

T.C.
EGE ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

115926

**FARKLI RESTORATİF MATERYALLERE KARŞI
MİNEDE VEYA RESTORATİF MATERYALLERDE
OLUŞAN AŞINMANIN DEĞERLENDİRİLMESİ**

T.C. YÜKSEKÖĞRETİM KURULU
DOKÜMANTASYON MERKEZİ

Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı Programı

Doktora Tezi

115926

Diş Hekimi

Y.Buğra İNAL

DANIŞMAN

Prof. Dr. Suna TOKSAVUL

İZMİR
2002

ÖNSÖZ

Doktora eğitimimin her aşamasında ve doktora tezi çalışmalarımın gerçekleştirilmesi sırasında, değerli düşünceleri ve bilimsel katkılarıyla bana yol gösteren, desteğini her zaman yanımda hissedebildiğim doktora danışmanım Prof. Dr. Sayın Suna Toksavul'a en samimi şükran ve teşekkürlerimi sunarım.

Tez çalışmalarım sırasında değerli birikimleri ile beni aydınlatan tez izleme komitesi üyelerim Prof. Dr. Gökhan Yılmaz'a ve Prof. Dr. Beyser Pişkin'e, Anabilim Dalındaki çalışmalarım ve eğitimimde katkıları olan tüm değerli hocalarıma, tezimin istatistiksel analizlerinin yapılmasında bana yardımcı olan E.Ü. Mühendislik Fakültesi Bilgisayar Mühendisliği Bölümü Anabilim Dalı Başkanı Prof. Dr. Şaban Eren'e ve Dr. Timur Köse'ye, araştırmamda kullandığım restoratif materyal örneklerimi hazırlayan Anıl Dent, Dentarium, Dental Labor ve Kurtulmuş Dental protez laboratuvarlarına ve tez çalışmamı tamamlayabilmemde emeği geçen herkese teşekkürlerimi sunmayı görev saymaktayım.

Sayelerinde geldiğim bu noktaya ulaşana kadar, hayatımın hiçbir döneminde benden desteğini esirgemeyen sevgili aileme sonsuz teşekkür eder, en içten şükranlarımı ve sevgilerimi sunarım.

Dt.Y.Buğra İnal

İÇİNDEKİLER

ÖNSÖZ

GİRİŞ VE AMAÇ.....1

1. GENEL BİLGİLER.....5

1.1. AŞINMANIN GENEL YAPISI

1.1.1. Temel Aşınma Mekanizmaları

1.1.1.1. Abrasiv Aşınma

1.1.1.2. Adesiv Aşınma

1.1.1.3. Yorgunluk Aşınması

1.1.1.4. Eroziv Aşınma

1.1.1.5. Darbe Aşınması

1.1.1.6. Korosiv Aşınma

1.2. DIŞ HEKİMLİĞİNDE AŞINMANIN DEĞERLENDİRİLMESİ

1.2.1. Diş Hekimliğinde Aşınma Tipleri

1.2.1.1. Atrisyon

1.2.1.2. Abrazyon

1.2.1.3. Erozyon

1.2.2. Diş Hekimliğindeki Aşınmanın Sınıflandırılması

1.2.3. Dental Dokulardaki Aşınmanın Derecelendirilmesi

1.2.4. Dental Dokulardaki Aşınmada Ayırıcı Tanı

1.3. KLİNİK AŞINMANIN ETYOLOJİSİ

1.4. AŞINMAYI ETKİLEYEN FİZİKSEL FAKTÖRLER

1.4.1. Sertlik

1.4.2. Kırılma Sertliği

1.4.3. Gerilme Dayanıklılığı

1.4.4. Yorgunluk

1.4.5. Reziliens Modülü

1.4.6. Bükülme Dayanıklılığı

1.5. DİŞ HEKİMLİĞİNDE KULLANILAN RESTORATİF MATERYALLER VE AŞINMA

1.5.1. SERAMİK

1.5.1.1. Seramiğin Yapısı

1.5.1.2. Seramiklerin Sınıflandırılması

1.5.1.3. Glazür

1.5.1.4. Seramiklerin Özellikleri

1.5.1.5. Tüm Seramik Kronlar

1.5.1.6. Seramiklerin Aşınma Ve Aşındırma Özellikleri

1.5.2. KOMPOZİT REZİNLER

1.5.2.1. Kompozitlerin Yapısı

1.5.2.2. Kompozitlerin Sınıflandırılması

1.5.2.3. Kompozitlerin Aşınma Ve Aşındırma Özellikleri

1.5.3. ALTIN ALAŞIMLARI

1.5.3.1. Altın Alaşımlarının Bileşimleri ve Özellikleri

1.5.3.2. Altın Alaşımlarının Sınıflandırılması

1.6. DİŞ HEKİMLİĞİNDE AŞINMAYI BELİRLEMEDE KULLANILAN YÖNTEMLER

1.6.1. Klinik Çalışmalar

1.6.2. Laboratuar Çalışmaları

2. GEREÇ VE YÖNTEM.....54**2.1. AŞINDIRMA CİHAZININ PROJELENDİRİLMESİ VE HAZIRLANMASI****2.2. TEST ÖRNEKLERİNİN HAZIRLANMASI****2.2.1. Mine Örneklerinin Hazırlanması****2.2.2. Restoratif Materyal Örneklerinin Hazırlanması****2.3. ÖRNEKLERİN AŞINDIRMA CİHAZINDA AŞINDIRILMASI****2.4. ÖRNEKLERDE MEYDANA GELEN AŞINMANIN ÖLÇÜMÜ****2.4.1. Mine Ve Restoratif Materyal Örneklerde Oluşan Ağırlık Kaybının Ölçülmesi Ve Hacim Kaybının Hesaplanması****2.4.2. Mine Örneklerin Profil Projeksiyon Ölçümleri****2.4.3. Restoratif Materyal Örneklerin Profilometrik Değerlendirilmesi****2.4.5. Mine Ve Restoratif Materyal Örneklerin Taramalı Elektron Mikroskopunda İncelenmesi****2.5. İSTATİSTİKSEL DEĞERLENDİRME****3. BULGULAR.....86****3.1. MİNE VE RESTORATİF MATERYAL ÖRNEKLERDE OLUŞAN HACİM KAYBINA AİT BULGULAR****3.2. MİNE ÖRNEKLERİN PROFİL PROJEKSİYONU BULGULARI****3.3. RESTORATİF MATERYAL ÖRNEKLERİN PROFİLOMETRİK TARAMA BULGULARI****3.4. MİNE VE RESTORATİF MATERYAL ÖRNEKLERDE OLUŞAN DİKEY BOYUT KAYIPLARINA AİT BULGULAR**

**3.5. MİNE VE RESTORATİF MATERYAL ÖRNEKLERDEKİ
AŞINMA SAHALARININ TARAMALI ELEKTRON
MİKROSKOBU FOTOĞRAFLARI**

4. TARTIŞMA.....	142
5. SONUÇ.....	159
6. ÖZET.....	163
7. SUMMARY.....	166
8. KAYNAKLAR.....	169
9. ÖZGEÇMİŞ.....	180
10. EKLER.....	181

GİRİŞ VE AMAÇ

Diş hekimliğinde diş ve dişeti hastalıkları konusunda yıllardır yapılan kapsamlı bilimsel çalışmalar, bu hastalıkların etiyolojisinin ve tedavisinin anlaşılmasına çok büyük katkı sağlamışlardır. Günümüzde tam dişsizliğin olduğu yaş ortalaması sınırının hızla yükselmesi, bunun en büyük kanıtıdır. Dişlerin ağızda kalma süresi uzadıkça, dişlerde ortaya çıkan aşınmalar gittikçe daha fazla önem kazanmaya başlamıştır. Toplumun yaş ortalamasının da artması sonucu, dişlerde meydana gelen aşınmanın kabul edilebilir sınırların üzerine çıkması, yaygın olarak karşılaşılan bir problem olmaya başlamıştır (1,2,3).

Diş dokusunun aşınması fizyolojik veya patolojik faktörlerle veya bunların her ikisinin de etkisiyle oluşabilir. Karşılıklı dişlerin kademeli olarak belli bir düzeyde aşınması kabul edilebilir, normal bir durumdur (4,5,6). Aşınmanın oranı, alınan gıdaların aşındırıcı özellikleri ve alışkanlıklar gibi, bazı bireysel faktörlere bağlı olarak değişkenlik gösterebilir. Bununla beraber, herhangi bir nedenden dolayı kaybedilen diş dokusunun restore edilmesinde kullanılan dental materyaller, yerini aldıkları mine dokusundan farklı aşınma özelliklerine sahip ise, dişlerin doğal aşınma süreci hızlanabilir (4,6,7).

Restoratif materyallerin minede meydana getirdiği aşınmanın miktarı, herhangi bir restoratif tedavide kullanılacak restorasyon materyalini belirlemede önemli bir unsur oluşturmaktadır. Klinik uygulama açısından ideal restorasyon materyalinin diş minesini üzerinde minimal

düzeyde aşınma oluşturması ve kendisinde meydana gelen aşınmanın minede oluşana çok yakın olması istenir (8,9,10,11). Restorasyon materyali ve minede oluşan aşınmanın ileri düzeyde olması, dişlerde fonksiyon ve estetik kaybının yanı sıra, çürük lezyonları, karşıt dişlerin aşırı uzaması, mesializasyon nedeniyle erken temaslar oluşması sonucunda meydana gelen travmatik okluzyon ve eğer aşınma anterior bölgede ise, fonksiyon kaybı gibi olumsuz sonuçlar ortaya çıkarır. Daha ileri düzeylerde ise okluzyonda oluşan dikey boyut kaybına bağlı stomatognatik sistem disfonksiyonlarına neden olabilmektedir (7,9,10,12).

Günümüzde amalgam ve konvansiyonel estetik restorasyon materyalleri karşısında alternatif materyallerin talebi, yeni jenerasyon kompozit ve seramiklerin geliştirilmesini sağlamıştır (8,13). Üreticiler bu materyallerin posterior okluzal alanlarda başarı ile kullanılabileceğini, amalgam ve konvansiyonel kompozit restorasyonların yerini tutabileceğini bildirmektedirler. Fakat, konvansiyonel kompozitlerin zayıf aşınma dirençleri, seramik ve diğer bazı kompozit materyallerin mine dokusunda oluşturdukları hızlı aşınma ile ilgili endişeler bulunmaktadır (13).

Fonksiyon ve estetik açıdan dental dokulara benzer özellikler gösteren materyallere sahip olmak her diş hekiminin isteğidir. Ancak fonksiyon açısından mine dokusuna benzer özelliklere sahip materyaller dental dokuları estetik yönden yeterince taklit edemediklerinden, estetik açıdan mineye çok benzeyen materyaller ise dental dokulara benzer şekilde fonksiyon göremediklerinden, bu arzunun gerçekleşmesi oldukça zordur. Literatürde farklı restoratif materyaller karşısında mine yüzeyinde meydana gelen aşınmanın belirlendiği çalışmalar incelendiğinde, bu durum açıkça görülebilmektedir (9).

Dental altın alaşımları en ideal restoratif materyal olarak düşünülmektedir. Gerçektende aşınma, dayanıklılık ve biyouyumluluk özellikleri açısından mineye en çok benzeyen materyal, dental altın

alaşımalarıdır (6,8,14,15,16,17,18). Buna rağmen estetik açıdan yetersiz oluşları, daha “doğal” görünen alternatiflerine oranla çoğu zaman tercih edilmelerini güçleştirmektedir.

Yıllardır altın alaşımalarının estetik alternatifi olarak, çeşitli formlarda seramikler kullanılmıştır (9,18). Metal bir altyapıya bağlanmış feldspatik seramik, bu tip restorasyonların en çok kullanılan formudur. Günümüzde farklı fiziksel içeriklere sahip preslenebilir, dökülebilir cam seramikler ve düşük ısı seramikleri de yaygın olarak kullanılmaktadır. Seramik restorasyon materyallerinin tümünün en büyük dezavantajı, doğal dişler üzerinde fazla aşınma oluşturmalarıdır (3,13,15,16,17,19). Seramikler iyi cilalanır veya glazürlenirler ise, aşındırıcılıkları belli oranda azalır, ancak yine de mine dokusuna göre daha aşındırıcı özelliklere sahiptirler (6,15).

Seramiğe alternatif olabilecek materyallerle ilgili araştırmalar, kompozitler üzerinde yoğunlaşmıştır. Yapılan çalışmalarda, konvansiyonel kompozit materyallerin mine veya diğer restoratif materyaller tarafından hızla aşındırıldığına dair sonuçlar elde edilmiştir (16). Bu durum, karşıt dişlerin neden olduğu aşınmaya karşı daha dirençli olan yeni posterior kompozit materyallerin geliştirilmesine yol açmıştır (20,21,22). Yine benzer nedenlerle laboratuvar ortamında hazırlanabilen ikinci jenerasyon indirek kompozitler veya “poly-glass” materyaller geliştirilmiştir (23,24).

Restoratif materyallerin dental dokularda oluşturduğu aşınmanın ve restoratif materyallerin aşınmaya dirençlerinin araştırılmasıyla ilgili literatürde pek çok çalışma yer almaktadır. Bu araştırmalarda elde edilen sonuçların, materyallerin klinik olarak diş minesi üzerinde oluşturacağı aşınmanın değerlendirilmesinde önemli bir rol oynayacağı düşünülmektedir.

Protetik restorasyonlarda kullanılan restoratif materyallerin de zaman içinde aşınacağı gerçeği, bu materyallerin aşınmaya karşı gösterdikleri

direncin ve karşıt doğal dişlerdeki abrazyv etkilerinin belirlenmesi ve aşınma sonucu oluşacak problemlere başlangıçta önlem alınması gereksinimi, söz konusudur.

Bu çalışmanın amacı;

1. Günümüzde yaygın olarak kullanılan preslenebilir iki ayrı tüm seramik materyalin, konvansiyonel bir metal destekli seramiğin, yeni bir posterior kompozit rezin materyalin, laboratuarda hazırlanan bir indirek kompozit rezin materyalin, ve tip IV altın alaşımının minede meydana getirdikleri aşınmanın belirlenmesi,
2. Mine karşısında, bu 6 ayrı restorasyon materyalinde meydana gelen aşınmaların belirlenmesi,
3. Aşındırma işlemi yapılan yüzeylede meydana gelen Şekil değişikliklerinin değerlendirilmesi, özellikle seramiğin doğal dişlerdeki abrazyv etkisinin boyutlarını belirleyebilmek ve elde edilen sonuçlar doğrultusunda protetik restorasyonlarda hangi materyallerin kullanılmasının daha sağlıklı sonuçlar doğurabileceği konusuna ışık tutmaktır.

1. GENEL BİLGİLER

1.1. AŞINMANIN GENEL YAPISI

Aşınma, iki veya daha fazla yüzeyin temas halindeyken birbirleri üzerinde hareket etmeleri sonucu meydana gelen doğal bir olaydır (7,25,26). Bu olay tek bir süreç değildir, temelinde yatan en az beş tane olayın sonucu olarak meydana gelmektedir. Dişlerde olduğu gibi, restorasyon materyallerinde de temas halinde hareket etmeleri sonucu aşınmanın meydana gelmesi kaçınılmazdır. Bu olay, mekanik, kimyasal, termal, ve elektriksel etkenlerin yanı sıra yüzeylerin yapısına, temasın süresine ve herhangi bir yağlayıcı ara tabaka olup olmadığına bağlı olarak değişkenlik gösterebilir (7,26).

1.1.1. TEMEL AŞINMA MEKANİZMALARİ

Aşınma, hareket eden yüzeylerin birbirlerine temas halindeyken kademe kademe madde kaybına neden olmaları olarak da tanımlanabilir. 1966'da ortaya atılan bir terim olan "*Triboloji*" (Yunanca'da *tribos*-sürtünme, *logos*-bilim), birbirini etkileyen yüzeylerin bağıl hareketlerini inceleyen bilim dalıdır veya basitçe "sürtünme bilimi" olarak adlandırılır (10). Maddelerdeki aşınma, her şeyi ile tam anlaşılammış, fakat triboloji biliminde çalışılan karmaşık bir fenomendir. Aşınma mekanizması, hareket halindeyken temas eden iki cisim, bunları çevreleyen ve yüzeyler arasında

kalan ara maddeyi de içeren kompleks içinde oluşur (27). Aşınmanın oluşma şeklini anlayabilmenin tek yolu, aşınma mekanizmalarını ayrı ayrı incelemektir.

Genel olarak altı ayrı tip aşınma mekanizmasından bahsedilebilir (7,25,26,28). Bunlar;

- Adesiv aşınma,
- Abrasiv aşınma,
- Yorgunluk aşınması,
- Eroziv aşınma,
- Darbe aşınması,
- Korosiv aşınmadır.

1.1.1.1. Adesiv Aşınma:

Hareket eden yüzeylerin arasındaki sürtünme sonucu meydana gelir, temas eden yüzeylerdeki pürüzlerin ve çıkıntıların arasında sürtünmenin etkisi ile soğuk kaynaşma oluşur. Hareketin devamında kaynaşan parçacıklarda kırılmalar meydana gelir fakat, ayrılma çizgisi ile soğuk kaynak hattı her zaman birbiri üzerine denk gelmez. Yani yüzeyler arasında bir madde transferi olur (26). Madde geçişinin miktarı, yüzeyler arasındaki gerçek temas sahasının genişliği ve sürtünme yüzeyinin uzunluğu ile doğru orantılıdır (25). Bu transferin bir sonucu olarak yüzeylerin bir tanesinde aşırı madde yığılımı olur ve bu kısım bir süre sonra bağlı olduğu yerden koparak ortamdaki çözeltiye geçer ve aşınmada ara madde oluşturur. Yani ortamdaki iki gövdeli aşınma, üç gövdeli aşınmaya dönüşür (26) (Şekil 1-A).

1.1.1.2. Abrasiv Aşınma:

Abrasiv aşınma, muhtemelen en sık görülen aşınma tipidir. Ayrıca diş hekimliğinde karşılaşılan aşınmanın temelinde de aynı mekanizma rol oynar. Aşındırıcı partiküllerin veya pürüzlerin bir yüzeyde neden olduğu madde kaybıdır. Abrasiv aşınma sert bir yüzeyin daha yumuşak yüzeye sürtünmesiyle oluşur. Bu sertlik yüzeyin iç kısmında yer alan partiküllerden kaynaklanabileceği gibi, aşındırılan yüzeyler arasında kalmış ayrı ara partiküllerden de olabilir (7,25). Bu olay iki şekilde karşımıza çıkmaktadır;

- **İki gövdeli abrazyon (İki gövdeli aşınma):** Eğer aşındırıcı partiküller (örneğin; zımpara kağıdı gibi) bir veya her iki yüzeye de sabitlenmiş durumda ise, iki gövdeli abrazyondur,
- **Üç gövdeli abrazyon (Üç gövdeli aşınma):** Eğer aşındırıcı partiküller (örneğin; parlaticı pastalar gibi) yüzeyler arasındaki bir akışkan içinde dağılmış olarak bulunuyorlar ise, üç gövdeli abrazyondur (26).

İki gövdeli aşınmada, sert ve keskin yüzeyin şekli daha yumuşak olan diğer yüzeyi etkilemektedir. Üç gövdeli aşınmada ise, aradaki aşındırıcı partiküller yumuşak olan yüzeyi düzensiz bir şekilde oymaktadır. Yumuşak olan yüzeyde keskin çıkıntılar var ise, bunlar ortamdaki abrazyon partiküller tarafından aşındırılırlar. Etkilenen yüzey, ortamdaki abrazyon partiküllerin büyüklüğüne oranla daha düzgün ve pürüzsüz ise, aşındırıcı partiküller düzgün yüzeyin içine doğru ilerler. Bu ilerleme sonrası, yüzeylerin sürekli olarak birbiri üzerinde kaymalarıyla daha yumuşak olan yüzeyden, parçacıklar kalkar (26) (Şekil 1-B). Bunun sonucunda, abrazyon ilk anda “iki gövdeli aşınma” olarak başlasa bile, sonrasında “üç gövdeli aşınma” olarak devam eder. Eğer partiküller gaz veya sıvı akımı ile

taşınıyorsa mühendislikte buna “*erozyon*” adı verilir. Genel olarak abrasiv aşınma temas eden materyallerin sertliği, abrasiv partiküllerin şekli, materyallerin üzerindeki yük ve kayma yüzeyi uzunluğu ile doğru orantılıdır.(25)

1.1.1.3. Yorgunluk Aşınması:

Bir yüzey diğeri üzerinde kaydığında hareketin önünde bir sıkışma alanı oluşur (Şekil 1C). Materyalin plastik deformasyonu nedeniyle hareketin arkasında da bir gerilme alanı meydana gelir. Sürekli stres sikluslarından etkilenen yüzeyin hemen altında mikro çatlaklar belirir ve tekrar edilen her hareket çatlığın daha da büyümesine neden olur. Zamanla çatlaklar yüzeye uzanır ve bu çatlakların birleşmesi sonucu yüzeyden madde ayrılmasına yorgunluk aşınması denir (25) (Şekil 1-C). Yorgunluk aşınması, diğeri bir deyişle “*yıpranma*” ile adesiv aşınma arasında bir etkileşim vardır, çünkü yıpranma sırasında oluşan yüzey altı çatlaklar ile zayıflayan materyal adesiv kuvvetlerin etkisiyle yüzeyinden kolayca madde kaybeder (26).

1.1.1.4. Eroziv Aşınma:

Aşındırıcı katı partiküllerin veya bir sıvının, yüzeye basınçla çarpması sonucu oluşur (7,26). Bir şelalenin altındaki kayalarda yaptığı aşınma veya diş hekimliğinde kumlama sonucu oluşan aşınma buna örnek olarak gösterilebilir. Erozyonda, çarpan partiküllerde değil etki altında kalan yüzeyde meydana gelen aşınma önemlidir. Aşındırıcı yapıların karşılaştıkları yüzeyi şekillendirmesi, erozyonun esas özelliğini oluşturur. Bu sayede bu tip aşınma, iki ayrı yüzey arasında sıkışan aşındırıcı partiküllerin oluşturduğu üç gövdeli abrazyondan ayırt edilebilir (26). Eroziv aşınmada, yüzeye etki eden sıvı veya partiküller çukurcuk

sahalardan daha kolay madde kaldıracağından, etkilenen yüzeyin düzgün oluşu önemlidir. Ağız içinde asidik solüsyonlar bulunduğunda, dişlerde, restorasyonlarda veya protezlerde bu tip aşınmaya rastlanır (7).

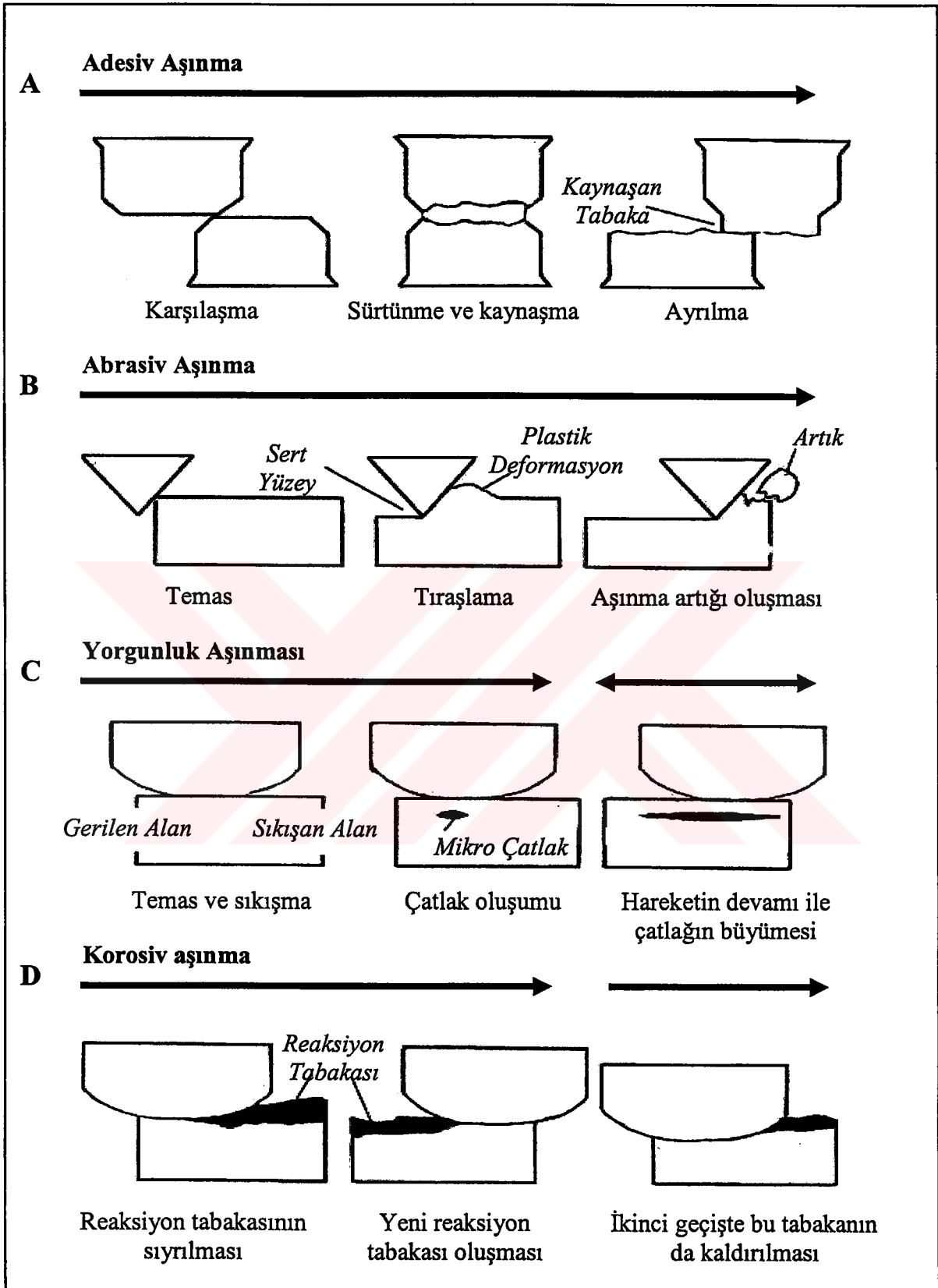
1.1.1.5. Çarpma Aşınması:

Çarpma aşınması, iki katı yüzeyin birbirlerine tekrarlayan çarpmaları sonucunda meydana gelir. Burada, eroziv aşınmada olduğu gibi yüzeye çarpan katı parçacıklar söz konusu değildir. Bu aşınma, ağızda çiğneme ve yutkunma anında dişlerin birbirine veya restoratif materyallere çarpması ile oluşur (7).

1.1.1.6. Korosiv aşınma:

Eğer birbiri ile temas eden yüzeylerde korosiv bir etken nedeniyle kimyasal bir reaksiyon tabakası oluşmuşsa, bu tabaka yüzeylerin sürtünmesiyle sıyrılabilir (Şekil 1-D). Önce cismin yüzeyi kimyasal etki ile zayıflamakta, daha sonra cismin karşıt bir yüzeye sürtünmesi sonucu materyalin yüzeyinden madde kaybı meydana gelmektedir. Açığa çıkmış olan yeni yüzeyde taze reaksiyon tabakası oluşur ve takip eden sürtünmelerle kaldırılır. Buna korosiv aşınma denir (25,26).

Ağız içindeki biyolojik ortam oldukça agresif olduğundan, restoratif materyallerin kimyasal etkenlere ve korozyona karşı dirençli olmaları gerekir. Aksi halde bu etkenler sadece materyallerin yapısını bozmakla kalmayacak, potansiyel toksik materyallerin de vücuda girişine neden olacaklardır (7).



