Tagami J.: Microhardness of in vitro caries inhibition zone adjacent to conventional and rezin modified glass ionomer cements. Dent Mater, 14:179-185, 1998.

104. Peutzfeldt A., Asmussen E.: Effect of polyacrylic acid treatment of dentin on adhesion of glass ionomer cement. Acta Odontol Scand, Oct;48(5):337-41, 1990.

105. Phankosol P., Ettinger R.L., Hicks M.J., Wefel J.S.: Histopathology of the initial lesion of the root surface: an in vitro study. J Dent Res, 64:804-809, 1985.

106. Powis D.R., Folleras T., Merson S.A., Wilson A.D.: Improved adhesion of a glass ionomer cement to dentin and enamel. J Dent Res, Dec;61(12):1416-22, 1982.

107. Prati C., Pashley D.H.: Dentin wetness, permeability and thickness and bond strength of adhesiv systems. Am J Dent, 5: 33-38, 1992.

108. Prati C.: What is the clinical relevance of in vitro dentin permeability test? J Dent, 22: 83-88, 1994.

109. Rautiola C.A., Craig R.G.: The microhardness of cementum and underlying dentin of normal teeth and teeth exposed to periodontal disease. J Periodont, 32;113-123, 1996.

110. Retief D.H., Mandras R.S., Russell C.M., Denys F.R.: Phosphoric acid as a dentin etchant. Am J Dent, Feb;5(1):24-8, 1992.

111. Rosales JI, Marshall GW, Marshall SJ, Watanabe LG, Toledano M, Cabrerizo MA, Osorio R.: Acid-etching and hydration influence on dentin roughness and wettability. J Dent Res., Sep;78(9):1554-9, 1999.

112. Ruse N.D., Smith D.C.: Adhesion to bovine dentin--surface characterization. J Dent Res, Jun;70(6):1002-8, 1991.

113. Ryge G., Foley D.E., Fairhurst C.W.: Micro-indention hardness. J Dent Res, 40(6):1116-1126, 1961.

114. Saito T., Toyooka H., Ito S., Crenshaw M.A.: In vitro study of remineralization of dentin: effects of ions on mineral induction by decalcified dentin matrix. Caries Res, Nov-Dec;37(6):445-9, 2003.

115. Saud El Helal A.: Cavity Surface Interaction with Resin-modified Glass Ionomer: Surface Morphology, Interface Adaptation, Tooth Demineralizastion and Fluoride

Uptake. Yüksek Lisans Tezi, Graduate College of The University of Iowa, Amerika, (Danışman: Prof.Dr. James S. Wefel, 2002.

116. Schulein T.M.: The smear layer on dentin, a status report fort he American journal of dentistry. Am J Dent, 1:264-270, 1988.

117. Seaman F., Shannon I.L.: Fluoride treatment and microhardness of dentin. J Prosthet Dent, May;41(5):528-30, 1979.

118. Sekimoto T., Derkson G.D., Richardson A.S.: Effect of cutting instruments on permeability and morphology of the dentin surface. Oper Dent, 24:130-136, 1999.

119. Sennou H.E., Lebugle A.A., Gregoire G.L.: X-ray photoelectron spectroscopy study of the dentin-glass ionomer cement interface. Dent Mater, Jul;15(4):229-37, 1999.

120. Shimuzu C., Yamashita Y., Ichijo T., Fausayama T.: Carious changes of dentin observed on longspan ultra-thin sections. J Dental Res, 60:1826-1831, 1981.

121. Sidhu S.K., Watson T.F.: Resin-modified glass ionomer materials, A status report fort the American Journal of Dentistry. Am J Dent, 8: 59-67, 1995.

122. Smith D.C.: Polyacrylic acid-based cements: adhesion to enamel and dentin. Oper Dent, Suppl 5:177-83, 1992.

123. Spencer P., Wang Y., Walker M.P., Swafford J.R.: Molecular structure of acid-etched dentin smear layers--in situ study. J Dent Res, Sep;80(9):1802-7, 2001.