Şekil 1: Temel aşınma mekanizmaları (25).

Tüm bu aşınma tipleri çeşitli kombinasyonlar halinde de meydana gelerek cisimlerin yüzeylerinden madde kaybına neden olabilmektedir. Aşınma iki yüzey arasındaki hareketin bir sonucudur. Yüzey kaybı cisim hareketsiz bir pozisyondayken kimyasal reaksiyon sonucunda da meydana gelebilmektedir, fakat bu olay tek başına aşınma olarak değerlendirilmemelidir (26).

1.2. DIŞ HEKİMLİĞİNDE AŞINMANIN DEĞERLENDİRİLMESİ

Dişlerin karşılıklı birbirlerine temas halindeyken hareket etmeleri sonucunda belli düzeyde aşınmaları fizyolojik bir süreç olarak karşımıza çıkmaktadır (7,25). Bazı bireylerde dişlerdeki aşınma, tüm yaşam süresi boyunca fizyolojik bir süreç olarak gerçekleşir, bu normal bir durumdur. Bazı bireylerde ise bu aşınmanın hızı dişin ağızda kalma süresini kısaltabilecek kadar hızlıdır (29). Lambrechts ve arkadaşları yaptıkları bir klinik araştırmada insan dişindeki mine tabakasında oluşan fizyolojik dikey boyut kaybını, her yıl için küçük azı dişler bölgesi için 20µm, azı dişler bölgesi için ise 40µm olarak belirlemişlerdir (30).

Aşınmanın miktarını belirleyen önemli bir faktör yüzeylerin hareket halinde geçirdiği zamandır. İnsanlar artık daha uzun yaşadıkları ve doğal dişlerini ağızlarında uzun yıllar koruyabildikleri için, dişlerin aşınma potansiyeli daha da artmıştır ve gün geçtikçe artan bir klinik sorun haline gelmektedir (4,31). Çünkü, çürük ve travma dışında dişlerin okluzal yüzeylerinde meydana gelen mine ve dentin aşınmaları da, dişlerde sert doku kaybına neden olmaktadır (3). Aşınmanın çok fazla olduğu olgularda, dişlerde hassasiyet, fonksiyon ve estetik kaybının yanı sıra, okluzyonda oluşan dikey boyut kaybı nedeniyle TME problemleri oluşabilmektedir (4,7,9,10,12). Bu sorunun önüne geçebilmek için, aşınmanın nasıl

gerçekleştiği ve dental yapıları nasıl etkilediği iyi anlaşılmalıdır (25). Aşınma, çiğneme veya parafonksiyonel hareketler sırasında dişlerin herhangi bir aşındırıcı partikül veya materyal ile direk temasları sonucunda oluşur. Bu fiziksel mekanizmaya birde gıdalardan veya mideden gelen kimyasal etkenler eklenir.

1.2.1. Diş Hekimliğinde Aşınma Tipleri:

Dişler ve dental materyallerin aşınması ile ilgili geleneksel olarak şu terimler kullanılmaktadır (26,27);

- Atrizyon,
- Abrazyon,
- Erozyon.

Bu terimler, restoratif materyaller üzerinde çalışan araştırmacılar tarafından kullanılırsa materyallerde meydana gelen aşınmayı, eğer oral patolog, biyolog veya epidemiyologlar tarafından kullanılırsa dişlerde meydana gelen aşınmayı ifade ederler. Ancak tüm bu araştırmacılar ve bilim adamları bu terimleri, temel fiziksel aşınma mekanizmalarını değil, aşınmanın hasta ağızındaki klinik belirtilerini açıklamak için kullanmaktadırlar. (26).

1.2.1.1. Atrisyon:

Atrisyon, dişlerin antagonistleri ile temasta oldukları yüzeylerde meydana gelen aşınmadır (26,32). Çiğneme aktivitesi sonucu diş sert dokularındaki dereceli kayıp olarak da tanımlanabilir (27). Bu terim Lambrechts ve arkadaşları tarafından restorasyonların okluzal temaslarında meydana gelen aşınmaların anlatılmasında kullanılmıştır (33). Dişlerin atrisyonu, tüberkül tepelerinde ve insizal kenarlarda düzleşme ve okluzal

yüzlerde aşınma fasetlerinin oluşumu ile kendini belli eder. Bu tip aşınma fasetleri, okluzal temas içeren restorasyonlarda da görülebilmektedir. Eğer karşılıklı iki diş arasında çiğneme sırasında temas eden bölge restorasyon marjinde ise aşınma faseti hem dişi hem de restorasyonu kapsayabilir (34). Ara yüz bölgelerindeki temasların yassılaşması da atrisyonun bir belirtisidir (26). *Fizyolojik atrisyon, şiddetli atrisyon ve patolojik atrisyon* gibi çeşitli dereceleri belirtilmiştir. Patolojik atrisyon; bir veya birden fazla dişteki, malfonksiyon veya dişlerin malpozisyonundan kaynaklı aşırı aşınmayı tanımlar (27).

1.2.1.2. Abrazyon:

Dişler arasındaki okluzyondan bağımsız, yabancı bir cismin sürtünmesi ile oluşan patolojik diş aşınması olarak tanımlanır (27). Bu terim, diş hekimliğindeki aşınmaları anlatırken çok değişik anlamlarda kullanılmaktadır. Dental materyal araştırmacıları tarafından, restorasyonların, okluzyonda karşıtı ile temasa gelmeyen yüzeylerinde meydana gelen aşınmaları anlatmak için kullanılır. Biyologlar tarafından ise bu terim anormal mekanik olaylara bağılı olarak dişlerde meydana gelen aşınmalar için veya herhangi bir yabancı cismin dişlerde oluşturduğu aşındırmayı ifade etmek için kullanılmaktadır. Sert diş fırçaları kullanılması sonucu oluşan aşınmalar, pipo içme veya ağızda toka tutma gibi mesleki alışkanlıkların neden olduğu aşınmalar, bunlara örnek olarak gösterilebilir (26,32).

1.2.1.3. Erozyon:

Diş dokusu için erozyon; bakteriyel orijinli olmayan bir asit solüsyonunun neden olduğu sert doku kaybı olarak tanımlanır (26,27). Asit dişlerdeki inorganik matrikste çok hızlı bir demineralizasyona neden

olmaktadır (4). Dental materyaller için ise erozyon terimi, sıvı akışı sonucunda cismin yüzeyinde oluşan madde kaybını ifade eder. Bununla beraber yüzeyi etkileyen sıvının ph'sının da erozyonda çok büyük önemi vardır. Aşınan yüzeydeki madde kaybı, yumuşak doku hareketleri veya alınan gıdalar nedeniyle olmakla birlikte, madde kaybının temel nedeni çoğunlukla kimyasal etkenlerdir (26). Mine tabakasındaki, pit ve fissür bölgeleri gibi, yüzeyden daha sığ retantif alanlarda kimyasal etkenlerin oluşturduğu eroziv aşınmaya daha fazla rastlanmaktadır (35). Erozyon, ağız ortamına gelen asidin kaynağına göre;

- Beslenme erozyonu,
- Kusma erozyonu,
- Endüstriyel erozyon olarak alt gruplara ayrılmaktadır.

Beslenme erozyonu; özellikle kalsiyum iyonlarının çözünmesine neden olan sitrik asit içeren yiyecek ve içeceklerin aşırı alınması sonucu meydana gelmektedir (4,26)

Kusma erozyonu; sindirim yollarındaki bir patolojiden dolayı istemli veya istemsiz olarak mide asitlerinin ağza gelmesi sonucu oluşur. Ph'ları bir hayli düşük olduğunda (yaklaşık Ph 2) dişlerde çok hızlı bir yıkım oluştururlar (4).

Endüstriyel erozyon; pil üretimi yapılan fabrikalarda çalışanlar gibi, mesleki nedenlerden dolayı direk asit buharına maruz kalan bireylerde rastlanan aşınmadır (26).

Dişlerde oluşan ileri düzeydeki madde kaybı restore edilmelidir, ancak öncelikle aşınmaya neden olan faktörler teşhis edilmeli ve mümkünse ortada kaldırılmalıdır. Aksi takdirde yapılacak restoratif tedaviler de çok uzun ömürlü olamaz (4).

1.2.2. Diş Hekimliğindeki Aşınmanın Sınıflandırılması:

Dental dokularda veya restoratif materyallerde oluşan aşınma, fizyolojik aşınma, patolojik aşınma, profilaktik aşınma ve restorasyonların bitirme işlemlerinde ortaya çıkan aşınma olarak sınıflandırılabilir. Bunların hepsinde aşınmanın mekanizması, karşılıklı aşınan materyallerin tipine, ara maddeye ve aşınmanın iki yapılı veya üç yapılı olmasına göre değişkenlik gösterebilir. Tablo 1’de aşınma mekanizmasında rol alan bu faktörler verilmektedir (36).

Ağız İçi Aşınma	Aşınmanın Tipi	Ara Madde	Ana Materyal	Karşıt Materyal	
Fizyolojik aşınma nedenleri: Kontaksız aşınma Direk temas aşınması Kayma teması aşınması	3 yapılı 2 yapılı 2 yapılı	Tükürük/gıda Tükürük Tükürük	Diş / Restorasyon Diş / Restorasyon Diş / Restorasyon Diş / Restorasyon	Gıda
Patolojik aşınma nedenleri: Bruksizm Ağız Kurluğu Erozyon Kötü alışkanlıklar	2 yapılı 2 yapılı 2 yapılı	Tükürük Tükürük Tükürük	Diş / Restorasyon Diş / Restorasyon Diş / Restorasyon Diş / Restorasyon	Diş / Restorasyon Diş / Restorasyon Yabancı Cisim
Koruyucuların neden olduğu aşınma tipleri: Diş fırçası ve diş macunu Koruyucu pastalar Diş temizleyici aletler	3 yapılı 3 yapılı 2 yapılı	Su Su Tükürük	Diş / Restorasyon Diş / Restorasyon Diş / Restorasyon	Diş fırçası Cilalayıcı Lastik Alet	Diş Macunu Pomza
Kesme, bitirme ve cilalama: Kesici frez ve elmaslar Bitirme frezleri Parlatıcı patlar	2 yapılı 2 yapılı 3 yapılı	Su Su Su	Diş / Restorasyon Diş / Restorasyon Diş / Restorasyon	Frez Frez Parlatıcı Lastik Abraziv Patlar

Tablo 1: Diş Hekimliğindeki Aşınmanın Sınıflandırılması (36).

1.2.3. Dental Dokulardaki Aşınmanın Derecelendirilmesi:

Dental dokulardaki aşınmanın derecelendirilmesi farklı yöntemlerle yapılabilir. Çoğu derecelendirme, insizal ve okluzal yüzeylerdeki değişiklikler değerlendirilerek, dişlerde meydana gelen doku kaybının belirlenmesi yöntemiyle yapılır. Bunun için, aşınmış mine miktarı, açığa

çıkılmış dentin sahalarının boyutu ve klinik kron uzunluğundaki azalma değerlendirilir (27,37). Diğer bir derecelendirmede, oluşan aşınma, önceki yöntemde olduğu gibi nicelik olarak değerlendirilir ve ayrıca aşınmanın restoratif tedaviye ne düzeyde ihtiyaç duyduğu da belirlenir. Dişlerde oluşan tahribatın mutlaka restore edilmesi gerekiyorsa bu durum, “*Patolojik aşınma*” olarak ifade edilir (2,29). Varolan derecelendirme yöntemlerinin en büyük dezavantajı, hepsinin sübjektif değerlendirmeler içermeleri ve restoratif materyaller karşısında oluşan aşınmalar için tam bir sınıflama sağlamamalarıdır (27).

1.2.4. Dental Dokulardaki Aşınmada Ayırıcı Tanı:

Dental literatürde *erozyon*, kimyasal etkenlerle kaybedilen yüzeyi ifade eder. Bu kimyasallar genellikle asidiktir ve alınan asidik gıdalarla yada mide sıvılarının ağza gelmesi sonucunda dişlerle buluşur. *Atrisyon*, okluzal kontaklarla oluşan madde kaybını, *abrazyon* ise bazı hallerde, erozyon veya atrisyon olarak tanımlanamayan, birbirine temas etmeyen yüzeyler arasındaki madde kaybını anlatır. Bununla beraber her olguyu bir kategoriye sokmak pek mümkün değildir. Bu üç terim bazı karışıklıklara yol açmıştır. Çünkü dayandıkları temel, aşınmanın asıl mekanizması değil klinik belirtileridir. Örneğin; aşınmış insizal kenarlardaki dentinde oluşan oluklar, atrisyonun belirtisi olarak düşünülür. Yani diş-dişe temasın sonucudur. Oysa, okluzyon incelenirse olukların tabanının karşı dişe hiç temas etmediği görülür. Bu oluklar aşındırıcı gıdaların çiğnenmesi esnasında ve alınan kimyasal gıdaların dişlere temasıyla oluşmaktadır (25). Sonuç olarak, oluşan diş dokusu kayıplarının ne kadarının abrazyon, ne kadarının atrisyon veya erozyon nedeniyle oluştuğunu ayırt etmek çoğu kez zordur. Çünkü eş zamanlı veya üst üste çeşitli süreçlerin kombinasyonu vardır (27). Dolayısıyla vakaları terimlere göre değil etiyojilerine göre değerlendirmek, daha doğru ve düşünülerek atılmış bir adım olacaktır (25).

1.3. KLİNİK AŞINMANIN ETYOLOJİSİ

Aşırı aşınmış dişler restore edileceği zaman, aşınmaya neden olan etyolojik faktörler mutlaka göz önünde bulundurulmalıdır. Diş yüzeyindeki mekanik etki temel faktördür, fakat tükürüğün ph'sı ve tamponlama kapasitesi gibi faktörler de dikkate alınmalıdır. Mekanik etki, dişler arasındaki temasın tipi, dişler temas ettiğinde oluşan kuvvetler, diş temasların temas süreleri, ve ağız boşluğundaki abraziv faktörlerin varlığı gibi çeşitli faktörlere bağlıdır. Çağdaş insanda diş aşınmasına neden olan faktörler çok fazladır (27). Bu faktörlerin bazıları;

Yaş: Çeşitli çalışmalar, dişteki aşınma derecesinin ve yaygınlığının yaş ile orantılı olarak arttığını göstermiştir.

Cinsiyet: Dişlerdeki aşınma miktarının erkeklerde bayanlara oranla daha yaygın olduğu iddia edilmiştir. Başka bir grup araştırmacı ise bu bulguların tam zıttını bildirmiştir. Hayvan çalışmalarında farklı farklı sonuçlar rapor edilmiştir. Bir fare çalışmasında, erkek farelerin dişlerinde, dişilere göre daha fazla aşınma olduğu belirlenmiş, fakat farklı başka bir çalışmada bu sonuçlar onaylanmamıştır.

Okluzal Durum: Kapanışa gelen diş sayısındaki azalma kalan dişlerin daha hızlı aşınmasına neden olur. Diş ve yüz morfolojisinin dişlerdeki aşınma derecesine etkileri tartışılmıştır. Eski kafataslarındaki çalışmalar, kesiciler bölgesindeki horizontal derin kapanıştan başa baş ilişkiye doğru, dişlerdeki aşınmanın arttığını göstermiştir.

Hiperfonksiyon: Bruksizm ve dişlerin aşınmaları arasında karşılıklı bir ilişki olduğu çoğu kez doğrulanmıştır. Bruksizmin yaygınlığı normal toplumda %5 ile %10 arasında rapor edilmiştir. Bruksizmi olan bireylerde, dişlerdeki aşınmadan dolayı oluşan dikey boyut kaybının normal bireylere göre 3-4 kat daha fazla olduğu belirlenmiştir. Mental retarde insanlarda diş

aşınmalarına daha sık rastlanır. Bu da çoğunlukla bruksizme bağlanır. Yabancı cisimlerin çiğnenmesi gibi diğer parafonksiyonel çene hareketleri de anormal diş aşınmalarına neden olabilir (27).

Zaman faktörü: Karşılıklı diş yüzeyleri arasındaki toplam temas süresi, dişlerdeki aşınmanın oluşumunda en önemli faktörlerden biridir. Graf, normal bir bireyde çiğneme ve yutkunma gibi fonksiyonlar sırasındaki diş temaslarının günde ortalama 17.5 dakika olduğunu bildirmiştir (27). Bu süre bruksizmi olan bireylerde kuşkusuz çok daha fazladır.

Isırma Kuvveti: Dişlerde oluşan aşınma ile ısırma kuvveti arasındaki ilişkinin önemi tam olarak belirlenememiştir. Literatürde bunun için karşıt görüşler bulunmaktadır (27).

Gastrointestinal Rahatsızlıklar: Dişlerdeki erozyonların bir nedeni de "*perimyololisis*" (dil hiperaktivitesi ve ağız boşluğuna mide özsuynun gelmesi) olabilir. Bu, gastritli ve gastrik ülserli hastalarda sıkça rastlanan bir durumdur. "*Anoreksia ve bulimia*" olgularında da bireyin kendini kusmaya zorlaması sonucunda mide özsuynu ağız boşluğuna taşınır (4,27). *Anoreksia*, dişlerde erozyon, tükürükte azalma ve bazen çürük insidansında artış gibi ağız bulgularıyla seyreden psikosomatik bir hastalıktır (27).

Bazı araştırmacılar kronik alkoliklerde de dişlerdeki aşınma insidansının arttığını bulmuşlardır. Ne var ki mekanizması belirsizdir, fakat alkolik bireylerde sıkça rastlanan kronik gastrit sonucu bu aşınmanın oluşabileceği düşünülmektedir (38).

Beslenme: Modern toplumlarda gıdaların dişlerin aşınmasındaki önemi azalmıştır. Bununla beraber, asitli meyvelerin ve kola gibi düşük Ph'lı meşrubatların aşırı tüketiminin dişlerde sert doku kaybına neden olduğu pek çok vak'a da bildirilmiştir. Hayvan deneyleri göstermiştir ki,

diş aşınmasında yemeğin sertliğinden çok içindeki aşındırıcı partiküllerin varlığı daha önemlidir (27).

Çevresel Faktörler: Endüstriyel çevrenin dişlerde meydana gelen aşınma üzerine etkileri çeşitli araştırmalara konu olmuştur. Bu çalışmalar, tozlu çevrenin dişlerin hızlı aşınmasına katkısı olduğunu göstermiştir. Örneğin, demir işçileri, madenciler ve taş ocaklarında çalışan kişilerde normal bireylere göre daha hızlı aşınmaya rastlanmıştır, asit buharına maruz kalan çalışanların dişlerinde sıklıkla eroziv lezyonlar görülmüştür. İsveç ve Suudi Arabistan'daki genç yetişkin bireyler karşılaştırıldığında, Suudi Arabistanlıların dişlerindeki aşınmanın daha yaygın ve şiddetli olduğu görülür. Buna da ağır çevre ve iklim koşullarının neden olabileceği düşünülmüştür (27).

Tükürük: Tükürük bezlerinin bir veya daha fazlasının cerrahi olarak alınmasını, bazı ilaçların (anti-depresanlar, trankilizanlar, sedatifler) alınmasını veya baş-boyun bölgesine uygulanan radyoterapi sonrasında takiben, ağızdaki tükürük akışında azalma meydana gelir. Bu durum ağızda çürük oluşumunu artırmakla beraber dişlerdeki aşınmanın da hızlanmasına neden olur (32). Hayvan deneyleri de, tükürük salgısı durduğunda dişlerdeki aşınmanın arttığını göstermiştir. Tükürükteki hangi komponentlerin yağlayıcı etkiden sorumlu olduğu tam olarak bilinmemektedir. Fakat bu konuda bazı hipotezler öne sürülmüştür, tükürüğün tamponlama kapasitesi, içeriğinde bulunan ve remineralizasyonu sağlayan bazı iyonlar bu konudaki en önemli faktörler olarak ortaya çıkar (27,32).

Diğer önemli bir faktör; iki ham yüzey arasındaki mikroskobik olarak gözlenen "gerçek" ve "görünen" temas bölgelerinin farkıdır. Mikroskobik seviyede gerçek temas yüzeyi alanı, gözle görünen temas yüzeyi alanının sadece 10^{-2} - 10^{-4} 'ü kadardır. Sonuç olarak lokal basınç her

bir mikro temas sahasında oldukça fazla olacak, bu da karşılıklı iki maddenin elastik ve plastik deformasyonuna yol açacaktır.

Diş dokusunda oluşan aşınmanın etiyojisinde yer alan faktörler ağız içinde sürekli değişir. Bunlara ek olarak, ağız ortamındaki sıcaklık değişimleri ve diş dokusuna temas eden restoratif materyallerin “*fiziksel (mekanik) özellikleri*” de, dental dokuların aşınmasını etkileyen faktörlerdir (27).

1.4. AŞINMAYI ETKİLEYEN FİZİKSEL (MEKANİK) FAKTÖRLER

Dental dokuların restorasyonunda kullanılan materyaller hazırlanma aşamalarında ve çiğneme sırasında belli kuvvetlere dayanmak zorundadırlar. Bu nedenle fiziksel özellikler, materyalin yük altındaki davranışlarını tahmin edebilmek açısından önemlidir. Hiçbir fiziksel özellik tek başına bir materyalin kalitesi hakkında fikir vermez. Bunu anlayabilmek için gerilim, zorlama, dayanıklılık, sertlik, yorgunluk ve buna benzer birçok fiziksel özellik bir arada değerlendirilmelidir (39).

Aşınma direnci de materyalin fiziksel bir özelliğidir ve belli oranda diğer fiziksel özelliklerle etkileşim içindedir. Diş hekimliğinde kullanılan restoratif materyallerin aşınmasında etkin rol oynayan fiziksel faktörlerin araştırılması ile ilgili pek çok çalışma yapılmıştır. Bu çalışmaların sonucu olarak klinik aşınmada rol oynadığı düşünülen fiziksel faktörler şunlardır (21,40);

- Sertlik (Hardness)
- Kırılma Sertliği (Fracture Toughness)
- Gerilme dayanıklılığı (Tensile Strength)

- Yorgunluk (Fatigue)
- Reziliens modülü (Modulus of Resilience)
- Bükülme dayanıklılığı (Flexural Strength)

1.4.1. Sertlik

Yüzey sertliği değişik özelliklerin etkileşimlerinin sonucudur. Bu özellikler arasında dayanıklılık, oransal limit, akıcılık, bükülebilirlik, abrazyona ve kesilmeye direnç vardır. Sertliği etkileyen değişik faktörler yüzünden terim olarak tanımlamak zordur. Metalürjide ve diğer bilimlerde genel olarak kabul edilen kurala göre, maddenin göreceli sertliği, onun çentiklenmeye olan direncidir. Modern sertlik testleri bu kavrama dayanır. Pek çok sertlik testi vardır. Dental materyallerin sertliğini saptamada en sık Brinell, Knoop, Rockwell, Vickers testleri kullanılır (41). Ancak hepsinin ortak özelliği, test edilen materyalin yüzeyini küçük bir uçla çentikleyerek sertlik değerlerini ölçmeleridir. Testler, çentikleyici uçların, geometrileri, yapıldıkları maddenin cinsi (çelik, tungsten karbid, elmas, v.b.) ve materyalin yüzeyine uygulanan yük yönünden birbirlerinden farklılık göstermektedir. Uygulanacak sertlik testinin seçimi test edilecek olan materyalin özelliklerine, beklenen sertlik değerlerine göre değişmektedir (39).

Sertlik, yaygın olarak kullanılan anlamıyla, materyalin yüzeyinde kalıcı çentiklenmeye veya delinmeye karşı gösterdiği direnç olarak tanımlanabilir. Dolayısıyla sertlik plastik deformasyona karşı direncin ölçülmesidir ve çentiklenme alanı başına düşen birim kuvveti ile ifade edilmektedir (39,42).

Bu parametre, sadece yüzeyin plastik deformasyona karşı direncini basit şekilde ölçeceğinden, materyalin iç özelliğini belirleyemez. Ölçülen sertlik, bu nedenle materyalin tüm kütesinin özelliğini tanımlamada sınırlı

bir değere sahiptir (43). Bu nedenle, restoratif materyallerin sertliği ile aşınma dirençleri ve abraziv etkileri arasındaki ilişki, çok tartışılan bir konudur. Çoğu seramik, insan minesini ve metal alaşımlara oranla daha yüksek sertliğe sahiptir. Önceleri seramiklerin sertlik değerlerinin, yüksek abraziv etkileri ile doğrudan ilişkili olduğu kabul edilmekteydi. Bazı materyaller özellikle metaller, kendi sertlik dereceleriyle orantılı aşınma değerleri göstermektedirler. Restorasyonda kullanılan metalin sertliği ne kadar yüksek ise, karşıt mine dokusunda aşınma o kadar fazla olacaktır. Örneğin; nispeten daha yumuşak olan altın esaslı alaşımlar, sert baz metal alaşımlara göre daha az aşınmaya neden olur (43). Ayrıca seramikler de zımpara üzerinde aşındırıldığında bu teori geçerliliğini korumaktadır (44) Ancak yeni çalışmalar, restoratif materyalin sertliğinin karşıt mine dokusunun aşınmasına tek başına neden olamayacağını ileri sürmektedir (8,16,22,44,45). Özellikle, sertlik ve aşınma arasındaki ilişki, doğada kırılan olarak bulunan materyaller için geçerli değildir. Seramik, mine yada başka bir seramik yüzey üzerinde hareket ederken oluşan aşınma, metallerde olduğu gibi plastik deformasyon sonucu meydana gelmez, *kırılma* ile meydana gelir (43).

1.4.2. Kırılma Sertliği

Materyalin kırılmaya dayanıklı olma özelliğidir. Bir materyalin kırılması için gerekli olan enerji miktarı olarak tanımlanabilir (41). Yakın zamanlarda dental materyallerle ilgili problemlerin araştırılmasında, kırılma sertliği ile ilgili özellikler, incelenmeye başlanmıştır. Bu özellikler, materyallerin çatlak veya kusur oluşumuna karşı sergilemiş oldukları davranışları içine alır. Söz konusu davranış özellikleri, materyalin yapısında doğal olarak bulunabileceği gibi belli bir hizmet süresinin sonunda da ortaya çıkabilmektedir. Her iki durumda da herhangi bir kusur, materyali zayıflatmaktadır. Bunun sonucunda, uygulanan kuvvet

değerlerinin çok altındaki değerlerde, ani kırılmalar meydana gelebilmektedir. Ani iç kırılmalar, plastik olarak deforme olma ve gerilimi dağıtma özelliği bulunmayan kırılğan ve gevrek materyallerde kolaylıkla ortaya çıkabilmektedir (39).

Genelde materyaldeki çatlak veya kusur ne kadar büyükse, kırılma oluşturmak için gereken gerilim veya kuvvet de o kadar az olmaktadır. Bunun sebebi, normal koşullarda materyal tarafından karşı konabilen gerilimin, böyle bir durumda kusurlu bölgenin veya iç yapıdaki mikro çatlağın etrafında yoğunlaşmasıdır. Bir kusurun materyalde kırılma oluşturması için gereken kuvvet, plastik deformasyonda tüketilen enerji miktarı ile orantılıdır. Seramik veya cam gibi kırılğan materyaller belirgin bir plastik deformasyon oluşturmadan ani kırılmaya uğradıklarından, aşınmaları sırasında materyalin kırılma sertliği önem kazanmaktadır (39,43).

Seramiklerin ve diğer restoratif materyallerin abraziv nitelikleri açısından da kırılma sertliği önemlidir. Eğer materyalin kırılma sertliği yetersiz ise, aşınma sırasında yüzeyden sürekli ufak parçacıklar kalkacak ve yüzeyde yeni keskin kenarlar oluşacaktır. Bu durumda, hem materyal yüzeyinde oluşan yeni düzensizlikler, hem de ortamda üçüncü yapı haline gelen sert parçacıklar nedeniyle karşıt dental dokularda oluşan aşınma hızlanacaktır (43).

Diğer fiziksel özelliklerde olduğu gibi, ağız ortamında ortaya çıkabilecek yüksek sıcaklık, kırılma dayanıklılığının azalmasına neden olabilir. Aşınma direnci ile kırılma dayanıklılığı arasında bir ilişki saptamak için yapılan girişimlerde bazen birbirini desteklemeyen sonuçlar da elde edilmiştir. Dolayısıyla bu özellik, restorasyon amacıyla kullanılan materyallerin aşınmasını önceden tahmin etmek için doğru orantılı olarak tek başına kullanılmamalıdır (39).

1.4.3. Gerilme Dayanıklılığı

Gerilme dayanıklılığı, materyalin kopmadan dayanabileceği maksimum gerilme kuvveti olarak tanımlanır. Yapıyı uzatmaya ve koparmaya meyilli bir yük tarafından oluşturulan deformasyona, direnç gösteren bir kuvvettir. “*En son gerilme dayanıklılığı*” olarak da adlandırılabilir ve materyale iki tarafından gerilme kuvveti uygulanarak ölçülür (46). Seramik ve benzeri birçok kırılğan materyalin gerilme dayanıklılığı, sıkışma dayanıklılığına göre çok daha zayıftır. Bu durum, materyalin hizmet süresi içinde başarısızlığa uğramasına neden olabileceğinden, kırılğan materyallerin daha çok sıkışma kuvvetlerinin etkin olduğu bölgelerde kullanılmaları daha doğru olacaktır (39,41).

1.4.4. Yorgunluk

Bir madde, “*yield dayanıklılığı*”nın altındaki bir gerilimin etkisinde kalıp daha sonra serbest bırakılırsa, iç yapısında ve özelliklerinde herhangi bir değişiklik olmadan ilk haline geri döner. Bu tür kuvvet veya yük uygulamalarının az sayıda tekrarlanması, materyaller üzerinde fark edilebilir önemli bir değişiklik yapmamaktadır. Ancak bu kuvvet sık sık tekrarlandığı zaman, materyalin direncinde hızlı bir azalma meydana gelmekte ve bunun sonucunda da, kırılma veya ayrılmalar ortaya çıkmaktadır. Yorgunluk, sık tekrarlanan yükler uygulanması durumunda maddenin iç yapısında ortaya çıkan progresif çatlaklar olarak tanımlanabilir. Maddede kırılma veya ayrılma oluşumunun hızı, uygulanan yükün büyüklüğüne ve tekrarlanma sayısına bağlıdır.

Normal çiğneme hareketi, restoratif materyaller üzerinde her gün binlerce defa gerçekleşen yük döngülerine neden olmaktadır. Genelde bir materyalde gelişen yorgunluk, o materyalin homojen olup olmaması ile ilgilidir. Bu tür kusur ve eksiklikler ilk olarak mikro-çatlakların

gelişmesine neden olmakta, bu mikro-çatlakların birbirleriyle birleşmesi sonucunda makroskopik çatlaklar ortaya çıkmakta ve maddeden ayrılmalar gözlenmektedir. Yüzey defektleri veya çentikler gibi gerilimin yoğunlaştığı alanlar, özellikle tehlikeli olan ve iç kırılmaların oluşabileceği bölgelerdir.

Yorgunluk, diğer mekanik özelliklerle her zaman için yakın bir ilişki göstermez. Yorgunluk oluşumunu etkileyen bazı materyal özellikleri, partikül büyüklüğü ve şekli, materyalin kimyasal yapısı, yüzey kimyası ve pürüzlülüğü, olarak sıralanabilir (39).

1.4.5. Reziliens Modülü

Reziliens, materyalin kalıcı deformasyona olan direncidir (39). *Reziliens modülü*, materyale deforme olma sınırına kadar yük uygulandığında, yapıda depolanan enerji miktarını tanımlar. Bir materyalin reziliensi, reziliens modülü ile ölçülür. Reziliens modülü de, oransal limitinin (*proportional limit*) karesini elastiklik modülünün iki katına bölerek belirlenir (41,46, 47).

1.4.6. Bükülme Dayanıklılığı

Bir materyalin bükülme dayanıklılığı "*üç nokta testi*" ile belirlenir. Test, her iki ucundan desteklenen bir kirişe ortasından uygulanan bir yük ile gerçekleştirilir. Eş zamanlı olarak, etki eden tüm gerilim türlerinin toplam bir ölçümünü gerçekleştirmeye yöneliktir. "*Transvers dayanıklılık*" veya "*kopma modülü*" bu özellik için kullanılan çeşitli farklı tanımlamalardır. Bu test ile, materyalin bükülmeye olan dayanıklılığı ile beraber kuvvet altında meydana gelen bükülmenin miktarı da belirlenebilir. Bükülme dayanıklılığı, test edilen materyalin uzunluğu ve kalınlığı ile

direk olarak ilgilidir ve fotoelastik analiz yöntemleriyle de belirlenebilir (39,41).

Materyallerin “*yüzey pürüzlülüğü*” ve “*kimyasal maddelere direnç*”leri hem aşınmalarını, hem de antagonistlerinde meydana getirecekleri aşındırmayı etkileyen faktörlerdir (21,40).

1.5. DIŞ HEKİMLİĞİNDE KULLANILAN RESTORATİF MATERYALLER

Modern diş hekimliğinde uygulamalar, koruyucu, düzeltici ve restoratif olmak üzere üç başlık altında toplanabilir ve bu uygulamaların %50-70’lik bölümünü restoratif diş hekimliği oluşturmaktadır (39).

Eskiden bir diş hekiminin hasta ağzında kullanacağı restoratif materyale karar verirken seçenekleri oldukça sınırlıydı. Seçimini, farklı bir iki amalgam veya döküm altın gibi ancak birkaç tip materyal içinden yapmak zorundaydı. Günümüzde dental materyallerdeki hızlı gelişmeler, diş hekiminin kullanımına farklı içeriklere sahip kompozitler, metal destekli seramikler, tüm seramik kronlar ve dental alaşımlar gibi pek çok alternatifler sunmaktadır (48).

1.5.1. SERAMİK

Seramik, Yunanca “yakılmış madde” anlamındaki “keramos” kelimesinden türemiştir, ancak günümüzde yakılarak veya pişirilerek elde edilen madde anlamında kullanılmaktadır. Seramikler belki de, insanlar tarafından yapay yoldan elde edilen ve bilim adamları tarafından araştırmalar yapılan ilk maddelerdendir. Seramiğin ilk kullanımı çok eski dönemlere dayanmakla beraber, dental materyal olarak kullanımı

günümüzden iki yüz yirmi yıl öncesine uzanmaktadır. 1774 yılında Parisli eczacı Alexis Duchateau içinde sürekli farklı kimyasal maddelerini karıştırdığı sırlı seramik kapların renklenmeye ve aşınmaya karşı çok dayanıklı olduğunu fark etti ve seramiği ilk kez dental materyal olarak kullandı (49). Her ne kadar Duchateau seramiği diş hekimliğinde tam protez yapımında kullanan ilk kişi ise de, modern diş hekimliğinin babası sayılan Fransız diş hekimi Fauchard, 1728 yılında seramikteki potansiyeli fark ederek, dişin renk ve yapısının seramik ile taklit edilebileceği konusundaki fikirlerini dile getirmişti (44,49).

Geçmişten bugüne dental seramik materyali üzerine pek çok araştırma yapılmış, bu sayede materyalin yapısında ve özelliklerinde çok büyük gelişmeler sağlanmıştır. Günümüzde restoratif diş hekimliğinde metal destekli seramik kronların yanında, ışık geçirgenliği özelliklerinden dolayı estetik açıdan oldukça iyi sonuçlar verebilen güçlendirilmiş tüm seramik kronlar, seramik veneerler, inley ve onleyler yaygın olarak kullanılmaktadır (50). Seramiğin bu şekilde yaygın olarak kabul görmesine neden olan temel avantajları mükemmel görünüm özelliği ve dayanıklılığının yanı sıra, üstün biyouyumluluğudur (48).

1.5.1.1. Seramiğin Yapısı:

İlk seramikler çeşitli ev ve süs eşyalarının yapımında kullanılmıştır. Bu materyal opaktır, oldukça zayıf ve poröz yapısından dolayı diş hekimliğinde kullanımı uygun değildir. Seramik, esas olarak kaolinden meydana gelir. Kaolinin silika, feldspat gibi diğer minerallerle karıştırılması sonucu şeffaflık ve diş hekimliği restorasyonları için gerekli olan dayanıklılık sağlanır (42).

Feldspat: Potasyum alüminyum silikat ($K_2O \text{ Al}_2O_2 \text{ 6 SiO}_2$) ve albit'in ($Na_2O \text{ Al}_2O_3 \text{ 6 SiO}_2$) karışımıdır. Kristal opak bir madde olup camı fazi sağlar. Kuartz ve kaoline matriks olarak yardımcı olur. Doğal feldspat, saf olmayıp potas (K_2O) ve soda (Na_2O) ile değişik oranlarda karışım halinde bulunur. Feldspatın soda formu ergime sıcaklığını düşürürken, potas formu ergimiş camın viskozitesini artırarak fırınlama sırasında oluşan toplanma ve piroplastik akmayı azaltır (47).

Kuartz: Silika (SiO_2) yapısında olan kuartz, dental seramik içinde mümkün olan en ince gren boyutuna inceltilmiş olarak kullanılır. Matriks içinde doldurucu görevi yapar, pişirme işlemi sonucunda ortaya çıkabilecek büzülme önler. Seramik kitlesine bir alt yapı oluşturarak stabilite sağlar. Eriyerek şekillenme ısı çok yüksek olduğu için pişirme sırasında serbest duran seramik restorasyonun şeklini korumasına yardım eder. Aynı zamanda materyale şeffaf bir görünüm verir (39,47).

Kaolin: Seramiğe opaklık verir . Bir alüminyum hidrat silikatıdır. ($Al_2O_3 \text{ SiO}_2 \text{ 2H}_2O$). Isıya oldukça dayanıklıdır. Kuartz ve feldspat için bağlayıcı olarak kullanılır. Aynı zamanda kaolin, adheziv özelliğinden dolayı su ile karıştırıldığında yapışkan bir hale gelir ve karışıma elastikiyet verdiğinden, seramik hamurunun elde işlenebilmesini de kolaylaştırır.

Bu üç temel maddeye ek olarak, başka bazı özellikler vermek için şekillendirici olarak rol oynayan bileşimler ve doğal dişlerin renklerini taklit etmek amacıyla renk oluşturan *metal oksitler* üretim sırasında seramik tozuna ilave edilir. Bu metalik pigmentler, titanyum oksit, manganez oksit, demir oksit, kobalt oksit, bakır oksit ve nikel oksit içerir (39,47). Tüm bu yapılar sayesinde seramik, hemen her renk ve tonda boyanabilir ve diğer materyallerde sağlanamayan renk derinliği verilebilir. Başlangıç safhasında hamur halindeki kitle kolaylıkla şekillendirilir ve üzerinde ilaveler, düzeltmeler yapılabilir (42).

1.5.1.2. Seramiklerin Sınıflandırılması:

Diş hekimliğinde kullanılan seramiklerin pişirilme ısıları dikkate alındığında, temel olarak üç grup altında toplanırlar (48,47,51,52, 53);

- **Yüksek ısı seramikleri:** 1288-1371°C'ta pişirilen bu seramikler çok homojen bir yapı gösterir. Şeffaflıkları nedeniyle daha doğal bir görünüme sahip olduklarından ve pişme sırasında modeli bütün detaylar ile koruyabilmelerinden dolayı, diğerlerine göre daha fazla tercih edilir. İnley, onley, jaket kronların ve köprülerin tamamında başarı ile kullanılabilir (51,53).
- **Orta ısı seramikleri:** 1093-1260°C'ta pişirilirlir. Yüksek ısı seramiklerine göre daha fazla büzülme gösterirler ve kullanım alanları daha kısıtlıdır (53).
- **Düşük ısı seramikleri:** 871-1066°C'ta pişirilen bu seramikler ise kırılganlıkları fazla olduğundan diş hekimliğinde sadece yapay dişlerin yapımında kullanılırlar (53).

Seramiklerde pişirme sırasında atomik difüzyon hızı çok yavaş olduğundan, soğuma sırasında seramikler kristalin yapısı yerine sıvı olarak katılaşarak stabil bir form oluştururlar. Bu yapılara camsı (vitröz), reaksiyon şekline ise camlaşma (vitrifikasyon) denir (47).

1.5.1.3. Glazür:

Kristal yapının cam matriks içinde homojen bir şekilde dağılamaması nedeniyle seramikler yapılarında çok sayıda çatlak içermektedir. Seramik restorasyonun laboratuarda hazırlanması sırasında meydana gelen diğer problemler de, seramiğin dayanıklılığını azaltmakta ve mine dokusunun aşınmasını arttırmaktadır (22). Bu çatlakların kapatılması dental

seramiklerin gücünü ve dayanıklılığını arttırmakta ve aşındırıcılığını azaltmaktadır (43).

Hasta ağızına daimi olarak yapıştırılmadan önce seramik restorasyonun yüzeyi mutlaka pürüzsüz ve parlak olmalıdır. Bu nedenle, pişirme sonrası seramik üzerine glazür sürülerek tekrar fırınlanır. Böylece yüzeyde, cam taneciklerinin oluşturduğu “sır” veya “glaze” denen düzgün, camsı bir tabaka meydana gelir (41).

Bazı durumlarda glazürlenmiş seramik restorasyonlara hasta ağızında tekrar bazı ufak uyumlamalar yapmak gerekebilir. Bu sonradan yapılan düzeltmeler, glazür tabakasını kaldırarak aşırı abraziv niteliğe sahip olan pürüzlü seramik yüzeyini ortaya çıkartır. Bu pürüzlü seramik yüzeyleri okluzyonda karşıt doğal dişler için potansiyel bir tehlikedir. Bu problemi ortadan kaldırabilmek için pürüzlü yüzeylerin tekrardan glazürlenmesi veya mümkün olan en iyi şekilde cilalanarak düzeltilmesi gerekir. Tekrardan glazürleme her zaman mümkün olmayabileceğinden, seramiğin yüzeyini düzelterek parlatabilen farklı yöntemler geliştirilmiştir. Bu amaçla, seramik polisaj pastaları ve farklı grenlerde seramik parlatma lastikleri kullanılmaktadır (54). Yapılan bir çok araştırmada bu yöntemin de pürüzsüz bir seramik yüzeyi sağlamada oldukça başarılı olduğu bildirilmektedir (44,54,55)

1.5.1.4. Seramiklerin Özellikleri:

Seramiğin glazür tabakası, sodyum, potasyum ve lityum gibi iri alkali metal iyonlarının varlığı nedeniyle oluşan düzensiz bir silika ağından meydana gelen camsı bir yapıya sahiptir. Bu amorf yapı camınkine benzeyen fiziksel özellikler sergiler. Bu özellikler içerisinde, kırılma ve belirgin bir ergime noktasının olmaması da yer almaktadır. Camlar, düzensiz yapıları ve plastik deformasyonlarının çok az olması nedeniyle

kırılındırlar. Camların ve kırılğan materyallerin dayanıklılığı aslında, yapılarında küçük çatlak veya çentiklerin olup olmamasına bağılıdır. Bu çatlaklar, küçük gerilme kuvvetleri altında bile hemen, yayılma eğilimine girerler ve materyalde kırılmaya neden olurlar (46,48). Bununla beraber camlar sıkıştırma kuvvetleri altında daha kuvvetlidir, çünkü sıkıştırma kuvvetleri çatlak ve yarıkları kapatma eğilimindedir. Dolayısıyla, camsı dental seramiklerin gerilme dayanıklılıkları 5000psi (35MPa) civarındayken, sıkışma dayanıklılıkları 75000psi (517MPa)'dır (48).

Dental seramiklerin dayanıklılığı, geleneksel olarak "*bükülme dayanıklılığı*" üzerinden test edilir ve "*kopma modülü*" (modulus of rupture) olarak rapor edilir. Bir camsı yapının veya seramiğinin kopma modülü yaklaşık 13000psi'dir (90MPa). Yapılarında porözitenin az olması nedeniyle, vakum altında fırınlanmış seramiklerin dayanıklılığı daha fazladır (48). Ayrıca genel olarak seramikler, kimyasal maddelerin yıkıcı etkilerine karşı çok dirençlidirler, bu durum diş hekimliği uygulamalarında büyük avantaj sağlar (46).

1.5.1.5. Tüm Seramik Kronlar:

Geçtiğimiz birkaç sene içerisinde dental seramiklerdeki en belirgin gelişmeler, tüm seramik kronların yapımı için yeni materyaller ve işlemler üzerinde olmuştur. Tüm seramik kronlar, 1903'te Land'in platin folyo tekniğini geliştirdiğinden beri, diş hekimliğinde kullanılmaktadır. Tüm seramikler, yüksek ısı feldspatik seramiklerden yapılmış, yüksek ışık geçirgenlikleri ve özel laboratuvar yöntemleri kullanılması sayesinde elde edilen, doğal estetik görüntüleri ile tanınmışlardır. Bununla beraber önceleri, dayanıklılıklarının kısıtlı olması nedeniyle, çatlama veya kırılma gibi başarısızlıkları sıkça görülmekteydi (48).

1964'te Mc Lean ve Hughes, %50 oranında alüminyum oksit taneciklerinin ilavesiyle desteklenmiş seramik bir iç çekirdek ile kuvvetlendirilen tüm seramik kronları tanıtmışlardır. Alüminyum oksit ilavesi sayesinde seramiğin dayanıklılığı 1214-1430kg/cm² ye kadar yükseltilmiştir. Daha sonraki yıllarda yüksek genleşmeye sahip magnezyum oksit, çekirdek materyali olarak geliştirilmiştir (56).

Günümüze gelinceye kadar tüm seramik kronlardaki hızlı gelişim devam etmiş, farklı ticari markalar uygulama ve içerik açısından pek çok farklı tüm seramik sistemi tanıtmışlardır. Isı ve basınç altında preslenebilen seramikler bunlara örnek olarak gösterilebilir;

IPS Empress II Sistemi (Ivoclar Vivadent): Isı ve basınç altında preslenebilen, lösit ile güçlendirilmiş seramikler 10 yıl kadar önce tanıtıldı. Lösit kristalleri camsı matriksi güçlendirmek ve yapıda oluşabilecek çatlakların yayılmasını engellemek amacıyla kullanılmaktaydı. Kristaller seramiği güçlendirmek için kullanılırken, kristalinite arttıkça altyapı veya çekirdek daha da opaklaşıyordu. İstenmeyen bu opaklaşma da, estetik kaybına neden olmaktaydı (57).

İlk IPS Empress sisteminde, estetik göz önünde bulundurularak içeriğe hacim olarak ancak %30-40 oranında kristal eklenebilmekteydi, bu nedenle bazı durumlarda restorasyonlar dayanıklılık açısından yetersizlikler gösterebilmekteydi. IPS Empress II sisteminde, lösit kristallerin yerini lityum-disilikat kristalleri almıştır. Lityum-disilikat cam seramiğinin kontrollü kristalizasyonu ile oluşturulan IPS Empress II sisteminde, opaklaşma ve ışık geçirgenliğinde azalma olmadan, yapıya hacimsel olarak %60 oranında güçlendirici kristaller eklenebilmiştir. Bu sayede elde edilen materyalinin bükülme dayanıklılığının, 200MPa'lık bir seviyeye ulaşarak, orijinal IPS Empress sisteminin üç katı kadar olduğu rapor edilmektedir.

Lityum-disilikat cam seramiği, IPS Empress II sisteminde altyapı seramiği olarak kullanılır ve tabletler halindedir. Bu alt yapı üzerine IPS Empress II toz seramiği tabakalama yoluyla yüklenir. Bu seramik tozunda ise florapatit kristalleri bulunmaktadır ve florapatit kristalleri içeren cam seramiğin ince grenli yapısının ve yüksek kristalinitesinin karşıt doğal dişleri daha az aşındırđı bildirilmektedir (57,58).

Finesse Tüm Seramik Sistemi (Dentsply Ceramco): Bu sistemde de, kayıp mum tekniğiyle seramiğin ısı ve basınç altında preslenmesi yöntemi kullanılmaktadır. Fakat bu sistemde IPS Empress II sisteminden farklı olarak, materyalin dayanıklılığını artırmak amacıyla toplam hacmin %8-10'u oranında, inceltiilmiş lösit kristalleri kullanılmaktadır (59). Aynı zamanda bazı araştırmacılara göre oldukça düşük sayılabilecek bir pişirilme sıcaklığına sahip olduğundan “süper düşük ısı seramiği” olarak düşünülebilir (45).

1.5.1.6. Seramiklerin Aşınma Ve Aşındırma Özellikleri:

Seramiklerin aşınma dirençlerini ve dental dokularda oluşturdukları aşınmayı etkileyen faktörler dört ana başlık altında toplanabilir (43);

1. Fiziksel Faktörler: Seramiklerin mekanik özelliklerini tanımlayan bu faktörlere, bölüm 1.4'te “*Aşınmayı etkileyen fiziksel (mekanik) faktörler*” olarak değinilmişti.

2. Yapısal Faktörler: Bunlar, seramiklerin kendi bileşenlerinden veya laboratuarda hazırlanması sırasında ortaya çıkabilecek faktörlerdir;

Porözite; Yığma ve tabakalama teknikleri ile hazırlanan seramikler toz halindedirler ve bir likit ile karıştırılarak metal veya güçlendirilmiş seramik alt yapı üzerine uygulanırlar. Bu laboratuvar aşamaları veya vakum altında pişirme sırasında, yapılan bazı hatalar nedeniyle seramiğin

yapısında hava kabarcıkları kalabilir. Poröz yapı hacmin %10'u seviyesine ulaştığında seramiğin dayanıklılığı yarı yarıya azalır. Aynı zamanda seramiğin yüzeyinde meydana gelen aşınma sonucu yüzeyin hemen altında bulunan bu hava kabarcıkları ortaya çıkar ve karşıt dental dokulardaki aşınmayı hızlandıracak keskin kenarlar oluşturur (5,43).

Kristaller; Camsı matriksin içinde gömülü halde bulunan kristaller çok sert yapılar olmalarından dolayı, karşıt mine dokusunda oluşan aşınmayla yakından ilgilidirler. Kristallerin abrazyv etkileri, tiplerine, toplam hacimdeki oranlarına, içeriklerine, morfolojilerine ve kristalin parçacıkların dağılımına göre farklılık gösterir. Yüksek ısı seramiklerindeki keskin kenarlı kuartz kristalleri ve tetragonal lösit tanecikleri dental dokular için oldukça abrazyv denebilecek nitelikte yapılardır.

Seram Tabakası (Ceram Layer); Dökülebilir cam seramiklerin yapımı sırasında ısı uygulaması ile kontrollü kristalizasyon sağlanması aşamasında, seramiğin yüzeyinde oluşan bir tabakadır. Seramiğin yüzeyine dik, kristalin çıkıntılar içerir ve mine dokusu için çok aşındırıcı bir niteliğe sahip olduğu bildirilmektedir.

Makyaj; Makyaj amacıyla kullanılan maddeler sert metal oksit pigmentleri içerir. Bu pigmentler seramik yüzeyindeki pürüzlerin arasına ve varsa porözlerin içine yerleşir. Aşınma direnci çok fazla olmayan glazür tabakasının aşınması ile bu pigmentler mine yüzeyindeki aşınmayı hızlandırmaya başlar. Bazı araştırmacılar bu etkinin tahmin edilenden çok daha fazla olduğunu, bu nedenle makyaj uygulamasının sadece okluzal temasın olmadığı bölgelerde yapılması gerektiğini ifade etmektedir (43).

3. Kimyasal Faktörler: Güçlü asidik etkenler, sert dental dokularla beraber, seramikler gibi camsı yapıdaki restoratif materyallerin de yüzeylerinde demineralizasyon gerçekleştirebilmektedir. Mide özsuyu çok güçlü bir asittir ve ph değeri 1'in altına inebilmektedir. Dolayısıyla, mide

sıvılarının çeşitli nedenlerle ağız içine sık gelmesi, dental dokular ve restorasyon malzemeleri için ciddi asidik ataklar oluşturur. Bu ve benzeri kimyasal etkenler, seramiklerin yüzeyindeki glazür tabakasını bozarak alttaki pürüzlü yüzeyin açığa çıkmasına neden olacağından, seramiklerin aşındırıcı özelliklerini artırmaktadır. Ayrıca korozyonun etkisiyle seramiğin kendisi de zayıflatmakta ve aşınma direnci azalmaktadır. Dolayısıyla, her iki yapının aşınma dirençlerinin azalması ve seramiğin abraziv niteliğinin artması nedeniyle, bazı olgularda okluzyon dikey boyutu büyük bir hızla azalmaktadır (43). Laboratuvar ortamında yapılan bir araştırmada, asidik ortamda mine dokusu ve seramiğin aşınmasının çok daha hızlı gerçekleştiği gösterilmiştir (54).

4. Yüzey Bitirme Yöntemlerinin Etkisi: Seramik yüzeyinin glazürlenmesi camsı nitelikte bir yüzey tabakası oluşturur. Böylece seramik sistemini dayanıklılığı artmakta, aynı zamanda aşındırıcı nitelikteki pürüzlü yüzeyinde düzelmesi sağlanmaktadır. Zorunluluk durumlarında kullanılan bitirme ve polisaj yöntemlerinin ne kadar etkin olduğunun değerlendirilebilmesi amacıyla çok sayıda çalışma yapılmıştır (5,54,55). Bazı araştırmacılar, glazürlenmiş veya cilalanmış yüzeylerin düzgünlükleri arasında belirgin bir fark olmadığına inanmaktadırlar (5,9,54,55). Son olarak bazı araştırmacılar, yüzeylerin cilalanması sonucunda, glazürleme işleminden daha düzgün yüzey özelliklerinin elde edilebileceğini ileri sürmektedirler (43,44). Ancak, genelde yapılan araştırmaların hemen hepsinde, mine dokusunun glazürlenmemiş veya polisajlanmamış seramik ile temas ettiği zaman daha fazla aşındığı belirlenmiştir (6,43,54).

1.5.2. KOMPOZİT REZİNLER

Direkt olarak hasta ağızında kullanılabilen ilk estetik restoratif materyal silikat simandı. 1800'lerin sonlarına doğru geliştirilen bu siman, bir alumina-silika camı ve bir fosforik asit likidinden hazırlanmıştı. Ağız sıvılarında kolayca çözünebilen yapıda olan silika süratle eridiğinden, yapılan restorasyonlar çok çabuk özelliğini kaybediyordu. Ancak yine de, 1950'lerin başlarına kadar tercih edilen bir materyal oldu. Tek avantajı, yavaş bir flor salınımı yapması nedeniyle sahip olduğu antikaryojenik etkiydi (39,51).

1945 yılında kendiliğinden sertleşen doldurucusuz akrilik rezinler, silikat simanın yerine kullanılmak üzere geliştirildi ve çok yaygın olmamak kaydıyla 1960'lı yıllara kadar kullanıldı. Bu materyaller, silikat simanlara göre çok daha az çözünen ve dehidratasyon özelliği olmayan ürünlerdi. Temel problemleri, polimerizasyon sırasında oluşan büzülme, termal genişleme, renklenme ve yüksek aşınma oranlarıydı (51).