124. Swift E.J. Jr., Triolo P.T. Jr. : Bond strengths of Scotchbond Multi-Purpose to moist dentin and enamel. Am. J. Dent., Dec;5(6):318-20,1992.

125. Takahashi H., Okamoto Y., Fujinaka S., Shintani H.: A pilot study of exposure of the smear layer to tannic acid solutions. J Prosthet Dent, Sep;70(3):261-3, 1993.

126. Tam L.E., Chan G.P., Yim D.: In vitro caries inhibition effects by conventional and resin-modified glass-ionomer restorations. Oper Dent, Jan-Feb;22(1):4-14, 1997.

127. Tanumiharja M., Burrow M.F., Tyas M.J.: Microtensile bond strengths of glass ionomer (polyalkenoate) cements to dentine using four conditioners. Journal of Dentistry, 28; 361–366, 2000.

128. Tanumiharja M., Burrow M.F., Cimmino A., Tyas M.J.: The evaluation of four conditioners for glass ionomer cements using field-emission scanning electron microscopy. J Dent, Feb;29(2):131-8, 2001.

129. Tao L., Pashely D.H., Boyd L.: Effect of different types of smear layers on dentin and enamel shear bond strengths. Dent Mater, Aug;4(4):208-16, 1988.

130. Tatsumi T., Inokoshi S., Yamada T., Hosoda H.: Remineralization of etched dentin. J Prosthet Dent; 67: 617–620, 1992.

131. ten Cate J.M., van Duinen R.N.: Hypermineralization of dentinal lesions adjacent to glass-ionomer cement restorations. J Dent Res, Jun;74(6):1266-71, 1995.

132. ten Cate A.R.: Oral histology: development, structure and function. 5th edition. St.Louis:Mosby, 1998.

133. ten Cate J.M., Exterkate R.A.M., Flissebaaljie T.D.: Remineralization of lesions extending into the dentin. Caries Res, 32: 282, 1998.

134. ten Cate J.M.: Remineralization of caries lesions extending into dentin. J Dent Res, 80: 1407–1411, 2001.

135. Totah V.P.: Increase in hardness of dentin on drying. JADA, 20; 227, 1933.

136. Tyas M.J.: The effect of dentine conditioning with polyacrylic acid on the clinical performance of glass ionomer cement--3-year results. Aust Dent J, Aug;39(4):220-1, 1994.

137. Van Dijken J.W.: Four-year evaluation of the effect of 10% polyacrylic acid or water rinsing pretreatment on retention of glass polyalkenoate cement. Eur J Oral Sci, Feb;104(1):64-6, 1996.

138. Van Meerbeek B., Willems G., Celis J.P., Roos J.R., Braem M., Lambrechts P., Vanherle G.: Assessment by nano-indentation of the hardness and elasticity of the resin-dentin bonding area. J Dent Res, Oct;72(10):1434-42, 1993.

139. Van Rensburg B.G.J.: Oral Biology. Chicago. Quintessence Publishing Co,Inc, pp239-s378, 1995.

140. Verbeeck R.M., De Maeyer E.A., Marks L.A., De Moor R.J., De Witte A.M., Trimpeneers L.M.: Fluoride release process of (resin-modified) glass-ionomer cements versus (polyacid-modified) composite resins. Biomaterials, Mar;19(6):509-19, 1998.

141. Vieira A., Hancock R., Dumitriu M., Schwartz M.: How Does Fluoride Affect Dentin Microhardness and Mineralization? J Dent Res, Oct; 84, 10; Career and Technical Education pg. 951, 2005.

142. Wang J.D., Hume W.R.: Diffusion of hydrogen ion and hydroxyl ion from various sources through dentine. Int Endod J, Jan;21(1):17-26, 1988.

143. Watson T.F., Billington R.W., Williams J.A.: The interfacial region of the tooth/glass ionomer restoration: a confocal optical microscope study. Am J Dent, Dec;4(6):303-10, 1991.

144. Wefel J.S., Jensen M.E.: An intra-oral single-section demineralization/ remineralization model. J Dent Res, Apr;71 Spec No:860-3, 1992.