Yumuşak dimetakrilat polimerine bağlanmış sert inorganik doldurucu partiküllerden oluşan kompozit rezinler, 1960'larda geliştirildi. Doldurucu partikülleri sayesinde bu materyaller, doldurucusuz rezinlere göre çok daha iyi mekanik özelliklere sahipti. Daha önceleri kullanılan malzemelere göre dental dokuların mekanik özelliklerini daha iyi taklit edebilen bu restorasyon materyallerinde, polimerizasyon büzülmesi, termal genişleme ve zayıf aşınma direnci gibi problemler belli oranda giderildi. İlk zamanlar sadece, estetiğin önemli olduğu anterior Sınıf III ve V restorasyonlarda kullanıldılar. Yapılan çalışmalar ve devam eden gelişimleri, kompozit materyallerin yeni kuşak temsilcilerinin, okluzal kuvvetlerin etkin olduğu Sınıf II posterior restorasyonlarda yaygın olarak kullanılabilmelerini sağladı (39,48).

1.5.2.1. Kompozitlerin Yapısı:

Doldurucu (filler) içeriği: Doldurucu partiküller inorganik yapıdadırlar. Kompozitlere sertlik ve dayanıklılık kazandırır ve organik matriksin termal genişleme katsayısını düşürürler (40,47). Kuartza ek olarak küçük boyutlu partiküller baryum veya lityum alüminyum silikat camlar; borosilikat camlar; baryum, stronsiyum veya çinko camlarından oluşabilir. Mikrofil kompozitlerdeki partiküller koloidal silika yapısındadır. Kompozitler, doldurucu partiküllere baryum, stronsiyum, zirkonyum veya terbiyum gibi yüksek atom ağırlıklı elementler eklenerek radioopak hale getirilebilir (48).

Organik matriks: Bu yapının işlevi, uygulama sırasında materyalin oda sıcaklığında şekillendirilebilmesini ve kısa bir zaman diliminde polimerizasyonunu sağlamaktır (42). Günümüzde kullanılan kompozitlerdeki organik polimer matriks, daha çok *bisfenol A-glisidil metakrilat (Bis-GMA)* veya *üretan-dimetakrilat (UDMA)* gibi, aromatik veya üretan diakrilat ololigomerden meydana gelmektedir (48).

Oligomer molekülleri çok visköz yapıdadır. Özellikle Bis-GMA, doldurucu inorganik partiküllerin ilave edilmesi ile birlikte klinik olarak çalışılmayacak kadar sert bir kıvama ulaşırlar. Bundan dolayı üretici firmalar materyali yumuşatabilmek için matriksin kimyasal yapısına, genellikle *trietilen glikol dimetakrilat (TEGMA)* gibi düşük molekül ağırlıklı *dilüent monomerler* ilave ederler (39,48).

Bağlayıcı (Coupling) ajanlar: Bunlar, sertleşmiş kompozitin doldurucu partikülleri ile rezin matriksi arasında güçlü bir bağlanmanın oluşmasını sağlarlar. *Organik silikon bileşiği* veya *silan* bağlayıcı ajan olarak kompozitlerin yapısında kullanılır. Doldurucu ve matriks arasındaki bağlanma, fonksiyon sırasında oluşan gerilimlerin daha iyi dağıtılabilmesini sağlar. Böylece, tek başına matriks ve doldurucu

partiküllerin dayanıklılık özelliklerine göre, daha üstün yapıda bir materyal elde edilir. Bu sayede restorasyonun aşınma direnci de artar (48).

Bütün bunlara ek olarak, kompozitler yapılarında, polimerizasyonunun kimyasal yolla veya görünür ışık aktivasyonu ile başlayabilmesini sağlayan katalizör bileşikler ve inorganik oksitlerden oluşan renk pigmentleri bulunur (39,51).

1.5.2.2. Kompozitlerin Sınıflandırılması:

Klasik Sınıflandırma:

Kompozit rezinler geleneksel olarak inorganik doldurucuların partikül büyüklüklerine göre sınıflandırılırlar (48);

Makrofil kompozitler: Boyutları 15 ile 35 μm arasında değişen iri kuartz partikülleri içeren eski "*konvansiyonel kompozitler*"dir. Bu materyaller doldurucusuz rezinlere oranla oldukça gelişmiş özellikler gösterse de, iri inorganik partiküller nedeniyle restorasyon yüzeyine yeterli polisaj yapılamaz. Yumuşak organik matriksin hızlı aşınması sonucu ortaya çıkan inorganik partiküller pürüzlülüğe neden olacağından, restorasyonun yüzeyinde, plak retansiyonu ve renklenmeler görülür. Ayrıca bu durum aşınma dirençlerini de zayıflatmaktadır. Son yıllarda cilalanabilir ince partiküller içeren materyallerin geliştirilmesi ile, makrofil kompozitlerin kullanımı büyük ölçüde terk edilmiştir (7).

Mikrofil kompozitler: Bunlar, 0.01 ila 0.12 μm çapında küre şeklinde koloidal silika partikülleri içerir (48). Mikrofil partiküllerin ortaya çıkmasıyla, konvansiyonel kompozitlerdeki yüzey pürüzlülüğü problemlerinin üstesinden gelinmiştir. Mikrofil kompozitlerde polisaj ile pürüzsüz yüzeyler sağlanabilir ve bu yüzeyleri uzun süre koruyabilirler. Böylece sürtünme azaltılır. Partiküllerin son derece küçük olmaları,

organik matrikse koruma sağlamaktadır. Bu sayede konvansiyonel kompozitlerde organik matriksin hızlı aşınması nedeniyle ortaya çıkan zayıf aşınma direnci de, artmıştır (7).

Küçük partiküllü kompozitler: Hacim olarak kompozitin %60 ila %77'sini oluşturan öğütülmüş cam veya 0.5 ila 0.3 μm çapındaki kuartz partikülleri içerirler. Doldurucuların yoğunluğu polimer matriksinkinden daha fazla olduğundan, doldurucuların ağırlıkça oranları kütlelerin yaklaşık %70 ila %90'nı oluşturmaktadır. Mevcut partiküller uniform çapta olabilir veya daha küçük partiküllerin daha büyük olanların arasındaki boşlukları doldurduğu, farklı çaplardaki partiküllerden meydana gelebilir. Böylece, daha verimli doldurma sağlanarak materyalin fiziksel özellikleri artırılmaya çalışılır (48).

Hibrid kompozitler: Hibrid kompozitlerdeki doldurucular, mikron düzeyinin altındaki partiküller ve konvansiyonel kompozitlerde bulunan makro boyutlardaki partiküllerinin bir karışımıdır. Doldurucu içeriği kompozitin ağırlıkça %60 ila %80'lik bölümünü oluşturur. Mikrofil kompozitler ile karşılaştırıldıklarında, hibrid kompozitler, daha düşük termal genleşme katsayısına sahiptirler, polimerizasyon sırasında daha az büzülürler, gerilme dayanıklılıkları daha fazladır, daha az su emilimi gösterirler ve aşınmaya karşı daha dirençlidirler (7).

Günümüzde Kullanılan Sınıflandırma:

Kompozitlerin yeni sınıflandırması, inorganik partiküllerin ortalama büyüklüğü ve dağılımı, partiküllerin hacimsel yüzdesi, iç yüzey pürüzlülüğü, sertliği, Young modülü, sıkışma dayanıklılıklarına göre düzenlenmiştir. Buna göre kompozitler beş ana başlıkta toplanırlar (60,61,62);

1. Yoğunlaştırılmış (densified) kompozitler,

2. Mikrofil kompozitler,
3. Karışık (miscellaneous) kompozitler,
4. Konvansiyonel kompozitler,
5. Fiberle desteklenmiş (fiber-reinforced) kompozitler.

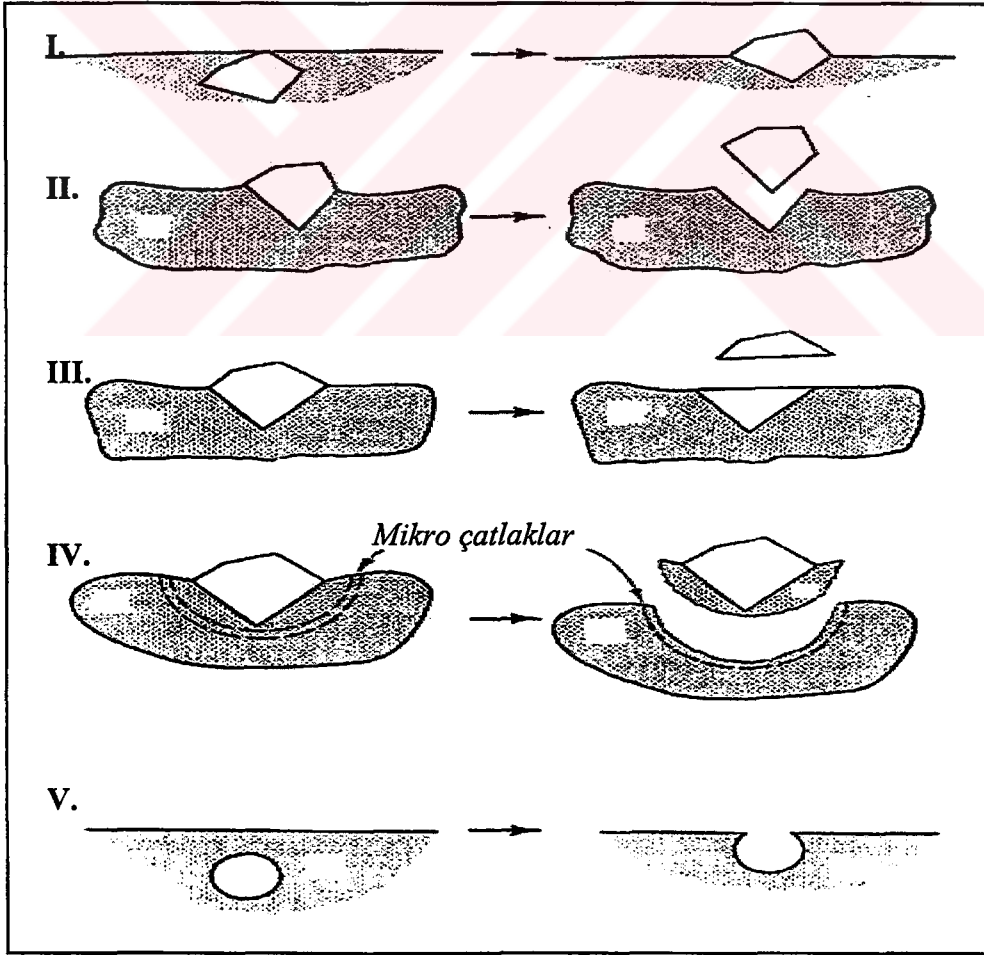
Son on yılda posterior dişlerin restorasyonlarında kompozit kullanımı, hastaların estetik restorasyonlara olan talebi nedeniyle ve kompozitlerin mekanik özelliklerindeki gelişmeler sayesinde, oldukça artmıştır (23). Kompozitlerin posterior bölgede klinik kullanımları ile ilgili en sık karşılaşılan problem, okluzal aşınmaları olmuştur (63,64). Aşınma direncinin geliştirilmesi doğrutusundaki en büyük aşama, doldurucu taneciklerin modifikasyonu ile yapılmıştır. Mekanik özellikleri geliştirilen bu kompozitlerin bazıları posterior bölgelerde okluzyona gelen alanlarda kullanılabilirlerinden **“posterior kompozitler”** olarak da anılırlar (65).

Doldurucu oranlarının artırılması ve boyutlarının küçültülmesi sayesinde mekanik özelliklerde sağlanan gelişmelere rağmen, polimerizasyon büzülmesi ve ağız içinde polimerizasyonun %100 sağlanamaması, kompozitler için problem olmaya devam etmektedir (9,23). Hasta ağzına direkt uygulanan kompozitlerdeki bu yetersizliklerin giderilebilmesi amacıyla **“indirek kompozitler”** olarak tanımlanan laboratuarda hazırlanan kompozitler tanıtıldı. Günümüzde farklı laboratuvar yöntemleriyle hazırlanan pek çok indirek kompozit, değişik ticari markalarla kullanıma sunulmuştur. Gücü artırılmış ışık kaynakları veya ısı ve basınç kullanılarak kompozitlerin polimerizasyonu bu yöntemlerin öne çıkanlarıdır. Üst düzeyde polimerize olmuş bu kompozitler, yüksek aşınma direnci, yüzey sertliği ve bükülme dayanıklılığı gibi çok iyi mekanik özellikler gösterirler (23,66,67).

1.5.2.3. Kompozitlerin Aşınma Ve Aşındırma Özellikleri:

Kompozitlerde aşınmanın oluşma şekilleri: Kompozitlerde görülebilecek olası aşınma süreçleri aşağıdaki gibi özetlenebilir (Şekil 2):

1. Organik matriksin aşınması,
2. Doldurucu partiküllerin organik matriksten ayrılması,
3. Organik matriksin aşınması sonucu ortaya çıkan doldurucu taneciklerin kendi bünyesinde kırılmalar oluşması,
4. Organik matrikste ortaya çıkan mikro çatlakların neden olduğu ayrılmalar sonucu, doldurucu partiküllerin kaybı,
5. Restorasyonun hazırlanması sırasındaki hatalar nedeniyle oluşan hava boşluklarının yüzeydeki aşınma sonucunda ortaya çıkması (48).



Şekil 2: Kompozitlerde aşınma şekilleri (48)

Kompozitlerde aşınmayı etkileyen faktörler: Kompozitlerde aşınma bir çok faktöre dayanan karmaşık bir olgudur. Buna rağmen kompozitlerde aşınma ile ilgili birkaç faktör belirlenmiştir (48):

1. *Doldurucu içeriği, partikül boyutu ve sertlik:* Doldurucu hacminin artması, aşınma direncinin de artmasına neden olur. Laboratuar çalışmaları, aşınma esnasında mikrofil kompozitlerde, daha yüksek oranda doldurulmuş ince partiküllü kompozitlere göre daha fazla materyal kaybı göstermektedir. Hacim oranını sabit tutarak, doldurucu partikül boyutunu azaltmak, yine aşınma direncini artırır. İri ve sert partiküller gerilimi belirgin oranda matrikse aktarır ve bu da muhtemelen mikro çatlaklara ve materyal kaybına neden olur. Buna karşılık birim hacim başına daha fazla sayıda küçük partikül olduğunda, partikül başına düşen kuvvet azalır (39,48,68,69).

Mine dokusununkine yakın sertlik özelliklerine sahip olan daha yumuşak doldurucu partiküllerinin eklenmesi, aşınmada azalmaya neden olmaktadır. Bu amaçla kompozitin yapısına kuartz yerine daha yumuşak yapıdaki baryum silikat camları ilave edilir. Yumuşak partiküllerin, çiğneme sırasında oluşan enerjiyi sert partiküllerden daha iyi absorbe ettikleri, dolayısıyla matrikse daha az gerilim ilettikleri düşünülmektedir (48,65). Kuartz gibi mine dokusundan daha yüksek sertlik değerlerine sahip partiküllerin, zaman içerisinde karşıt dişin mine dokusunun yüzey pürüzlülüğünü de arttırdığı gösterilmiştir (48).

2. *Bağlayıcı (Coupling) Ajan varlığı:* Matriks ile doldurucu arasında bir “silan” bağlayıcı ajanının olmaması, aşınma direncini yaklaşık yarı yarıya azaltır (39).

3. *Porözite:* Özellikle kuvvete maruz kalan bölgelerdeki dahili porözite, aşınmayı artırır. Porözitenin matriks içerisindeki gerilimleri arttırdığı ve çiğneme kuvvetleri altında mikro çatlakların oluşumuna neden

olduğu düşünölmektedir. Bu nedenle, karıştıırma gerektirmeyen ışık ile sertleşen sistemler, kendinden sertleşen sistemlere göre daha yüksek aşınma direnci göstermektedir (39,48).

4. *Polimerizasyon derecesi:* Polimerlerin kuvvet özellikleri moleküler boyut ile doğrudan ilgilidir. Polimerizasyon sırasında moleküler boyut aşırı biçimde artar. Doldurucu partiküller ışığı kırıldığından ve ışığın derin bölgelere ulaşmasını engellediğinden, mikrofil kompozitler de ışık daha uzun süre tutulmalıdır. İndirek kompozitlerle ilgili yapılan çalışmalarda bu materyallerin aşınma dirençlerinin, genelde direkt kompozitlere göre daha yüksek olduğu görölmüşür. Bunun laboratuvar ortamında elde edilen yüksek polimerizasyondan kaynaklandığı tahmin edilmektedir (39,48).

5. *Bitirme yöntemi:* Restorasyonun yüzeyinde düzeltmeler yapmak amacıyla karbid ve elmas bitirme frezlerinin kullanımı materyalin aşınma direncini azaltır. Bu yolla yapılan bitirme işleminin, mikro çatlakların oluşumu ile yüzeyi zayıflattığı veya ısı oluşumu ile matrikse zarar verdiği düşünölmektedir. Okluzal düzenlemeden sonra yüzeyin düşük viskoziteli doldurucusuz bir rezin ile örtölüp sertleştirilmesinin, aşınmayı yaklaşık %50 azalttığı rapor edilmektedir (48).

6. *Restore edilen dişin ark üzerindeki yeri:* Genel olarak, distale gidildikçe çiğneme kuvvetlerinin etkinliği artacağından materyalin aşınma oranı yükselir (48).

1.5.3. ALTIN ALAŞIMLARI

Metaller ve alaşımlar, diş hekimliğinde çok geniş kullanım alanı bulmaktadırlar. Alaşımların bu kadar yaygın kullanılması, Taggart'ın 1907'de metal döküm yapma yöntemini diş hekimliğine tanıtmasıyla başlamıştır (47). Dökümlerde kullanılan ilk metal saf altındır. Döküm halinde saf altın çigneme kuvvetlerine direnç gösteremeyecek kadar yumuşaktır. Dayanıklılığı, soğuk çalışma veya başka metallerle alaşım oluşturularak büyük oranda artırılır. Altın çok iyi dövülebilme ve çekilebilme özelliğine sahiptir. Bu özelliği nedeniyle saf altın dolgu maddesi olarak da kullanılır. Altın alaşımları daha çok döküm işlemlerinde kullanılır (42).

1.5.3.1. Altın Alaşımlarının Bileşimleri ve Özellikleri:

Değerli metal alaşımları temel olarak altın, paladyum, platin ve gümüşten oluşur. Aynı zamanda sınırlı miktarlarda bakır, indiyum, demir, kalay ve çinko gibi değersiz elementleri de içerirler. Altın, alaşımın renk değiştirmeye, lekelenmeye, karşı direncini artırır ve işlenebilirliği sağlar (51). Bakır, gümüş, paladyum ve platin genellikle yüksek altın içerikli alaşımlarda sertleştirici elementler olarak görev yapar. Çok daha düşük konsantrasyonlardaki demir ve kalay, metal destekli seramik kron ve köprülerde kullanılan metal alaşımlarında sertleştirici katkılardır. İndiyum, demir ve kalay aynı zamanda metal oksitlerin oluşumu ile, seramiğin metale bağlanabilmesini sağlarlar (48).

1.5.3.2. Altın Alaşımlarının Sınıflandırılması:

Günümüzde alaşımlar, metal-seramik sistemleri ile incelendiğinden Mc Lean'in metal-seramik sistemlerinde kullanılan alaşım sınıflaması

yaygın olarak kullanılmaktadır. Bu sınıflandırmaya göre soy metal alaşımları üçe ayrılır (47);

<i>Yüksek Altın Alaşımları;</i>	Altın-platin-Paladyum Alaşımları
	Altın-Platin Tantal Alaşımları
<i>Düşük Altın Alaşımları;</i>	Altın-Paladyum-Gümüş Alaşımları
<i>Altın İçermeyen Alaşım;</i>	Paladyum-Gümüş Alaşımları

Yüksek altın alaşımları: Bunların yapısının %98'ni altın, paladyum ve platin gibi soy metaller oluşturur (51). Amerikan Ulusal Standartlar Enstitüsü/Amerikan Diş hekimleri Birliği (ADA), dental altın alaşımları mekanik özelliklerine (*Vickers Sertliklerine*) dayanarak dört gruba ayırmaktadır (48) (Tablo 2);

Alaşım Tipi	Vickers Sertliği (VHN)	Altın	Bakır	Gümüş	Paladyum	Platin	Çinko
Yumuşak I	60 - 90	87.0	4.0	9.0	-	-	-
Orta II	90 - 120	76.0	8.0	13.0	2.5	-	0.5
Sert III	120 - 150	70.0	10.0	15.0	3.0	1.0	1.0
Ekstra sert IV	minimum 150	66.0	15.0	12.0	3.0	2.0	2.0

Tablo 2: ADA sınıflandırması, alaşımların sertlik değerleri (*Vickers Hardness Number*) ve elementlerin hacimsel oranları (47,48).

Tip I alaşımlar, zayıf ve yumuşaktırlar, işlenebilmeleri kolaydır. Bir veya iki yüzlü inley restorasyonlarında, fazla okluzal basınca maruz kalmayan alanlarda uygundur ve fazla kullanılmazlar (48).

Tip II alaşımlar, orta sertliktedirler. Tip I alaşımlarda olduğu gibi restorasyon kenarları alet kullanılarak hasta ağızında uyumlanabilir. Orta düzeyde okluzal kuvvetler alan bölgelerde üç yönlü (MOD) inley hazırlanmasında bölümlü ve tam kron yapımında kullanılırlar. (41,48).

Tip III alaşımlar, serttirler. Restorasyonun dayanıklılığının kenarların uyumlanmasından daha önemli olduğu yüksek okluzal kuvvetler altında kalan bölgelerde, inley, onley, 3/4 kron, kron ve köprü uygulamalarında kullanılırlar. Isıl işleme sertleştirilebilirler.

Tip IV alaşımlar, daha kuvvetli ve serttirler. İşlenemez bir yapıya sahiptirler. Uzun köprülerde, yer darlığı nedeniyle yapılan ince tam kronlarda, bölümlü protezlerde bu tip alaşımlar kullanılır. Tip IV alaşımlar da ısıl işleme sertleştirilebilirler (41,48).

Yüksek altın alaşımları için tipik bileşim oranları Tablo 1'de gösterilmektedir. Birkaç üretici tarafından yaklaşık %0.1 oranında iridyum da gren inceltici olarak katılmaktadır. Tip III ve IV alaşımlar, tabloda gösterildiği gibi sertleştirici element olarak yüksek oranda paladyum ve platin içermekle beraber hafif bir altın rengini muhafaza ederler. Tip III ve IV alaşımlar ısı uygulamasına duyarlıdır ve uygun ısı döngüleri ile yumuşatılıp sertleştirilebilirler (48). Yüksek altın alaşımları ağız içi kullanım için her yönden en ideal olan alaşımlardır. Fakat günümüzde ekonomik nedenlerden dolayı genellikle bu alaşımlar yerine, düşük altın alaşımları veya altınsız alaşımlar tercih edilmektedir (46,70).

Düşük altın alaşımları: Düşük altın alaşımları, temel olarak altın, gümüş, bakır ve düşük oranda paladyumdan oluşur. Altın oranları %45-60 seviyesindedir. Dayanıklı ve serttirler, işlenebilirlikleri zayıftır. Mekanik özellikleri Tip III yüksek altın alaşımları ile benzerlik gösterir. Kron, köprü restorasyonlarında kullanılmakla beraber, inley uygulamalarında nadiren tercih edilirler (48).

1.6. DİŞ HEKİMLİĞİNDE AŞINMAYI BELİRLEMEDE KULLANILAN YÖNTEMLER

Araştırmacılar ve diş hekimleri kullandıkları restoratif materyallerin fiziksel özelliklerini önceden bilmek isterler. Bu amaçla değişik yöntemler kullanılarak çok farklı araştırmalar yapılır. AĞızda kullanılan restoratif materyallerin seçiminde en önemli kriterlerden biri, materyalin aşınmaya olan direncidir. Dişlerin okluzal yüzeylerinin restore edilmesi amacıyla kullanılan materyaller, ağız ortamının ve karşıt dişlerin yaratabileceği deformasyona ve aşınmaya karşıt mutlaka dayanıklı olmak zorundadırlar (10). Minedeki ve restoratif materyallerdeki aşınma miktarlarının değerlendirilmesi amacıyla da pek çok çalışma yapılmıştır ve halen yapılmaktadır. Bu alıŐmalar genel olarak iki başlık altında toplanır (25,27,40);

- Klinik alıŐmalar
- Laboratuvar alıŐmaları

1.6.1. Klinik alıŐmalar:

Yeni üretilen materyallerin aşınma oranlarını klinik olarak incelemek çok zaman alıcı olduğu gibi, pahalı ve maalesef çok fazla değişken olması nedeniyle çok sağlıklı sonuçlar vermeyen bir yöntemdir. Materyalin üretimi ile aşınmaya olan fiziksel dayanıklılığının onaylanması arasındaki süre çok fazladır. Araştırmacılar, kullanılan restoratif materyalin tipine göre, ölçülebilir bir aşınma oluşabilmesi için 6 ay ila 2 senelik bir süreye ihtiyaç olduğunu bildirmektedir (13,28). Aynı zamanda, eğer klinik olarak geçerli sayılabilecek sonuçlar elde edilmek istenirse, çok sayıda hasta denek olarak kullanılmalıdır. Bu da pek pratik olmadığı gibi, ciddi etik problemleri

beraberinde getirir. Az sayıda denek kullanılırsa, sadece bir malzemenin aşınmaya dayanıklılık derecesi incelenebilir (27).

Klinik çalışmalar genel olarak iki şekilde yürütülebilir; Birinci yöntem, *linik skorlama sistemleridir*. Bu yöntemde, dişlerde oluşan aşınma veya belirli bir kullanım süresi sonrasında restoratif materyalin durumu görsel objektif bir değerlendirme ile incelenir (7,25). Böyle bir incelemeyi mümkün olduğunca objektif yapabilmek için eğitilmiş araştırmacılara gereksinim vardır. Bu kişilerin gözlemleri önceden kabul edilmiş kriterlere göre derecelendirilir. Dişlerde oluşan aşınmayı değerlendirmek için en sık kullanılan skorlama Smith ve Knight tarafından tarif edilmiştir. Bu sistemde, okluzal/insizal, bukkal, lingual ve servikal yüzeylerde oluşan aşınma için, açığa çıkmış dentin miktarına göre ayrı ayrı değerler verilir (2). “Birleşik Devletler Halk Sağlığı Servisi (USPHS)” restorasyonların kavite marjinde aşınma ile açığa çıkan mine miktarını aşağıdaki sınıflandırma ile skorlamıştır; *alpha*; aşınma yok, *bravo*; kavite marjinde belirlenebilir bir aşınma var, *charlie*; amelodontinal birleşime kadar aşınma var (27,71,72).

Son 10 yılda hasta ağızında skorlama yöntemiyle yapılan aşınma incelemelerinin son derece duyarlılıktan uzak olduğu tartışılmaktadır, çünkü skorlamada “bravo” ve “charlie” arasındaki fark çoğu zaman 2500 µm büyüklüğündedir. Fakat klinik olarak da bunun bir avantajı vardır ki, “charlie” skoru bir restorasyonun başarısız olduğunu kesin kanıtıdır (25).

Klinik çalışmalarda ikinci yöntem ise, replikasyon laboratuvar modelleri kullanılarak yapılan indirek incelemelerdir. Hemen restorasyon materyallerinin uygulanmasını takiben ve daha sonra belirli zaman aralıklarıyla çok hassas silikon ölçü maddeleri kullanılarak dişlerin ölçüleri alınır. Alınan ölçüler, epoksi-rezin veya model alçısı kullanılarak dökülür ve replikasyon modeller elde edilir. Bu modeller tarama elektron mikroskobu yardımı ile incelenebilir. Aşınmanın mekanizmasını

anlayabilmek ve meydana gelen yüzey değişikliklerini inceleyebilmek için tarama elektron mikroskobu çok faydalı olabilir. Ancak bu yöntem, aşınma alanının sadece çok ufak spesifik bir bölgesinde sübjektif bir değerlendirme yapabilir ve meydana gelen hacim kaybını belirleyemez. Replika modelin okluzal yüzeyinin mikroskobik çizimini yapabilen bir yüzey pürüzlüğü testi cihazı kullanılarak ölçümler alınabilir veya profilometre cihazı kullanarak aşınmanın profili ölçülebilir. Bu iki tekniğin en büyük dezavantajı, her restorasyon için sadece iki nokta arasında ölçüm yapılması ve noktalar arasındaki bu kısa ölçüm hattının aşınma öncesi belirlenmesidir. Bu nedenle okluzal temaslar arasındaki maksimum aşınma alanı belirlenemeyebilir. Ayrıca bu modellerden, stereomikroskop veya son zamanlarda geliştirilen lazer holografi teknikleri kullanılarak direk ölçümler de yapılabilir (7).

Aşınma öncesi ve aşınma sonrası elde edilen replikasyon modellerden yapılan taramalar daha sonra üst üste çakıştırılarak oluşan aşınmanın miktarı belirlenmeye çalışılır. Ağız içindeki aşınma sırasında elde edilen verileri çakıştırmak için kullanılan tüberkül eğimleri gibi referans noktalarından da madde kaybı olur. Bu nedenle bazı durumlarda sağlıklı çakıştırma yapılamayacağından verilerin değerlendirilmesi aşamasında problem olabilir (25).

Ekfeldt ve arkadaşları, replikasyon modellerin indirek olarak değerlendirdiği yöntemle yaptıkları bir çalışmada, ağırlık ölçümü yöntemini karşılaştırdılar. Bu amaçla bruksizm şikayeti olan bir bayan hastaya farklı restoratif materyallerden teleskopik köprüler yaptılar. Bu restorasyonların, hem direkt ağırlık kayıplarını ölçtüler, hem de ölçülerini alıp epoksi-rezin modellerini çoğalttılar. Elde edilen replikasyon modelleri profil ölçüm mikroskobunda incelediler ve yapılan değerlendirme sonucunda, epoksi modeller ile elde edilen sonuçlarda 10 µm'ye kadar yanılmalar olabileceğini gösterdiler (73).

Materyallerin aşınma miktarlarının hiçbir zaman yüzde yüz doğru belirlenemeyeceği, $\pm 1 \mu\text{m}$ düzeyinde bir hata payının sonuçların doğruluğu açısından tatmin edici olduğu konusunda tüm araştırmacılar hemfikirdir. Bu da ancak bilgisayar destekli yüzey taraması yapabilen üniteler ile sağlanabilir. Her ne kadar bu sistemler çok karmaşık ve pahalıysa da, ağız içi gibi aşırı komplike bir test ortamında sağlıklı denebilecek sonuçlar ancak bu yolla elde edilebilir (25). Yapılacak en doğru hareket bu tip klinik çalışmalarda sonuçların bildiriminde yukarıdaki iki yöntemin bir arada kullanılmasıdır (25).

1.6.2. Laboratuvar Çalışmaları:

Klinik çalışmaların çok zaman alıcı ve pahalı olması nedeniyle, sürekli olarak yeni geliştirilen restoratif materyaller ile beraber bu materyallerin klinik aşınmalarını belirleyebilecek bir basit ve ucuz bir yöntem, bilim adamlarının hep hayali olmuştur (25,28). Bazı araştırmalarda, laboratuvar çalışmalarında elde edilen sonuçlar ile klinik olarak elde edilen sonuçlar arasındaki ilişki tamamen birbirini desteklemeyebilir. Ancak materyallerin aşınma mekanizmalarının anlaşılabilmesini sağladıkları için laboratuvar çalışmaları her zaman önemlerini koruyacaklardır. Ayrıca laboratuvar çalışmaları restoratif materyallerin geliştirilmesi sırasında, klinik deneme öncesi materyalin fiziksel özelliklerinin öğrenilebilmesi için de önemlidir (74). Bu amaçla çiğneme sürecinde oluşan aşınmayı, ağız içindeki koşulları da taklit ederek hızlandırabilen simülatörler geliştirilmeye çalışılmıştır (13).

Çiğneme periyodunu tamamıyla taklit etmeden, abrazyonu etkileyen ana faktörleri irdeleyen test prosedürlerinin en basit örneği, yıllardır mühendislik alanında da kullanılmakta olan “*pin on disk*” şeklindeki cihazlardır. Bu mekanizmalarda, test edilecek restoratif materyal *pin*

şeklinde de *disk* şeklinde de hazırlanabilir. Pin olarak hazırlanan örnek, dönen disk şeklindeki diğer yüzeye belli bir kuvvet altında temas ettirilir. Bazılarında ortama ara madde olarak farklı çözeltiler konarak üç yapılı aşınmayı taklit etmek de olasıdır. Daha sonra geliştirilen makinelerle dişlerin birbirleri üzerinde kaymaları da taklit edilebilmiştir. (25). Condon ve Ferrance hazırladıkları mekanizma, Harrison ve Lewis tarafından geliştirilen makine buna benzer örneklerdir (75,76).

Bu cihazlar çoğunlukla iki yapılı aşınmayı taklit edebilirler. Oysa ağızda hem iki yapılı hem üç yapılı aşınma gerçekleşir. Bunu gerçekleştirmek için ara madde görevi yapabilecek bir çözeltiyi aşınan yüzeylere verebilecek daha geliştirilmiş cihazlar tasarlanmıştır. Ehrnford ve De Gee yaptıkları çalışmalarda bu özelliklere sahip cihazları kullanmışlardır (25). 1983 senesinde De Long ve Douglas fizyolojik çiğnemeyi taklit etmek için “*yapay ağız*” konseptini ortaya koymuşlar ve doğal dişlerin var olduğu, fizyolojik hareketlerin yapıldığı bir simülatörü denemişlerdir. Kapalı bir ortamda, servo-hidrolik bir sistemle dikey ve yatay hareketlerle, uygulanan yük, temas süresi ve örnekleri sürtünme mesafesi bakımından ağız ortamının tamamen taklit edilmesini amaçlamışlardır. Bu ünite, yapay ağız koşullarını en iyi taklit eden cihazdır. Günümüzde, “*Bionix Test Sistemi*” (MTS Systems Corporation, Edon, Parairie, Minnesota, USA) olarak tanımlanan bu cihaz seri olarak da üretilmekte ve satılmaktadır (40,77).

Sonraki yıllarda Bionix Sistemi kadar komplike olmasa da, pek çok araştırmacı tarafından daha pratik ve daha az maliyetli aşınma testi cihazları hazırlanmıştır. De Gee 1994 yılında yaptıkları bir çalışmada, iki ayrı motorla döndürülen, üzerlerinde test örneklerini taşıyan farklı çaplarda iki silindirin birbirleri üzerinde dönerek çalıştıkları “*ACTA Okluzal Aşınma Simülatörünü*” tanıttılar. Simülatörde test edilen örneklerin olduğu yere pirinç, darı gibi farklı doğal gıda maddeleri konarak üç yapılı aşınma da

yaptırılabilmekteydi. Daha sonra test edilen örneklerdeki aşınma miktarları profilometre ile belirlenmiştir (21).

Ramp ve arkadaşları 1997 yılında, konik şekilde hazırlanmış restoratif materyal örneklerin, mine örneklerin düz vestibul yüzeylerine dik olarak temas edip, 30°'lik rotasyon yaptırılarak temasın kaldırıldığı bir cihaz hazırlamışlar, örneklere deiyonize su banyosu altında, 75 N kuvvet altında 100.000 hareket yaptırdıktan sonra, dişlerde oluşan aşınmayı profilometre ile, materyallerde oluşan aşınmayı ise optik streomikroskop yardımıyla incelemişlerdir (8).

Aynı yıl Yap ve arkadaşları, kendi hazırladıkları “*BIOMAT Aşınma Simülatörü*” nü yaptıkları çalışmalarında kullandılar. Simülatörün tasarımını basitleştirmek için, alt çenenin çiğneme sırasında yaptığı üç boyutlu hareketin nispeten daha ufak olan antero-posterior boyutu kaldırıldı ve iki boyutlu olarak çiğneme hareketi taklit edilmeye çalışıldı. Cihazda ara madde kullanılmaksızın iki yapılı olarak farklı materyallerin aşınma oranları ve yüzey sertlikleri araştırıldı. Aşınma miktarları profilometre kullanılarak belirlenmiş ve sonuçta materyallerin sertlik değerleri ile aşınma oranları arasında hiçbir bağlantı olmadığı görülmüştür (40).

1999 yılında, Metzler ve arkadaşları ve Koczorowski ve arkadaşları yaptıkları çalışmalarda, “pin on disk” mekanizmalara iyi örnek oluşturabilecek sistemler hazırladılar (10,45). Yine aynı yıl Kern ve arkadaşları, sekiz ayrı örneğin aynı anda test edilebildiği ve eş zamanlı olarak bütün örneklere termosiklus uygulayabilen “*İki Eksenli Çiğneme Simülatörü*”nü yapmış, örneklerde oluşan aşınmayı lazer profilometreyle değerlendirmişlerdir (78).

Pek çok klinik ve laboratuvar çalışması olmasına rağmen çoğu zaman bulgular birbirini desteklememektedir. Bunun nedenlerinden biri restorasyonların aşınmasını saptamak için kullanılan hassas ölçüm

tekniklerinin, çok yaygın olarak kullanılmamasından kaynaklanmaktadır. Sağlıklı sonuçlar elde edebilmek için restorasyonların ve dişlerin kütle ve şeklindeki çok küçük değişiklikleri dahi doğru ölçmek gereklidir. Bu problemin çözümü için, hassas teraziler, stereomikroskoplar, profil projeksiyon cihazları, bilgisayar destekli üç boyutlu ölçüm mikroskopları, üç boyutlu lazer tarayıcıları, konvansiyonel ve lazer profilometreler gibi sistemler yapılan araştırmalarda kullanılmaktadır (78,79,80,81,82,83,84).

Laboratuarda yapılan aşınma çalışmalarında, birçok farklı aşınma testi cihazı ve ölçüm sistemleri kullanılmış olduğundan, çeşitli araştırmaların sonuçlarını direkt olarak birbirleri ile karşılaştırabilmek pek mümkün değildir. Her çalışmanın sonucunu kendi içinde değerlendirmek veya farklı araştırmaları karşılaştırırken, her çalışma içerisinde test edilmiş materyallerin aşınma oranlarının dizilimini dikkate almak, belkide en iyi yoldur. Restoratif materyallerin klinik davranışlarını laboratuvar verilerine dayanarak tahmin etmek de oldukça zordur. Bundan dolayı gerçekçi sonuçlar elde edebilmek için laboratuvar deneylerindeki test ortamlarının, klinik koşulları mümkün olduğunca iyi taklit etmesi gerekir (7).

2. GEREÇ VE YÖNTEM

2.1. AŞINMA CİHAZININ PROJELENDİRİLMESİ VE HAZIRLANMASI

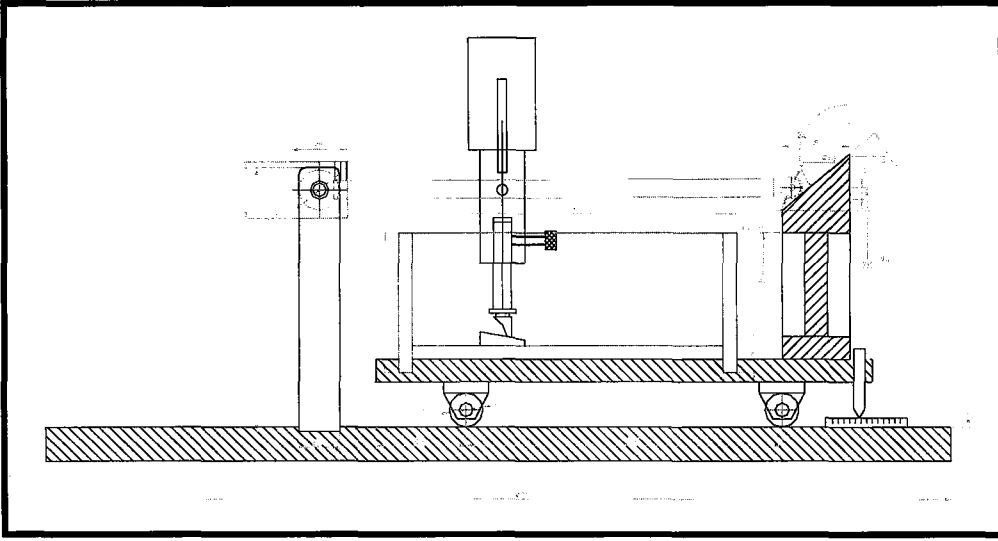
Bazı restoratif materyallerin, karşıt dişin mine dokusunda oluşturdukları aşınmayı ve restoratif materyalin ise mine dokusuna karşı gösterdiği aşınma direncini incelemeyi amaçlayan bu araştırmada, altı farklı restoratif materyalden örnekler hazırlanarak; bu örneklere, sabit çiğneme basıncı altında, darbe ve ardından doğrusal hareketle, belli bir sayıda aşınma döngüsü yaptırılarak; bunun sonucunda diş ve restoratif materyallerde oluşan aşınmanın farklı yöntemler kullanılarak belirlenmesi planlandı.

Ağız içindeki koşulları ve aşınma işlemini laboratuvar ortamında mümkün olduğunca iyi taklit edebilmek için bir aşınma test cihazı geliştirildi. Çalışmanın ilk aşaması olan diş ve restoratif materyal örneklerin aşındırılması işleminin yapılabilmesi için öncelikle, restoratif materyallerden hazırlanmış plakaların üzerinde, aşınma işlemi uygulanacak dişleri periyodik olarak hareket ettirebilen bir sistem tasarlandı, auto-cad programı kullanılarak sistemi oluşturacak parçalar bilgisayarda projelendirildi (Şekil 3 ve 4). Bu parçalar torna, erozyon ve CNC freze

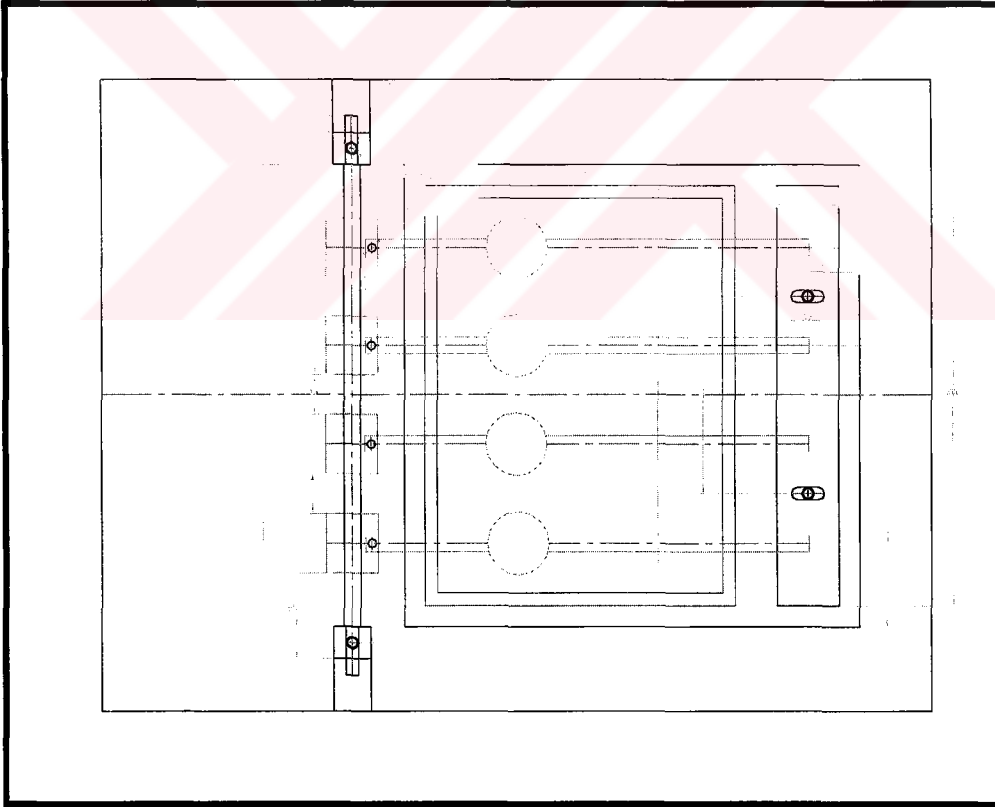
tezgahlarında hazırlandı, son olarak sistem ve yan ünitelerin montajı tamamlandı. Aşınma cihazının projelendirilmesi, parçalarının üretimi ve montajı Helis Makine Ltd. Şirketi bünyesindeki Kalıp-Torna Atölyesinde gerçekleştirildi (Resim 1 ve 2).

Ayrıntılı şemaları şekil 5 ve 6'da verilen bu sistem aşağıdaki parça ve yan ünitelerden oluşmaktadır;

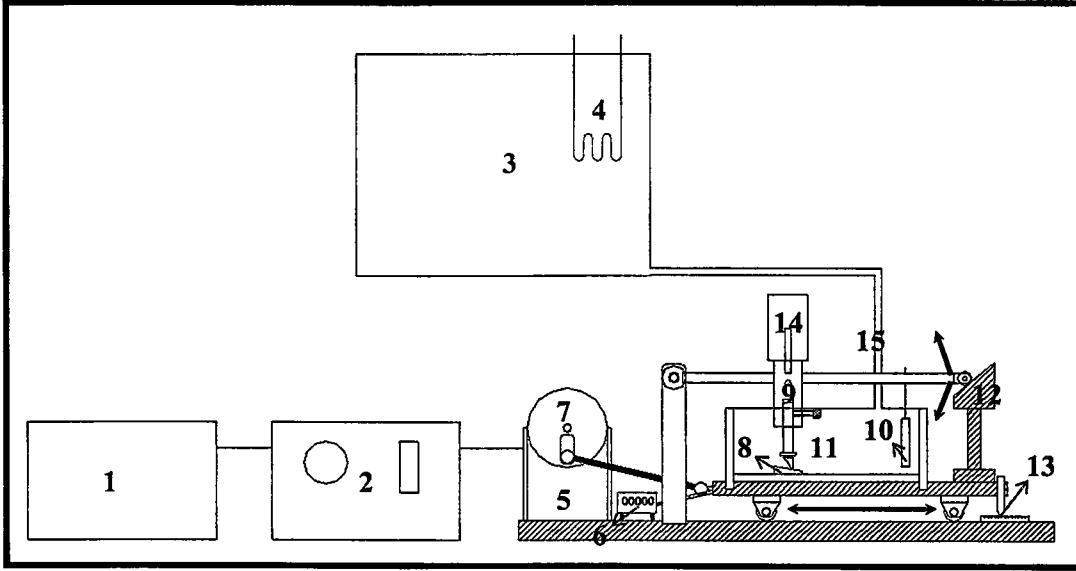
- 1- 220V'u 12V'a çeviren doğru akım transformatörü,
- 2- Şalter ve motor devrini ayarlayan potansiyometre,
- 3- Deiyonize su tankı,
- 4- Termostatlı ısıtıcı,
- 5- Sistemin hareketini sağlayan 12V'luk bir doğru akım motoru,
- 6- Sistemin hareket sayısını gösteren sayaç,
- 7- Eksantrik,
- 8- Restoratif materyal plakaların sabitlendiği örnek tutucular,
- 9- Mine örneklerin sabitlendiği örnek tutucular,
- 10- Termometre,
- 11- Örneklerde aşınmanın meydana geldiği havuz,
- 12- Darbeli aşınmayı sağlayan rampa,
- 13- Sistemin hareket mesafesini gösteren kompas,
- 14- Ağırlıklar,
- 15- Deiyonize su girişi,
- 16- Atık su çıkışı.



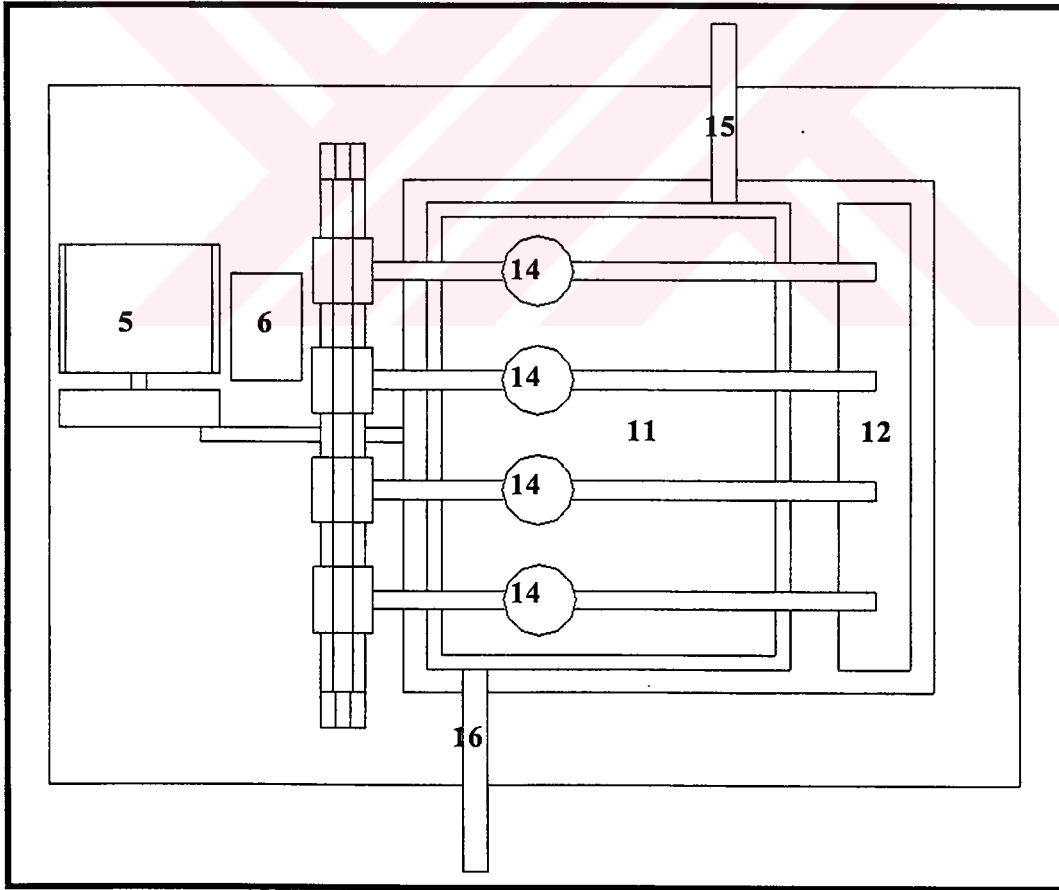
Şekil 3 :Aşınma cihazı auto-cad projeleri 1.



Şekil 4: Aşınma cihazı auto-cad projeleri 2.



Şekil 5: Aşınma cihazı ve yan üniteler.



Şekil 6: Aşınma cihazının üstten görünümü.

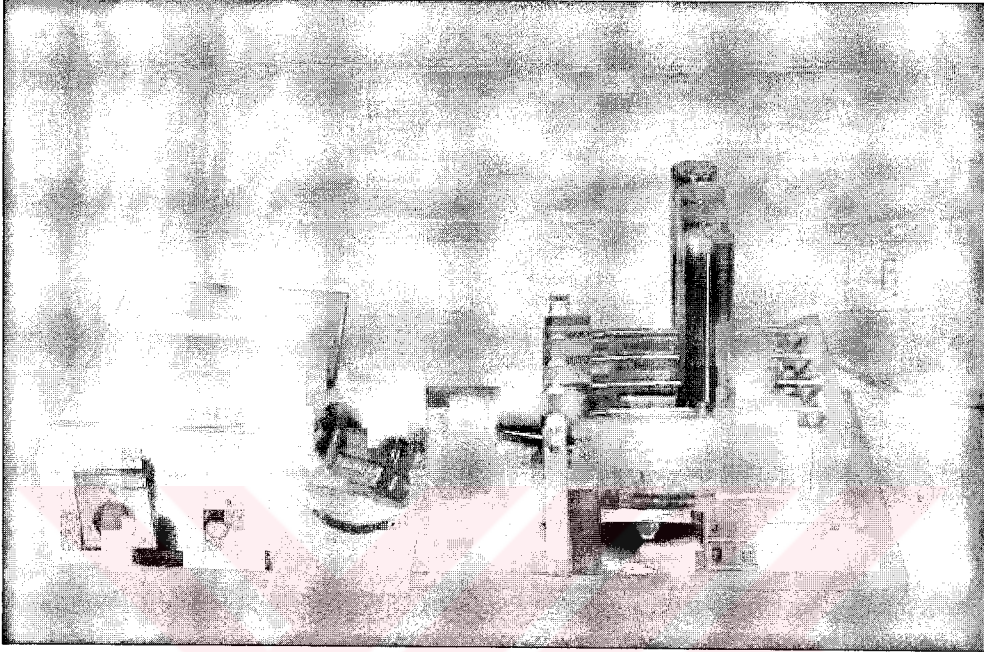
Sistemde 12V'luk bir düz akım motoru kullanıldı. Bu nedenle motor direk olarak elektrik şebekesine bağlanmadı ve araya 220V'u 12V'a çeviren bir doğru akım transformatörü yerleştirildi. Ayrıca, deney sırasında istenilen devri elde etmek için sisteme birde motor devrini ayarlayan bir potansiyometre eklendi. Potansiyometre yardımıyla, deney sırasında motor devri olarak, 80 dev./dak. kullanıldı.

Motor milinin üzerine bir eksantrik monte edildi. Buradaki eksantrik sistemi motor milindeki dairesel hareketi doğrusal harekete dönüştürmekte, dolayısıyla restoratif materyallerin yerleştirildiği hareketli araba gurubu sabit bir yol üzerinde sürekli olarak git-gel hareketi yapmaktadır. Araba grubunun üzerinde bulunan rampa kullanılarak, mine örneklerin sabitlendiği kollar birbirinden bağımsız olarak yukarı ve aşağı hareket ettirilebilmekte, böylece mine örneklerin restoratif materyal örnekler üzerinde yaptığı sürtünme hareketinin, ilk anda darbeye başlaması ve doğrusal sürtünme hareketinin sonunda, mine ve restoratif materyal örnekler arasındaki temasın kaldırılması sağlanabilmektedir (Şekil 5).