145. White D.J.: Reactivity of fluoride dentifrices with artificial caries. I. Effects on early lesions: F uptake, surface hardening and remineralization. Caries Res, 21(2):126-40, 1987.

146. White D.J., Faller R.V., Bowman W.D.: Demineralization and remineralization evaluation techniques. Added consideration. J Dent Res, 71(SpecIss): 929-933, 1992.

147. White K.C., Cox C.F., Kanka J., Dixon D.L., Farmer J.B., Snuggs H.M.: Pulpal response to adhesive resin systems applied to acid-etched vital dentin: damp versus dry primer application. Quintessence Int, Apr;25(4):259-68, 1994.

148. Wiegand A., Buchalla W., Attin T.: Review on fluoride-releasing restorative materials--fluoride release and uptake characteristics, antibacterial activity and influence on caries formation. Dent Mater, Mar;23(3):343-62. Epub 2006 Apr 17, 2007.

149. Wilson A.D., Kent B.E.: A new translucent cement for dentistry. The glass ionomer cement. Br Dent J, Feb 15;132(4):133-5, 1972.

150. Wilson A.D., McClean J.W.: Glass ionomer cement. London: Quintessence Publishing Co. Inc, pp21, 1988.

151. Wright H.N., Fenske E.L.: Factors involved in hardness of tooth structure. J Dent Res, 7:297, 1938.

152. Yamamoto H., Iwami Y., Unezaki T., Tomii Y., Tuchitani Y.: Fluoride uptake around cavity walls; two-dimensional mapping by electron probe microanalysis. Oper Dent, Mar-Apr;25(2):104-12, 2000.

153. Yoshiyama M., Tay F.R., Doi J., Nishitani Y., Yamada T., Itou K., Carvalho R.M., Nakajima M., Pashley D.H.: Bonding of self-etch and total-etch adhesives to carious dentin. J Dent Res, Aug;81(8):556-60, 2002.

154. Yip H.K., Tay F.R., Ngo H.C., Smales R.J., Pashley D.H.: Bonding of contemporary glass ionomer cements to dentin. Dent Mater, Sep;17(5):456-70, 2001.

155. Zaura-Arite E., Exterkate R.A., ten Cate J.M. : Effect of high fluoride concentration on bovine dentin demineralization in narrow grooves in vitro. Eur J Oral Sci. Dec;107(6):455-60, 1999.

9. ÖZGEÇMİŞ

1975'te İstanbul'da doğdum. Levent İlkokulunda öğrenim hayatıma başladım. 1985–1992 yılları arasında ortaokul ve lise eğitimime Özel Dost Koleji'nde devam ettim.

1992 yılında başladığım Marmara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi'nden 1999 yılında mezun oldum. 2000 yılında Marmara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Pedodonti Anabilim Dalı'nda Doktora eğitimime başladım. Halen aynı bölümde doktora öğrencisi olarak bulunmaktayım. 2002 yılından beri evliyim.

Sağlık Bilimleri Enstitüsü Müdürlüğü'ne;

Marmara Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü **Pedodonti Anabilim Dalı** çerçevesinde yürütülmüş olan bu çalışma, aşağıdaki jüri tarafından **Doktora tezi** olarak kabul edilmiştir.

Tez Savunma Tarihi : 12 / 06 / 2007

		İMZA
Tez Danışmanı Üniversitesi	: Prof.Dr.Ali MENTEŞ : Marmara	.....
Üye Üniversitesi	: Prof.Dr.İlknur TANBOĞA : Marmara	.....
Üye Üniversitesi	: Prof.Dr.Zeynep AYTEPE : İstanbul	.....
Üye Üniversitesi	: Prof.Dr.Serap AKYÜZ : Marmara	.....
Üye Üniversitesi	: Prof.Dr.Lale DÜZDAR : Marmara	.....

ONAY

Yukarıdaki jüri kararı Enstitü Yönetim Kurulu'nun 21 / 06 / 2007 tarih ve 03 sayılı kararıyla onaylanmıştır.

Prof.Dr.Sevim ROLLAS
Müdür