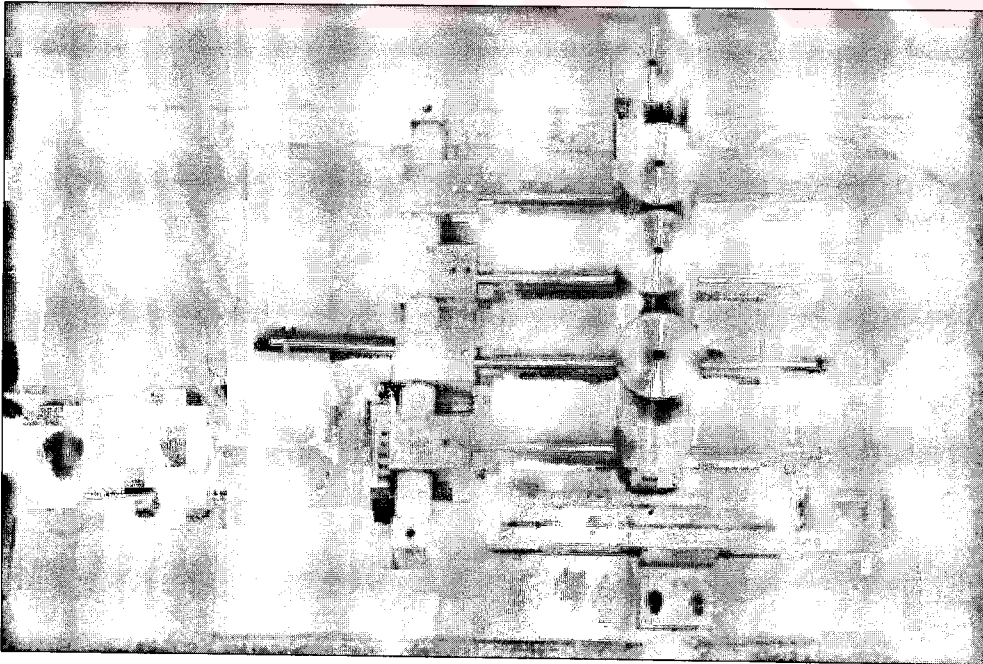
Araba gurubunun hareketi, direk olarak mine ve restoratif materyal örnek grupları arasındaki sürtünme hareketi sayısı olduğundan, uygun bir şekilde yerleştirilmiş bir mekanik sayaç kullanılarak sistemin gidip gelme hareketi sayıldı (Şekil 5). Bu sayede çalışmada incelenen tüm örneklere aynı sayıda hareket yaptırıldı.

Aşınma işlemi sırasında, ağız ortamındaki koşullar taklit edilmeye çalışıldı. Restoratif materyaller ve dişlerin aşındığı havuz $37^{\circ} \pm 1^{\circ}$ sıcaklıkta deiyonize su banyosu altında tutuldu. Su tankına 500 Watt gücünde termostatlı bir elektrikli ısıtıcı yerleştirildi. Aşınma cihazındaki havuzun içerisine de hassas bir termometre yerleştirilerek havuzun sıcaklığı $37^{\circ} \pm 1^{\circ}$

de sabit tutulmaya çalışıldı ve sabit sıcaklıktaki deiyonize su çalışma sırasında aşınma havuzuna sürekli olarak verildi.



Resim 1: Aşınma cihazının yandan görüntüsü.



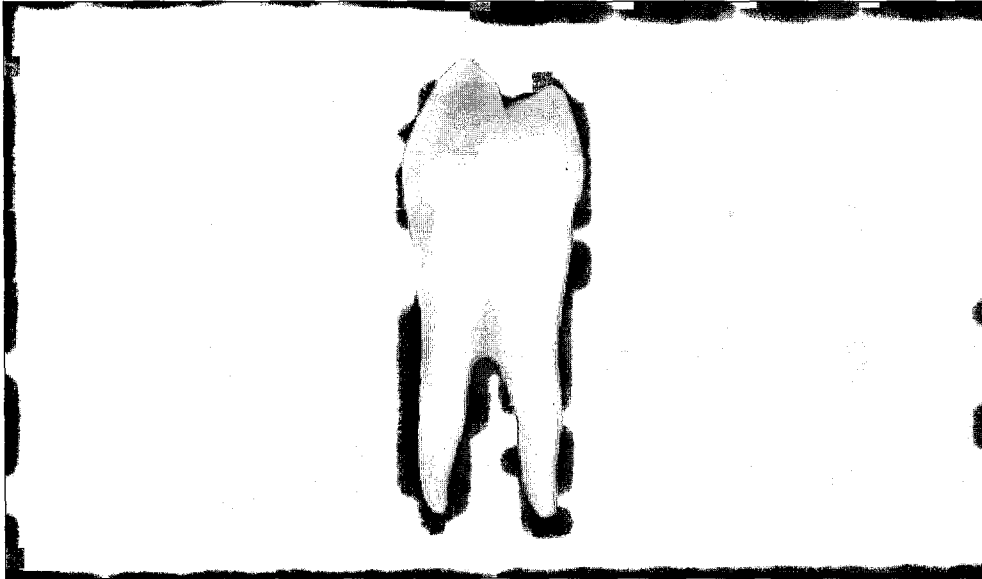
Resim 2: Aşınma cihazının üstten görüntüsü.

Deiyonize suyun havuza akışı, su tankının çıkışına yerleştirilmiş olan bir vana yardımıyla istenilen debide ayarlandı. Deney süresince restoratif materyallerin ve diş minelerinin aşınması sonucu oluşan partiküllerin abraziv etkisini önlemek için, bu partiküller uygun bir gider yoluyla suyla birlikte dışarıya atıldı. Bu sayede ortamda sürekli olarak “iki gövdeli aşınma” olması sağlandı.

2.2. TEST ÖRNEKLERİNİN HAZIRLANMASI

2.2.1. Mine Örneklerin Hazırlanması:

Çalışmada, restorasyon materyalleri karşısında 60 adet ortodontik amaçla çekilmiş üst birinci premolar diş kullanıldı. Dişlerin çürüksüz, hasarsız olmasına dikkat edildi ve dişlerde önceden oluşmuş olan aşınma miktarının mümkün olduğunca az olması için 15-25 yaş arası hastalardan çekilen dişler tercih edildi.



Resim 3: Çalışmada kullanılan bir üst birinci premolar.

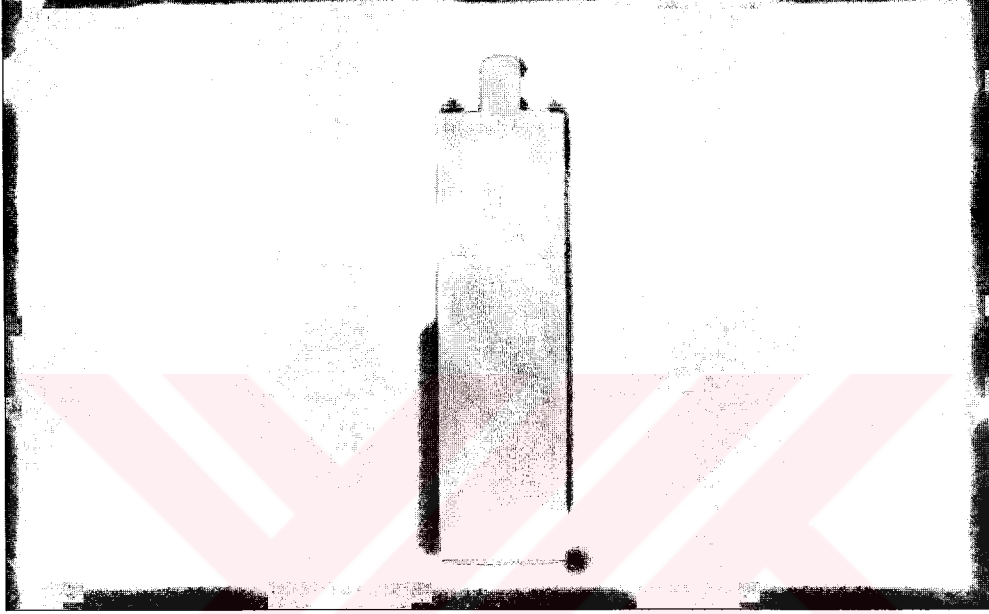
Dişler, çevrelerindeki periodontal artıklar temizlendikten sonra (Resim 3), çalışma için hazırlanıncaya kadar % 0,12'lik timol solüsyonunda saklandı. Çalışma öncesi dişlerin kökleri, mine sement birleşiminden elmas disk frezle air-rotor kullanılarak su altında kesildi (Resim 4). 1 mm çapında fissür elmas frez kullanılarak kronların pulparı uzaklaştırıldı ve dişlerin kron pulpa odalarında, ortalama 4 mm uzunluğunda, 1 mm genişliğinde ve 3 mm derinliğinde prizmatik boşluklar hazırlandı.



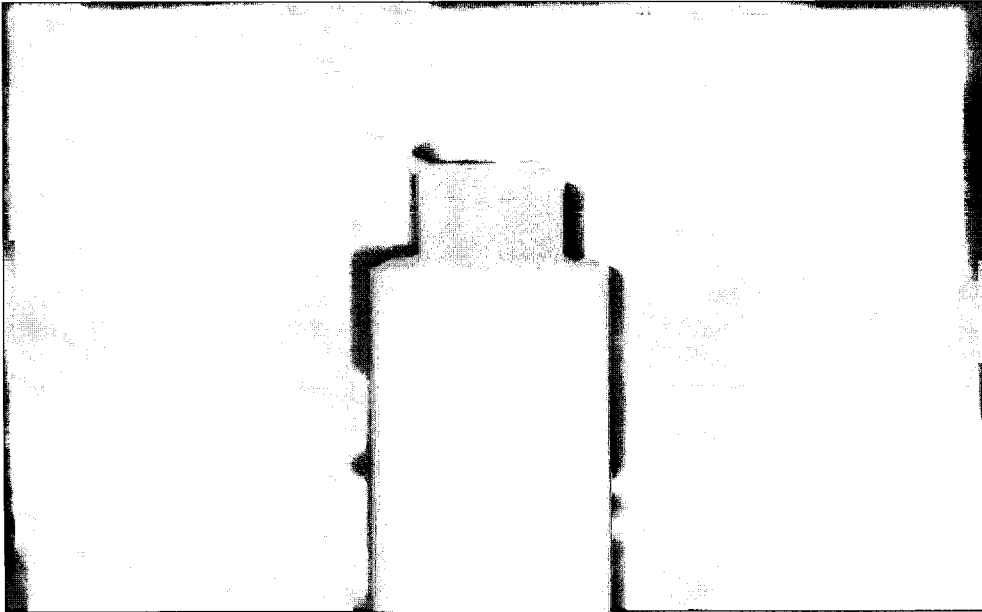
Resim 4: Kökü kesilmiş, pulpası çıkartılmış premolar kronu.

Test sonrası örneklerde oluşacak aşınmayı belirleyecek temel yöntem olarak, ağırlık kaybının ölçülmesi kullanılacağından, dişlerden elde edilen mine örneklerin, aşınma cihazındaki yerlerine herhangi bir yapıştırıcı ara madde kullanılmadan sabitlenmesi gerekmektedir. Bu amaçla “delrin” olarak adlandırılan bir çeşit sert polipropilen malzemedan yararlanıldı. 8 mm çapında 30 mm uzunluğunda 60 adet delrin çubuk, torna tezgahında

hazırlandı (Resim 5). Daha sonra bu delrin çubukların üst kısımlarına, dişlerin kronlarının yerleştirileceği, 4 mm uzunluğunda, 1 mm genişliğinde ve 3 mm yüksekliğinde prizmatik çıkıntılar, freze tezgahında yapıldı (Resim 6).

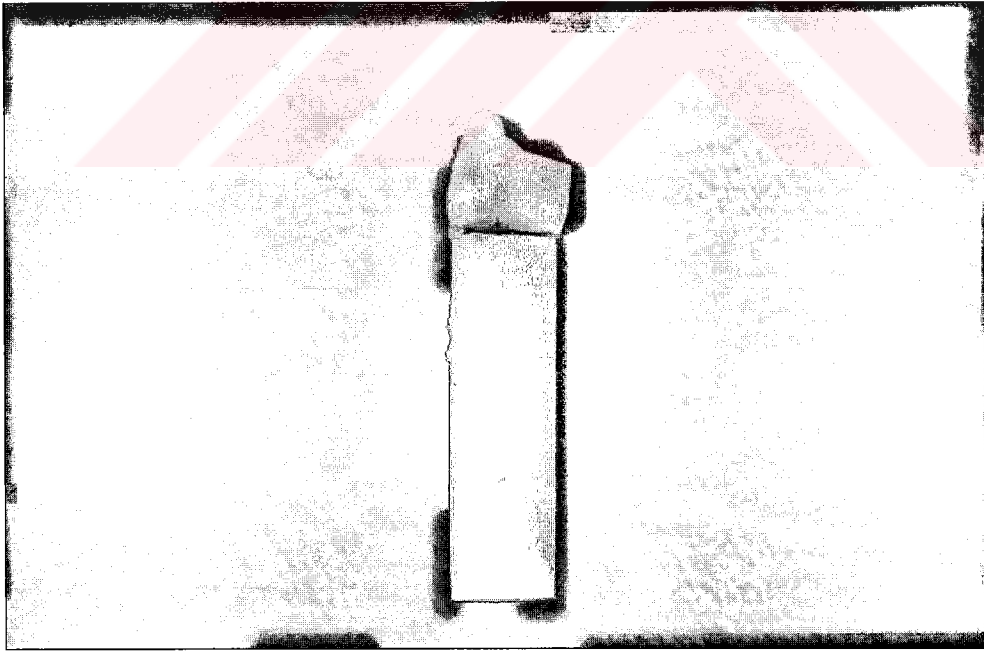


Resim 5: Mine örneklerin yapıştırılacağı delrin çubuklardan biri.

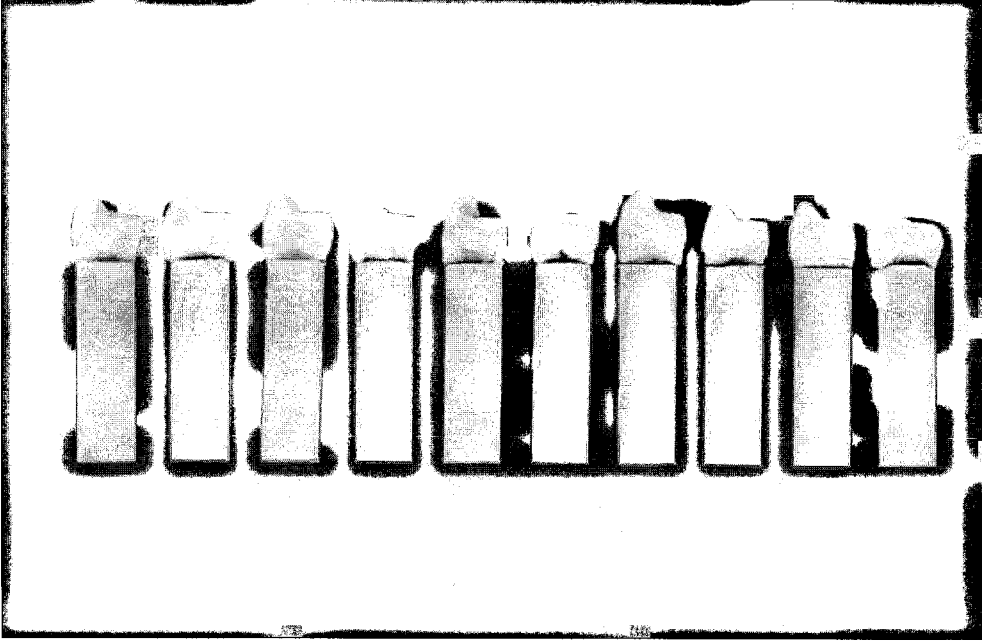


Resim 6: Delrin çubukların ucundaki freze hazırlığı.

Dişlerin kronları yapıştırılacakları delrin çubuklara uyumlandı ve dolgu niteliği olan, su absorbe etmeyen çok güçlü bir yapıştırıcı madde (Bison Epoksi Metal, Perfekta Chemie BV) kullanılarak mine örnekler derlin çubukların uçlarında hazırlanan prizmatik çıkıntılara yapıştırıldı. Aşınma testi sırasında premolar dişlerin sadece bukkal tüberküleri kullanılacağından, palatinal tüberküleri air-rotor yardımıyla elmas frez kullanılarak su altında kesilip uzaklaştırıldı (Resim 7). Tüm bu işlemler sonucunda mine örnekler, yapıştırıcı bir ara madde kullanılmaksızın mekanik yolla aşınma cihazına sabitlenmeye uygun hale getirildiler, ayrıca organik kısımları azaltıldığından ve akril gibi su emme özelliği yüksek olan maddeler kullanılmadan hazırlandıklarından su absorpsiyonları minimum seviyeye indirilmiş oldu (Resim 8). Mine örnekler aşınma testi öncesi tartıma kadar üç hafta süreyle deiyonize su içinde saklandılar.



Resim 7: Delrin çubuğa yapıştırılmış ve palatinal tüberkülü kesilmiş bir mine örneği .



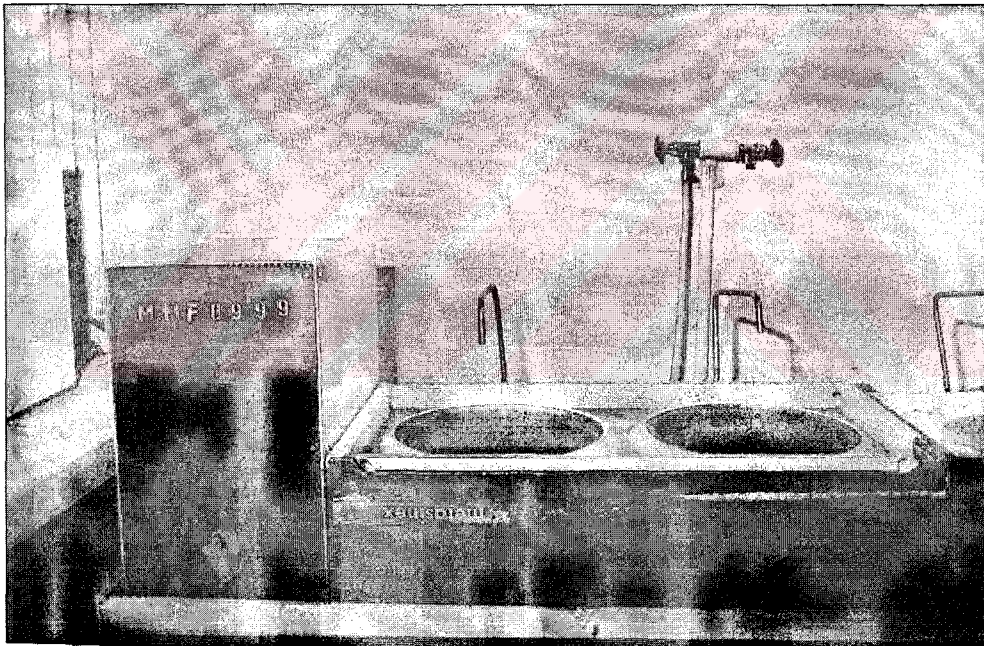
Resim 8: Aşınma cihazına yerleştirmeye hazır mine örnekler.

2.2.2. Restoratif Materyal Örneklerinin Hazırlanması:

Araştırmaya dahil edilen her restoratif materyalden 10'ar örnek hazırlanması planlandı.

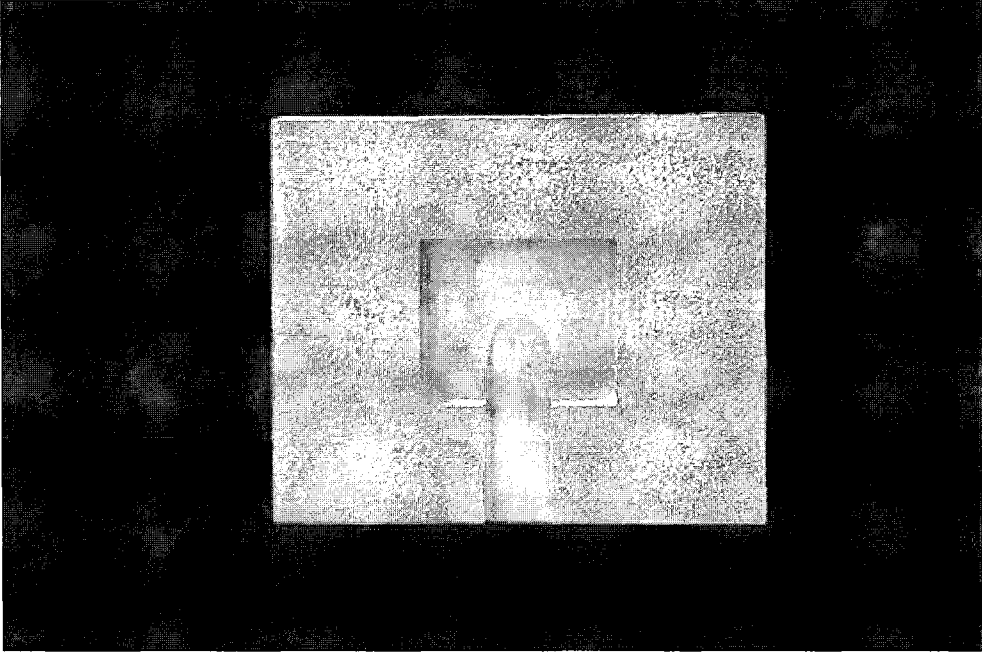
Konvansiyonel metal destekli seramik örneklerin yapılabilmesi için öncelikle 12 x 10 x 1 mm ebatlarında plaka şeklinde metal altyapılar krom-kobalt alaşımı (Remanium CS, Dentarium, Germany) kullanılarak, üretici firmanın önerileri doğrultusunda hazırlandı. Metal altyapı üzerine Vita VMK 95 (Vita Zahnfabrik, Germany) seramik setinin opağı uygulanarak ve opağın seramik fırınında (Programat P 100, Ivoclar, Liechtenstein) pişirilmesini takiben, firmanın önerdiği sıcaklıklarda birinci ve ikinci dentin seramiği pişirmeleri yapıldı. Daha sonra örneklerin yüzeyleri ince grenli bir elmas bitirme freziyle düzeltildi.

Restoratif materyal örneklerin tamamı aşınma testi sonrası profilometre cihazında incelendiğinden, aşınmanın oluşacağı yüzeylerin tamamen düzgün ve pürüzsüz olmasını sağlamak amacıyla, altın grubu hariç restoratif materyal örneklerin tümü, sırasıyla 320, 500, 800, 1000, 1500 ve 2000 numaralı silikon karbid zımparalar (English Abrasives, English Abrasives Ltd., England) kullanılarak, Dokuz Eylül Üniversitesi Mühendislik Fakültesi Metalürji ve Malzeme Mühendisliği Bölümü Metalografi Laboratuvarında bulunan polisaj cihazında (Metasinex, Rathenow, Germany) su banyosu altında düzeltildi (Resim 9).



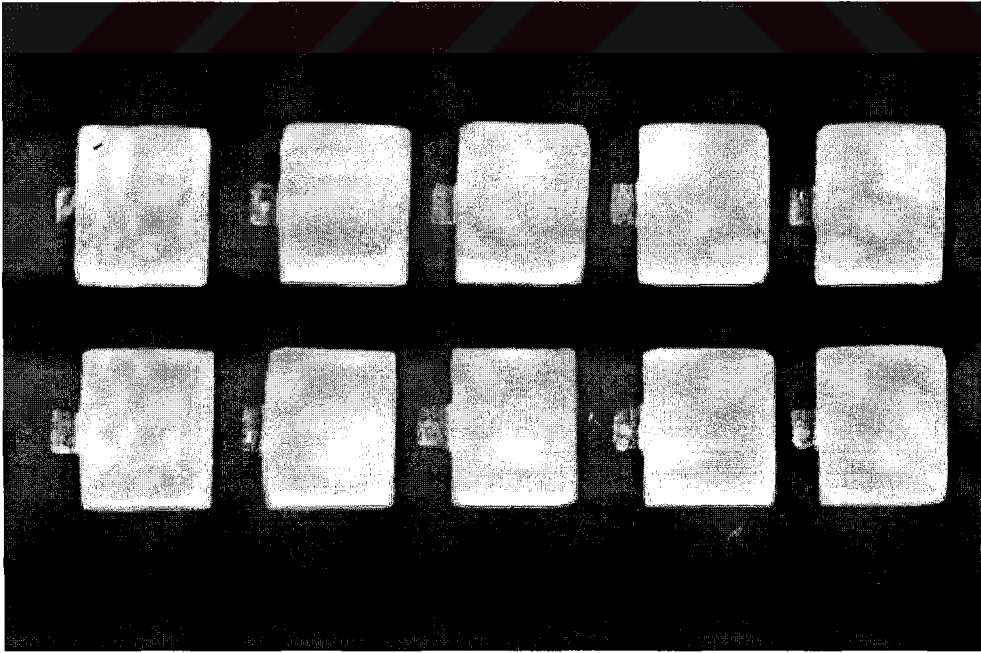
Resim 9: Örneklerin aşındırılacak yüzeylerinin hazırlandığı polisaj cihazı.

Aşındırılacak yüzeyleri polisaj cihazında düzeltilen konvansiyonel metal destekli seramik örnekler, aşınma cihazında yapıştırıcı bir ara madde kullanılmaksızın sabitlenecekleri restoratif materyal örnek tutuculara (Resim 10) sıkıca yerleşecek şekilde, ince grenli bir elmas frez kullanılarak alıştırdılar.



Resim 10: Aşınma cihazındaki restoratif materyal örnek tutucu parçalardan biri.

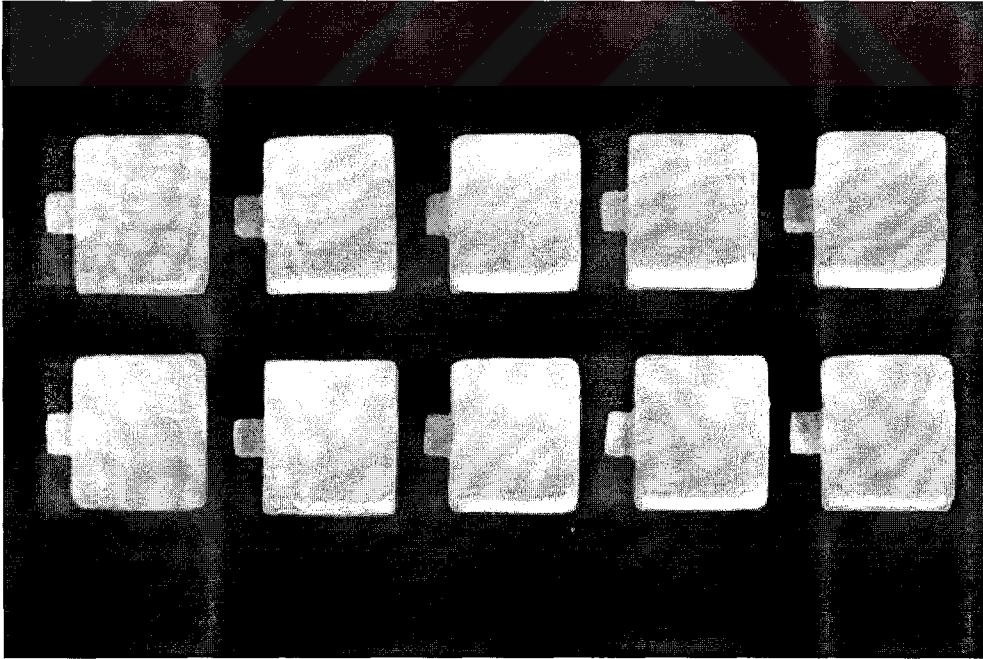
Aşınma cihazındaki örnek tutuculara alıştırılan konvansiyonel metal destekli seramik örneklere ince bir tabaka glazür uygulandı (Resim 11).



Resim 11: Vita VMK 95 metal destekli seramik örnekler.

Glazür yapıldıktan sonra seramik örnekler aşınma öncesi ağırlık tartımına kadar üç hafta süreyle deiyonize suda saklandı.

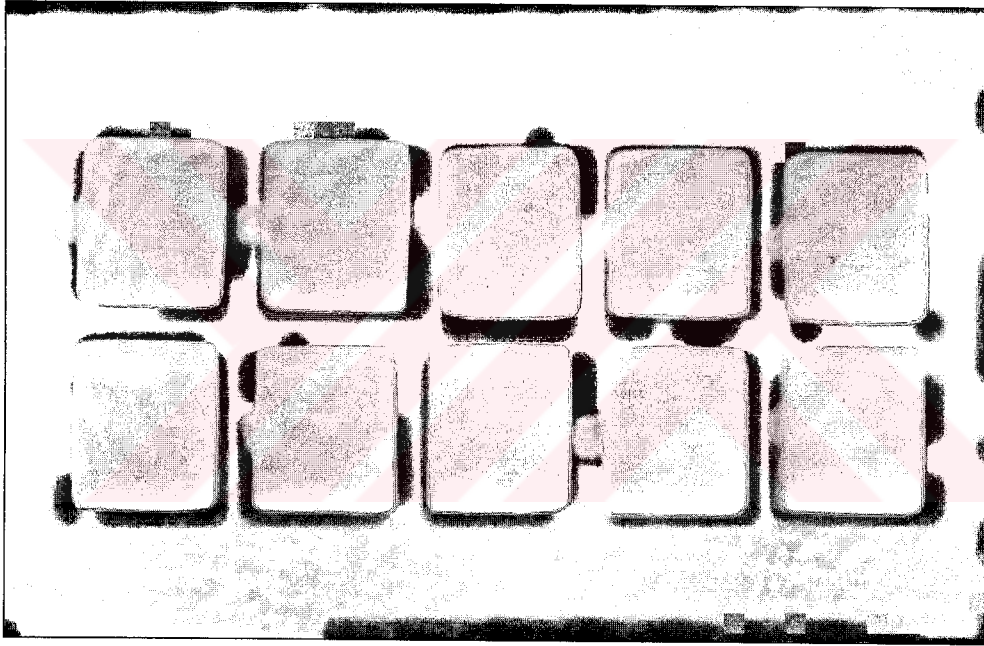
Tüm seramik örneklerin hazırlanması için, aşınma cihazındaki restoratif materyal örnek tutuculardan biri kalıp olarak kullanılarak 12 x 10 x 1 mm boyutlarında mum plakalar modele edildi. Mum plakalar revetmana alınarak, tabakalama yöntemi için kullanılan IPS Empress II ingot materyalinden (Ivoclar, Liechtenstein) üretici firmanın direktifleri doğrultusunda ısı ve basınç altında, bu işlem için özel olarak üretilmiş seramik fırınında (EP 500, Ivoclar, Liechtenstein) döküldü. Elde edilen plaka şeklindeki seramik altyapıların üzerine tabakalama tekniği için kullanılan IPS Empress II dentini uygulanarak birinci ve ikinci dentin pişirmesi standart bir seramik fırınında (Programat P 100, Ivoclar, Liechtenstein) yapıldı.



Resim 12: IPS Empress II tüm seramik örnekler.

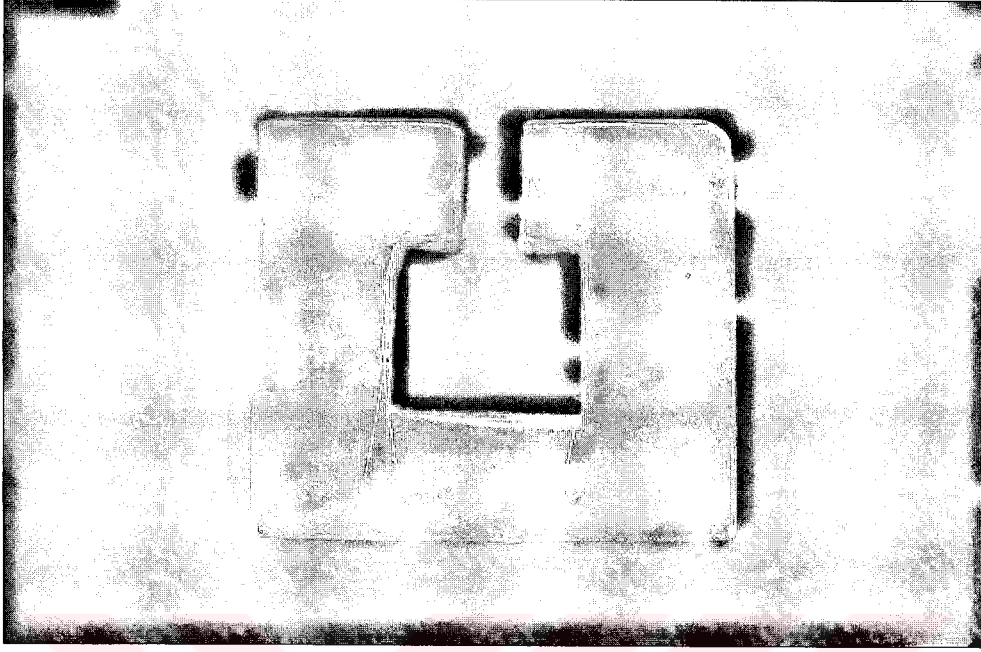
Örneklerin test edilecek yüzeyleri metal destekli seramik örneklerde olduğu gibi farklı grenlerde zımparalar kullanılarak polisaj cihazında düzeltildi. Örnekler, aşınma cihazındaki örnek tutuculara alıştırıldıktan sonra glazür uygulanarak (Resim 12) deiyonize suya yerleştirildiler.

Yine bir tüm seramik olan Finesse All-Ceramic (Ceramco, England) örnekler, IPS Empress II örneklerin elde edilmesine benzer yöntemlerle üretici firmanın önerileri doğrultusunda hazırlandılar (Resim 13).



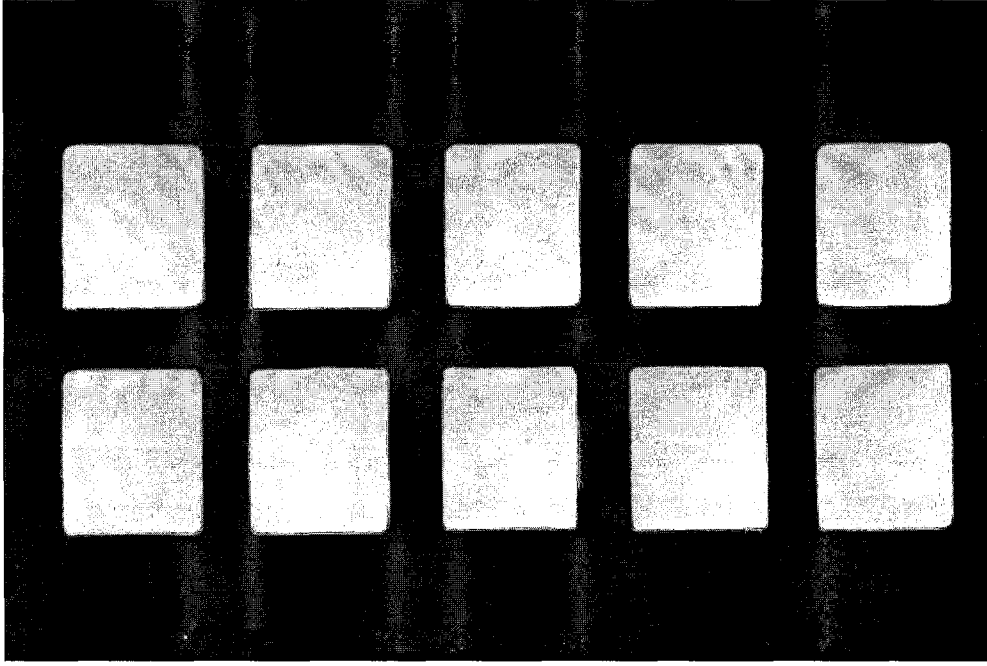
Resim 13: Finesse All-Ceramic tüm seramik örnekler.

Araştırmada kullanılan kompozit örneklerin hazırlanabilmesi için aşınma cihazındaki restoratif materyal örnek tutuculardan birinin silikon kalıbı elde edildi ve bu kalıp yardımıyla örnek tutucunun şeffaf akrilden modeli yapıldı (Resim 14). Bu şeffaf çerçevenin yapılmasında amaç, kompozit örneklerin hazırlanması sırasında kalıp olarak kullanmak ve materyalin polimerizasyonunu sağlayan mavi ışığın kompozitin her tarafına ulaşabilmesini sağlamaktır.



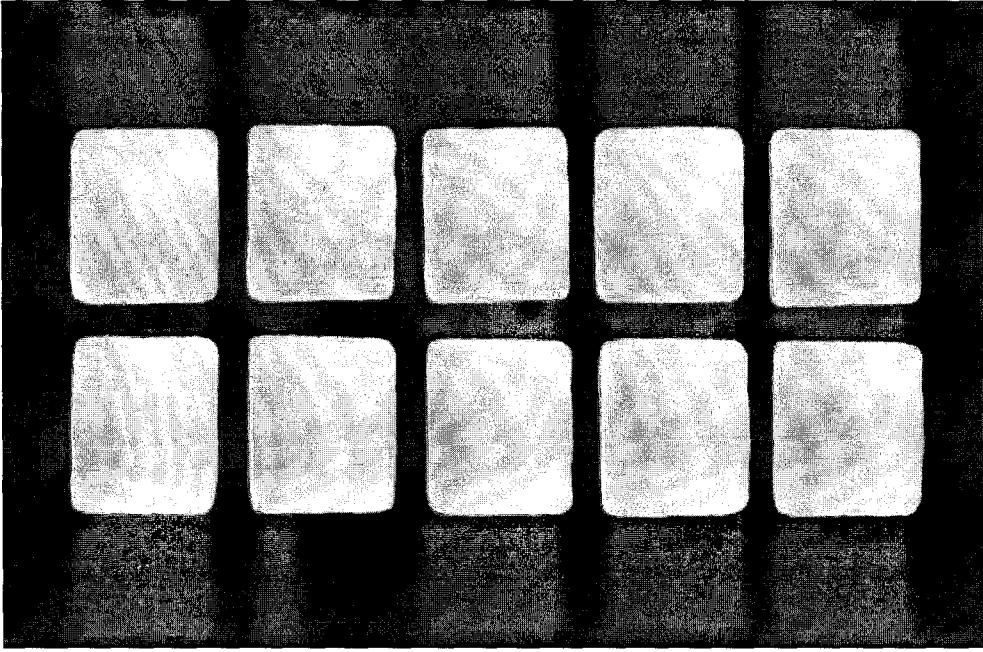
Resim 14: Kompozit örneklerin hazırlandığı şeffaf akril çerçeve.

Akril çerçeve bir cam yüzey üzerine geçici olarak sabitlendikten sonra ortadaki boşluğa Tetric Ceram HB (Ivoclar Vivadent, Liechtenstein) posterior kompozit materyali 1 mm'lik bir tabaka oluşturacak şekilde yerleştirildi. Astralis III (Ivoclar Vivadent, Liechtenstein) ışın kaynağı kullanılarak kompozit tabakasına her biri 20'ser saniye olmak üzere dört bölgeden ışın uygulandı ve tüm tabakanın sertleşmesi sağlandı. Bu işlem, 3 mm örnek kalınlığı elde etmek için iki kez daha tekrar edildi ve ışınlama her kat için aynı şekilde tekrarlandı. Daha sonra, seramik örneklerde olduğu gibi, örneklerin aşınma yapılacak yüzeyleri farklı grenlerde zımparalar kullanılarak polisaj cihazında düzeltildi (Resim 15). Örnekler, aşınma cihazındaki örnek tutuculara alıştırıldıktan sonra üç hafta deiyonize suda saklandılar.



Resim 15: Tetric Ceram HB posterior kompozit örnekler.

Laboratuar ortamında hazırlanan indirek kompozit örnekler için posterior kompozit örneklerin hazırlanması sırasında kullanılan yöntem benzer bir yol izlendi. Akril çerçeve bir cam yüzey üzerine geçici olarak sabitlendikten sonra ortadaki boşluğa Targis dentin (Ivoclar, Liechtenstein) materyali 1 mm'lik bir tabaka oluşturacak şekilde yerleştirildi ve Targis Quick (Ivoclar, Liechtenstein) ışın kaynağı altında 10 saniye süreyle ilk tabakanın ön sertleşmesi yapıldı. Bu işlem, 3 mm örnek kalınlığı sağlayacak şekilde iki kez daha tekrar edildi ve örnek akril çerçeveden çıkarılarak Targis Power (Ivoclar, Liechtenstein) ışınla sertleştirme ünitesine yerleştirildi. Örneğin sertleşmesi üretici firmanın direktiflerine uygun şekilde tamamlandıktan sonra, aşınma yapılacak yüzeyler polisaj cihazında düzeltildi (Resim 16). Bu örnekler de diğer restoratif materyal örneklerde olduğu gibi, aşınma cihazındaki örnek tutuculara alıştırıldıktan sonra, üç hafta deiyonize suda saklandılar.



Resim 16: Targis indirek kompozit örnekler.

Restoratif materyal örnekler, Anıl Dent, Dental Labor, Dentarium ve Kurtulmuş Dental Protez Laboratuvarlarında hazırlandı.

Bio Porta G (Weiland, Germany) tip IV altın alaşımı, üretici firma tarafından plakalar halinde üretilerek satışa sunulduğundan, bu örneklere polisaj dışında herhangi bir laboratuvar işlemi yapılmasına gerek duyulmadı (Resim 17 ve 18). Aşınma cihazındaki dört adet restoratif materyal örnek tutucudan bir tanesi altın alaşım plakaların yerleşebileceği şekil ve büyüklükte hazırlandı ve altın örnekler test sırasında bu şekilde aşınma cihazına sabitlendi (Resim 20).



Resim 17: Plaka şeklindeki tip IV altın alaşımı



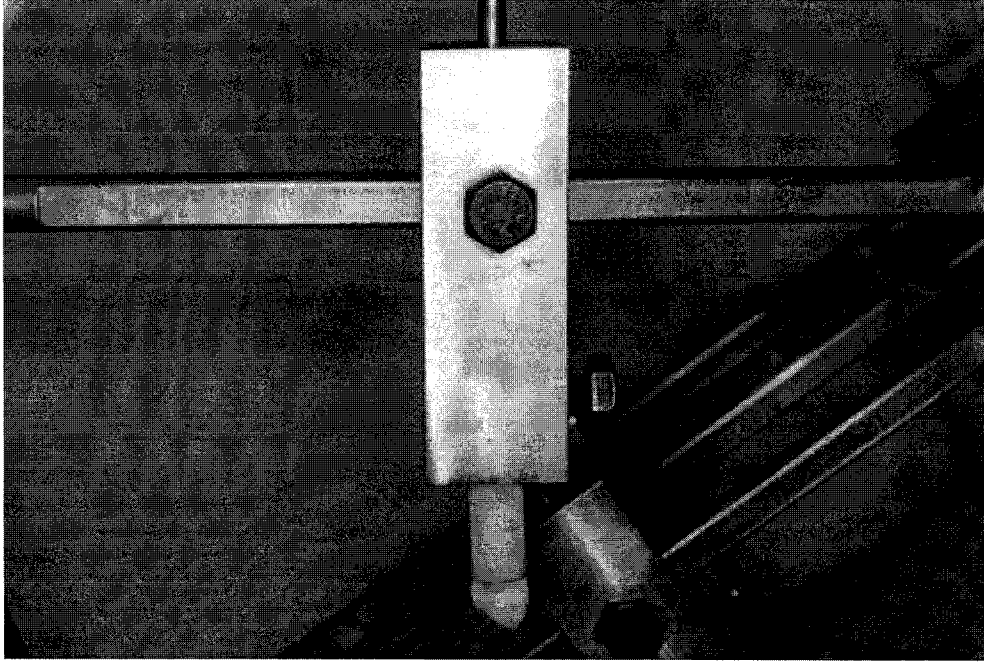
Resim 18: Bio Porta G tip IV altın alaşım örnekler.

2.3. ÖRNEKLERİN AŞINMA CİHAZINDA AŞINDIRILMASI

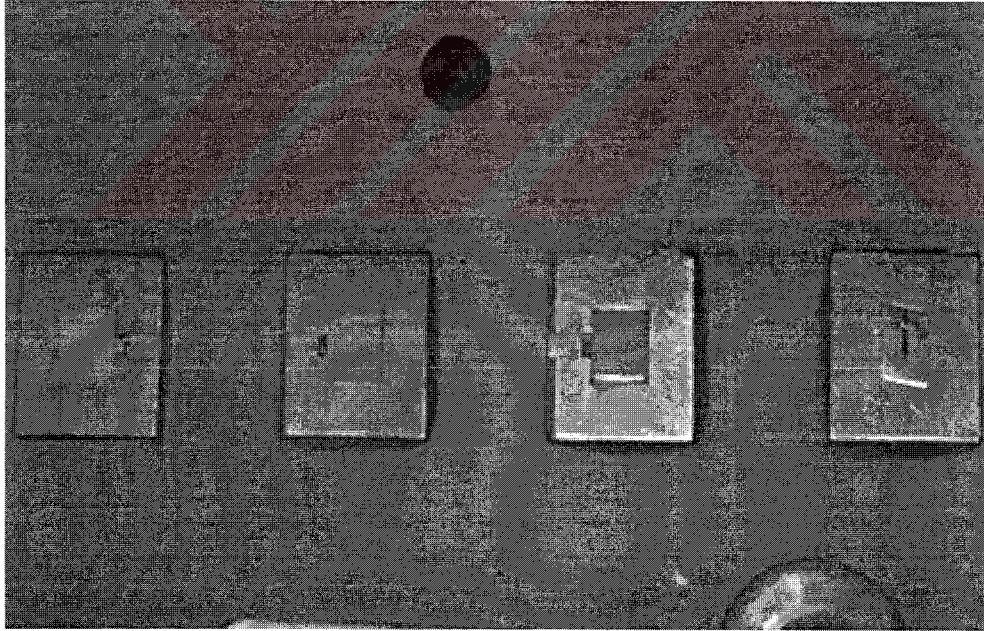
Mine ve restoratif materyal örnekler, hazırlandıktan sonra üç hafta süreyle deiyonize suda bekletildiler ve aşınma testi öncesi ağırlık ölçümleri yapıldı, ayrıca mine örneklerin aşınma öncesi profil çizimleri de hazırlandı. Bölüm 2.4.de bu işlemler ayrıntıları ile açıklandı.

Aşınma öncesi ölçümlerin tamamlanmasından sonra, örneklerin aşındırılmasına başlandı. Aşınma cihazındaki örnek tutuculara (Resim 19 ve 20), mine ve restoratif materyallerden oluşan dört çift örnek bağlandı ve örnekler $37^{\circ} \pm 1^{\circ}$ sıcaklıkta deiyonize su banyosu altında, birbirlerinden bağımsız olarak aşındırıldı (Resim 21).

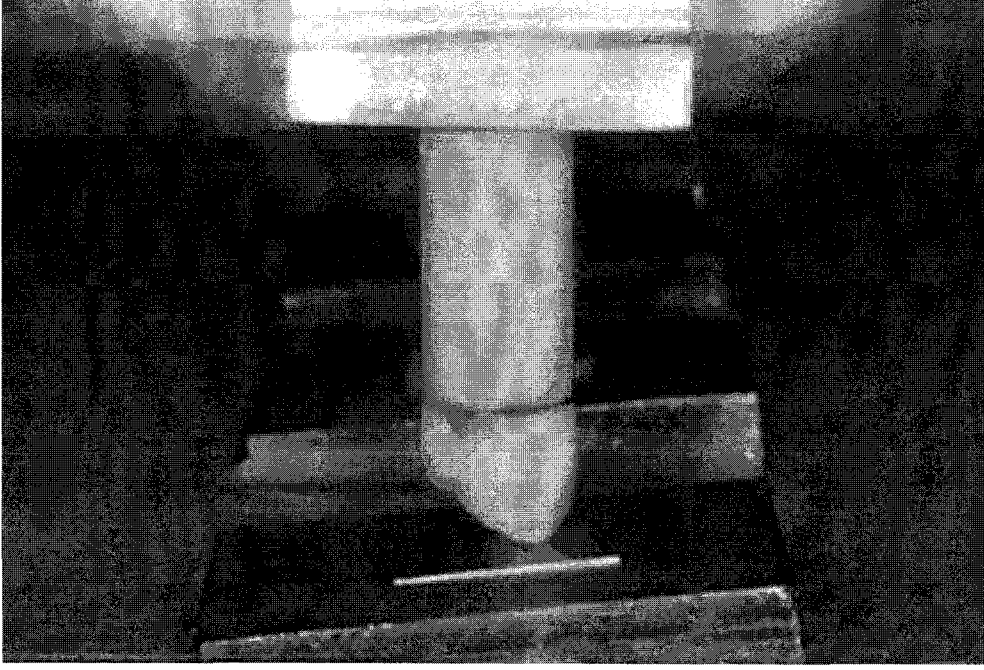
Çalışmada, örneklere yaptırılan hareket sayısı 25000, doğrusal aşınma hareketinin uzunluğu 6mm, çiğneme basıncına karşılık gelen yük 1.5 kg olarak belirlendi. Çiğneme basıncını oluşturacak ağırlıklar birbirlerinden bağımsız olarak diş örneklerin sabitlendiği örnek tutucuların üzerindeki pinlere yerleştirildi (Şekil 5). Bu kriterler belirlenirken literatürde konuyla ilgili daha önce yapılmış çalışmalarda kullanılan değerler göz önünde bulunduruldu.



Resim 19: Aşınma cihazında mine örneklerin sabitlendiği örnek tutucu parçalardan biri.



Resim 20: Aşınma cihazında restoratif materyal örnek tutucular. En sağdaki tutucu altın örneklerin yerleştirilebilmesi amacıyla farklı hazırlandı.



Resim 21: Mine ve restoratif materyal örneklerin deiyonize su içinde karşılıklı aşındırılması.

2.4. ÖRNEKLERDE MEYDANA GELEN AŞINMANIN ÖLÇÜMÜ

Örneklerde test sırasında meydana gelen madde kaybını belirlemek için, aşınma sonrasında oluşan ağırlık kaybının belirlenmesi ve daha sonra mine ve restoratif materyallerin özgül ağırlıkları kullanılarak örneklerin ağırlık kayıplarından hacim kayıplarının hesaplanması, çalışmanın temel ölçüm yöntemi olarak belirlendi ve bu yöntem mine ve restoratif materyal örneklerin tamamına uygulandı. Ayrıca, hem ağırlık kaybının belirlenmesi yoluyla hacim kaybının hesaplanması yöntemini desteklemek, hem de mine örneklerde oluşan dikey boyut kayıplarını ve restoratif materyallerde oluşan kanal derinliklerini ölçebilmek amacıyla, mine örnekler profil projeksiyon cihazında, restoratif materyal örnekler ise profilometrede incelendi.

2.4.1. Mine ve Restoratif Materyal Örneklerde Oluşan Ağırlık Kaybının Ölçülmesi Ve Hacim Kaybının Hesaplanması:

Ağırlık ölçümü yapılmadan önce tüm örnekler daha önce de belirtildiği gibi üç hafta süreyle deiyonize suda bekletildi. Bunun yapılmasındaki amaç, hem mine hem de restoratif materyal örneklerin ilk tartımı ve aşınma sonrası ikinci tartımı arasında kalan zamanda su absorbe etmelerine engel olmaktı. Örnekler suya doyuruldu ve böylece örneklerde su absorpsiyonu nedeniyle oluşabilecek bir hata olasılığının önüne geçilmiş oldu.

Örneklerin aşınma öncesi ve sonrası ağırlıkları, Ege Üniversitesi Tıp Fakültesi Biyokimya Anabilim Dalı Araştırma Laboratuvarında bulunan ve 0,1 mgr hassasiyetinde ağırlık ölçümü yapabilen, dijital bir hassas terazide (Scaltec SBC 31, Scaltec Instruments GmbH, Germany) ölçüldü (Resim 22).



Resim 22: Dijital hassas terazi.



Resim 23: Örnek ağırlıklarının belirlenmesi.

Her örnek tartılmak amacıyla sudan çıkarıldıktan hemen sonra üzerindeki su damlaları bir kurutma kağıdı ile alındı ve bir dakika süreyle 40° sıcaklıkta kuru hava altında kurutuldu. Daha sonra örnek, terazinin kefesine konarak ağırlığı kaydedildi ve bir dakika beklenerek ağırlık tekrar kaydedildi (Resim 23). Bu iki değerin ortalaması aşınma işlemi öncesi örnek ağırlığı olarak belirlendi. Test sonrası aynı işlemler tüm örnekler için bir defa daha yapılarak aşınma sonrası örnek ağırlıkları belirlendi ve her örnekte oluşan ağırlık kaybı hesaplandı.

Mine ve restoratif materyal örneklerde aşınma sonucu oluşan ağırlık kaybı değerleri kullanılarak hacim kayıplarının hesaplanması için “*Hacim = Kütle / Özgül Ağırlık*” formülünden yararlanıldı. Minenin özgül ağırlığı daha önce bu konuyla ilgili literatürde yer alan çalışmalardan (16), restoratif materyallerin özgül ağırlıkları ise, üretici firmaların bilimsel dokümanlarından sağlanarak, örneklerin aşınma sonucu kaybettikleri hacim miktarını hesaplamada kullanıldı. Mine ve restoratif materyallerin özgül ağırlıkları Tablo 3’de verildi.

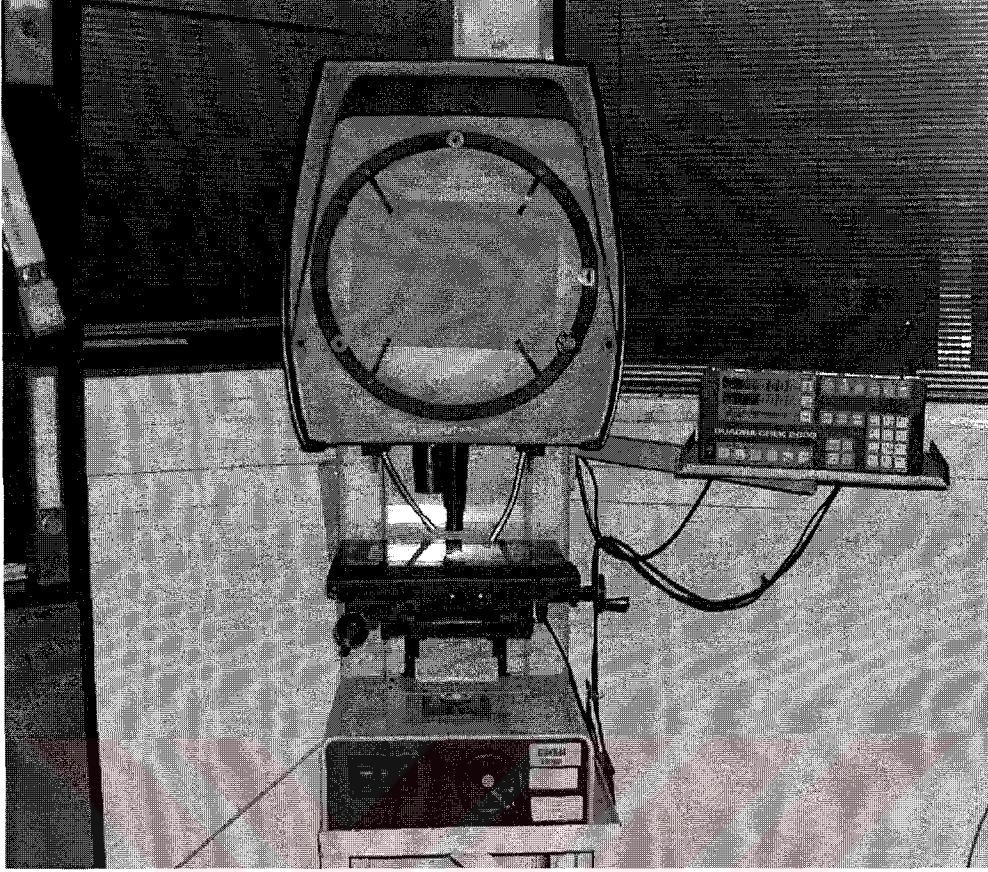
MADDE	ÖZGÜL AĞIRLIĞI
Mine	3 gr/cm ³
Vita VMK 95	2,4 gr/cm ³
IPS Empress II	2,5 gr/cm ³
Finesse All-Ceramic	2,5 gr/cm ³
Targis	2 gr/cm ³
Tetric Ceram HB	2,25 gr/cm ³
Bio Porta G	18,8 gr/cm ³

Tablo 3: Mine ve restoratif materyallerin özgül ağırlıkları.

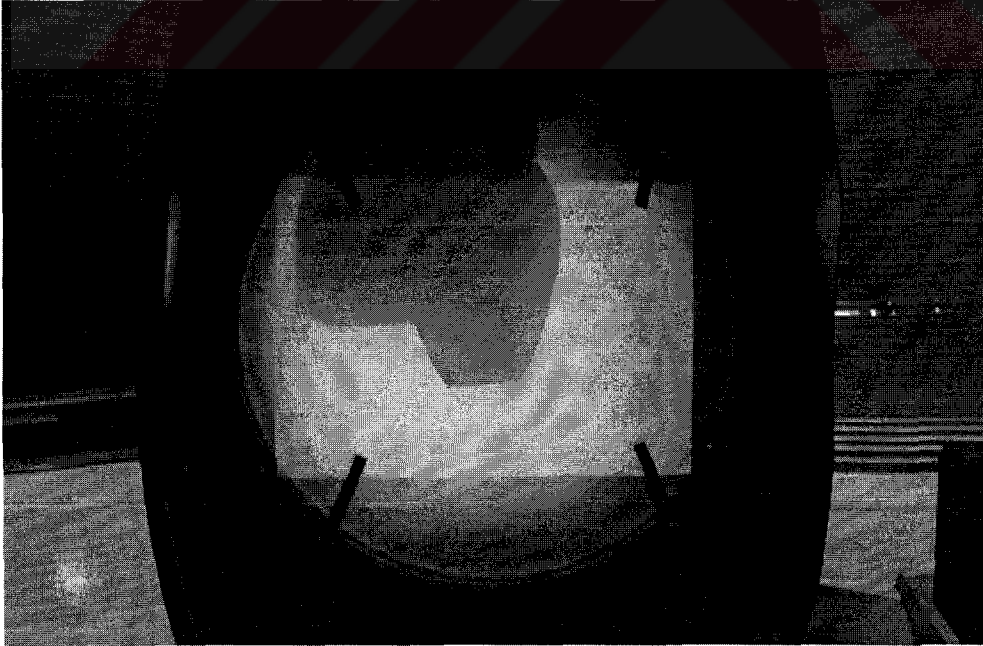
2.4.2. Mine Örneklerin Profil Projeksiyon Ölçümleri:

Bu işlem için Teba A.Ş. Kalite Kontrol Laboratuvarında bulunan Profil Projeksiyon Cihazı (Scherr Tumico, S-T Industries Inc., Minesota, USA) kullanıldı (Resim 24).

Aşınma testi öncesi profil projeksiyon cihazında aydınlatma kağıtlarına mine örneklerin 20 defa büyütülmüş profil çizimleri yapıldı. Test sonrası örnekler tekrar profil projeksiyon cihazına yerleştirildiler (Resim 25) ve ilk durumlarının çizimleri ile yeni profilleri arasındaki madde kaybı profil projeksiyon cihazında bulunan dijital mesafe ölçüm ünitesi (Quadra Check 2000, Metronics, New Hampshire, USA) yardımıyla 0,001 mm hassasiyetinde ölçüldü (Resim 26).



Resim 24: Profil projeksiyon cihazı.

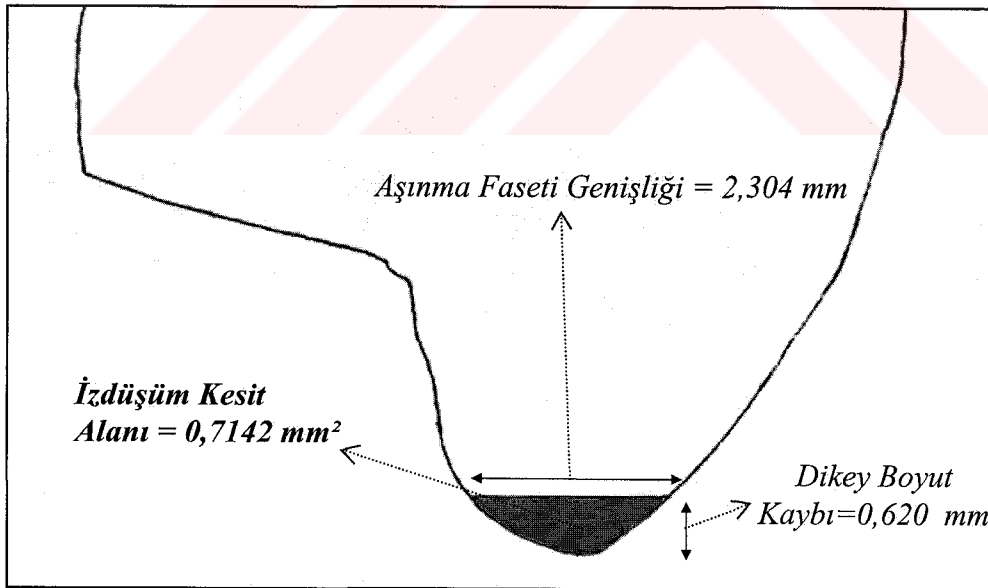


Resim 25: Bir mine örneğin aşınma testi sonrası profil projeksiyon cihazında incelenmesi.



Resim 26: Profil Projeksiyon cihazındaki dijital ölçüm ünitesi.

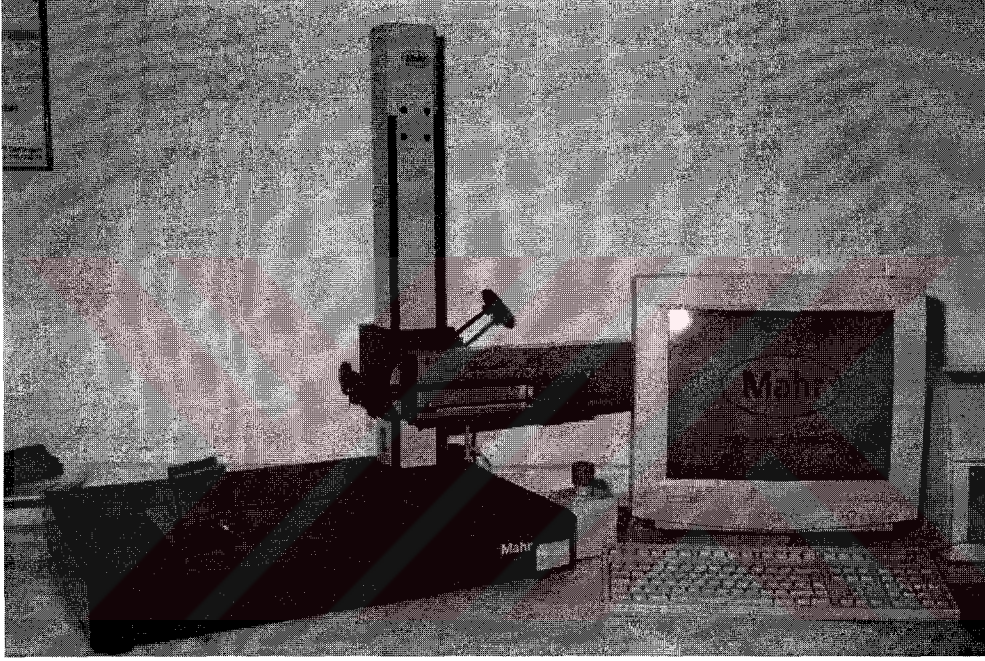
Cihazda, mine örneklerde oluşan aşınma fasetinin genişliği ve oluşan dikey boyut kaybı ölçüldü ve örneğin aşınma sonrası kaybedilen izdüşüm kesit alanı yaklaşık olarak hesaplandı (Resim 27).



Resim 27 : Bir mine örneğin profil projeksiyonu.

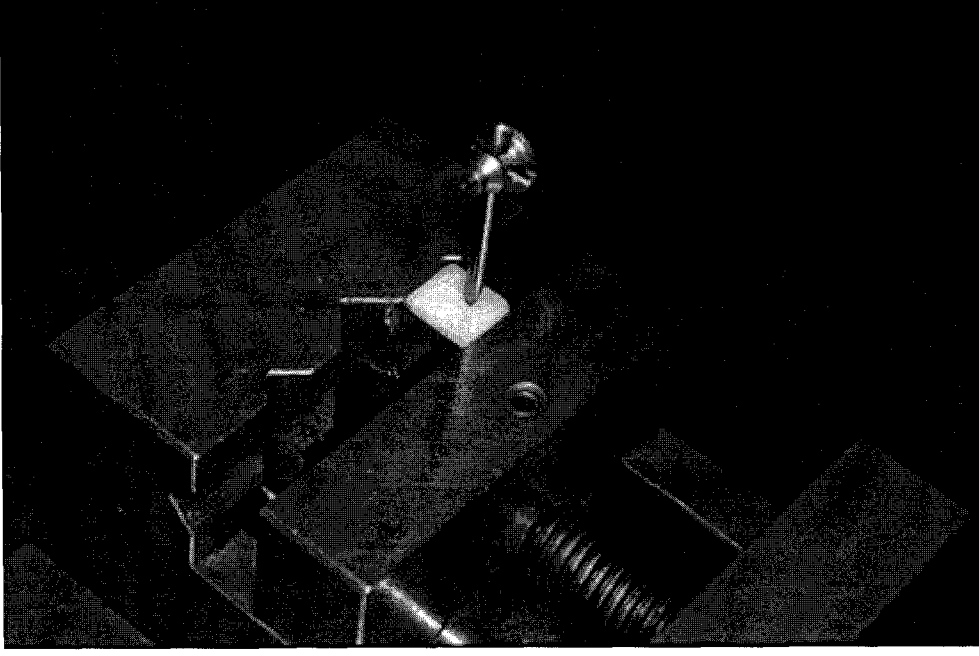
2.4.3. Restoratif Materyal Örneklerin Profilometrik Değerlendirilmesi:

Aşınma testi sonrası restoratif materyal örneklerde oluşan aşınma kanalları Totomak A.Ş. Kalite Kontrol Laboratuvarlarında bulunan profilometre cihazında (Perthometer PCV 200, Mahr GmbH, Germany) incelendi (Resim 28).

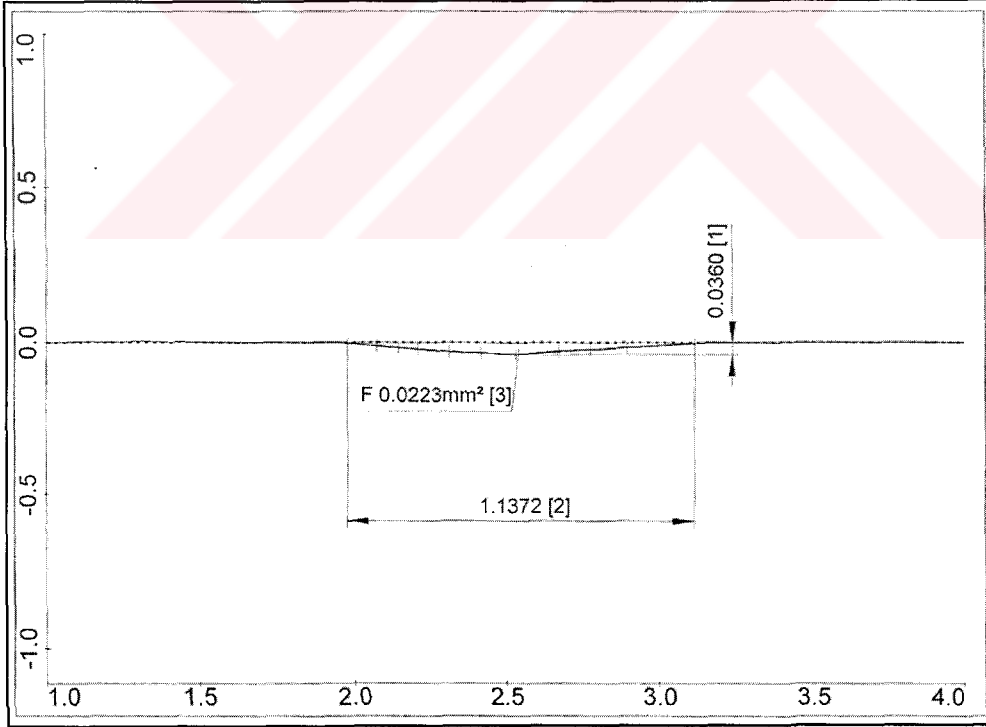


Resim 28: Profilometre cihazı.

Her restoratif materyal örnek, cihazdaki örnek tutucu aperiye yardımıyla sabitlendikten sonra, örneğin yüzeyinde bulunan 6 mm uzunluğundaki aşınma kanalı 1,5 mm arayla kanalın aksına dik olacak şekilde üç noktadan tarandı (Resim 29). Bu taramaların yapıldığı bölgelerdeki aşınma kanalı genişliği, aşınma kanalının derinliği ve resim 27’de “F” ile gösterilen, aşınma kanalının “*tarama kesit alanı*”, cihazın bilgisayarındaki yazılım programı yardımıyla 0,0001 mm hassasiyetinde belirlendi (Resim 30).



Resim 29: Restoratif materyal örneklerde oluşan aşınma kanalının profilometre cihazında taranması.



Resim 30: Bir restoratif materyal örneğinin profilometre taraması.

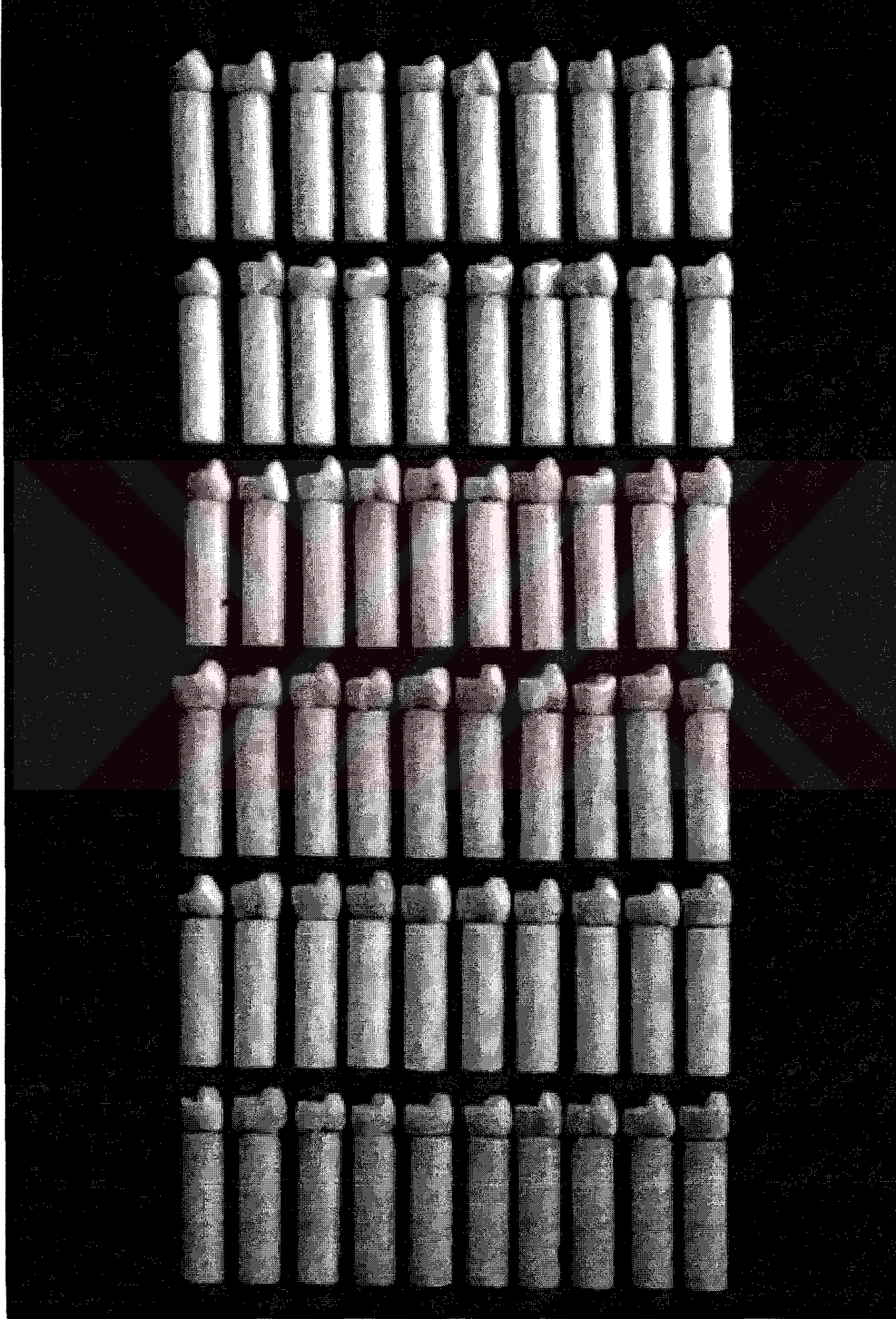
2.4.5. Mine Ve Restoratif Materyal Örneklerin Taramalı Elektron Mikroskopunda İncelenmesi:

Taramalı elektron mikroskopunda incelenecek örnekler deiyonize sudan çıkartılarak bir hafta oda sıcaklığında kurutuldu. Kurutulan örneklere her alkol konsantrasyonu için yarım saat süreyle olmak üzere sırasıyla, %30, %50, %70'lik alkol serisi uygulandı, örnekler son olarak bir saat süreyle absolü alkol içinde bekletildiler.

Alkol serisi tamamlanan örnekler, karbon bazlı bir yapıştırıcı kullanılarak pirinç taşıyıcılar üzerine yapıştırıldı, fosfor pentoksit içeren desikatör içinde 48 saat bekletildi ve vakum altında Sputter Coater (Polaron SC 502, England) ile yaklaşık 200 angström altın ile kaplandı.

Hazırlıkları tamamlanan örnekler, taramalı elektron mikroskopunda (Jeol JSM 5200, Tokyo, Japan) incelendi, gerekli görünen bölgelerden farklı büyütmelemlerde örneklerin fotoğrafları alındı.

Çalışmada kullanılmak amacıyla hazırlanmış ve aşınma işlemi tamamlanmış tüm mine örnekler resim 31’de görülmektedir.



Resim 31:Aşınma testi uygulanmış tüm mine rnekleri.

2.5. İSTATİSTİKSEL DEĞERLENDİRME

Tüm sonuçlar elde edildikten sonra istatistiksel değerlendirme, Ege Üniversitesi Mühendislik Fakültesi Bilgisayar Mühendisliği Bölümünde yapıldı. Örneklerin aşınması sonrası elde edilen hacim kaybı, izdüşüm kesit alanı kaybı, tarama kesit alanı kaybı, dikey boyut kaybı sonuçlarının istatistiksel hipotez kontrollerinde, önem seviyesi $\alpha = 0.05$ olarak kabul edildi ve tek yönlü varyans analizi (One Way Anova) yapılarak gruplar karşılaştırıldı. Hacim kaybı, izdüşüm kesit alanı kaybı, tarama kesit alanı kaybı, dikey boyut kaybı değişkenlerinde farkın anlamlı bulunduğu durumlarda, gruplar arası farkların belirlenmesinde “Dunnet C” testi kullanıldı.

Aşınma testi sonrası örneklerde oluşan hacim kaybı, kesit alanı kaybı ve dikey boyut kaybı arasındaki doğrusal ilişki korelasyon analizi yapılarak test edildi.

3. BULGULAR

3.1. MİNE VE RESTORATİF MATERYAL ÖRNEKLERDE OLUŞAN HACİM KAYBINA AİT BULGULAR

Mine ve restoratif materyal örneklerde aşınma testi sonrası meydana gelen hacim kaybını belirlemek için, örneklerin test sonrası oluşan ağırlık kayıpları ölçülmüş ve daha sonra mine ve restoratif materyallerin özgül ağırlıkları kullanılarak, ağırlık kayıplarından örneklerin hacim kayıpları hesaplanmıştır.

Aşınma testi öncesi ve sonrası mine ve restoratif materyal örneklerde yapılan ağırlık ölçümleri sonucu elde edilen değerler Ek 1-1, 1-2, 1-3, 1-4, 1-5 ve 1-6'da gösterilmiştir. Bu verilerden yararlanılarak elde edilen ağırlık kaybı bulguları, ortalamaları ve standart sapma değerleri ile birlikte mine örnekler için olan sonuçlar Tablo 4'te, restoratif materyal örnekler için olan sonuçlar ise Tablo 5'te verilmiştir.

Ağırlık kaybı sonuçları mine ve restoratif materyal örneklerde oluşan hacim kayıplarının hesaplanmasında kullanıldığından, istatistiksel değerlendirilmeye dahil edilmemiştir.

Restoratif materyallerin özgül ağırlıklarının farklı olması nedeniyle, materyallerde oluşan madde kayıplarının birbirleri ile karşılaştırılabilmesi amacıyla, materyallerin aşınma sonucu oluşan ağırlık kayıplarından, özgül

<u>Örneğin ait olduğu grubun numarası:</u>	MİNE ÖRNEKLER							
	Vita VMK 95 Grubu	IPS Empress II Grubu	Finesse All-Ceramic Grubu	Targis Grubu	Tetric Ceram HB Grubu	Tip IV Altın Alaşım Grubu		
<u>1</u>	6,15	4,95	7,95	1,95	1,55	0,45		
<u>2</u>	5,05	5,05	6,70	1,55	1,60	0,50		
<u>3</u>	6,25	5,15	8,10	1,60	1,25	0,75		
<u>4</u>	5,95	5,05	6,45	1,50	1,05	0,40		
<u>5</u>	6,00	5,65	8,15	1,70	1,60	0,45		
<u>6</u>	5,40	5,35	7,80	2,00	1,10	0,35		
<u>7</u>	6,05	5,55	6,45	1,20	1,15	0,45		
<u>8</u>	6,15	5,35	6,45	1,25	1,40	0,40		
<u>9</u>	6,25	5,45	6,90	1,60	1,25	0,60		
<u>10</u>	6,25	5,95	8,05	1,65	1,05	0,35		
<u>ORTALAMA</u> <u>AĞIRLIK KAYBI:</u>	<u>5,95 ± 0,40 mgr</u>	<u>5,35 ± 0,31 mgr</u>	<u>7,30 ± 0,77 mgr</u>	<u>1,60 ± 0,26 mgr</u>	<u>1,30 ± 0,22 mgr</u>	<u>0,47 ± 0,12 mgr</u>		

Tablo 4: Mine örneklerine ait ağırlık kaybı bulguları.

RESTORATİF MATERYAL ÖRNEKLER							
<u>Örneğin ait olduğu grubun numarası:</u>	Vita VMK 95 Grubu	IPS Epress II Grubu	Finesse All Ceramic Grubu	Targis Grubu	Tetric Ceram HB Grubu	Tip IV Altın Alaşım Grubu	
<u>1</u>	0,80	1,00	1,05	0,25	0,45	0,30	
<u>2</u>	1,35	1,10	1,25	0,30	0,45	0,45	
<u>3</u>	1,30	1,15	0,85	0,35	0,30	0,50	
<u>4</u>	1,15	1,20	1,15	0,25	0,30	0,20	
<u>5</u>	1,35	1,25	1,00	0,25	0,25	0,40	
<u>6</u>	1,25	1,20	1,20	0,35	0,30	0,30	
<u>7</u>	1,00	1,60	0,80	0,20	0,20	0,35	
<u>8</u>	0,85	1,60	1,00	0,15	0,25	0,35	
<u>9</u>	1,05	1,55	1,10	0,25	0,30	0,45	
<u>10</u>	0,90	1,25	1,05	0,15	0,20	0,50	
ORTALAMA AĞIRLIK KAYBI:	1,10 ± 0,21 mgr	1,29 ± 0,22 mgr	1,04 ± 0,14 mgr	0,25 ± 0,07 mgr	0,30 ± 0,09 mgr	0,38 ± 0,10 mgr	

Tablo 5: Restoratif materyal örneklerine ait ağırlık kaybı bulguları.

ağırlıkları kullanılarak hacim kayıpları hesaplanmış ve elde edilen sonuçlar, ortalamaları ve standart sapma değerleri ile birlikte Tablo 8’de verilmiştir. Aşınma sonucu oluşan madde kaybının karşılıklı değerlendirilebilmesi amacıyla aynı işlem mine örneklerden elde edilen ağırlık kaybı bulguları için de yapılmış ve sonuçlar Tablo 7’de verilmiştir. Tablo 7 ve Tablo 8’deki sonuçlardan yararlanılarak mine ve restoratif materyal gruplarındaki örnek değerlerinden elde edilen hacim kaybı ortalamaları Grafik 1’de gösterilmiştir. Tablo 7 ve 8’de görüldüğü gibi aşınma sonucu oluşan hacim kayıpları, farklı restoratif materyaller karşısında mine örneklerde 2,716 mm³ ile 0,116 mm³ arasında değişirken, restoratif materyal örneklerde ise 0,640 mm³ ile 0,011 mm³ arasında değişmektedir. Restoratif materyaller karşısında minedeki hacim kaybı, Vita VMK 95 grubuna ait mine örneklerde ortalama $1,983 \pm 0,135$ mm³, IPS Empress II grubuna ait örneklerde $1,783 \pm 0,104$ mm³, Finesse All-Ceramic grubunda ise $2,433 \pm 0,255$ mm³, Targis grubunda $0,533 \pm 0,086$ mm³, Tetric Ceram HB grubunda $0,433 \pm 0,074$ mm³, tip IV altın alaşım grubunda $0,156 \pm 0,041$ mm³ olarak belirlenmiştir.

Restoratif materyaller karşısında aşınan mine örneklerden elde edilen sonuçlar incelendiğinde, sonuçlardan da anlaşıldığı gibi minede en fazla hacim kaybına Finesse All-Ceramic örneklerin neden olduğu, bunu sırasıyla Vita VMK 95 ve IPS Empress II örneklerle oluşan mine hacim kayıplarının izlediği görülmüştür. Kompozit restorasyon materyallerinin minede neden olduğu hacim kaybı seramik restorasyon materyallerinin oluşturduğu hacim kaybına göre oldukça düşüktür. Kompozit restorasyon materyallerinin oluşturduğu hacim kayıpları kendi içinde incelendiğinde, bir indirek kompozit materyali olan Targis’in, Tetric Ceram HB posterior kompozite göre minede daha fazla aşınma meydana getirdiği, tüm gruplar arasında en az hacim kaybının, tip IV altın alaşım karşısında aşınan mine örneklerde olduğu görülmektedir.

<u>Örneğin ait olduğu grubun numarası:</u>	MİNE ÖRNEKLER							
	Vita VMK 95 Grubu	IPS Empress II Grubu	Finesse All Ceramic Grubu	Targis Grubu	Tetric Ceram HB Grubu	Tip IV Altın Alaşım Grubu		
<u>1</u>	2,050	1,650	2,650	0,650	0,517	0,150		
<u>2</u>	1,683	1,683	2,233	0,517	0,533	0,166		
<u>3</u>	2,083	1,716	2,700	0,533	0,417	0,250		
<u>4</u>	1,983	1,683	2,150	0,500	0,350	0,133		
<u>5</u>	2,000	1,883	2,716	0,567	0,533	0,150		
<u>6</u>	1,800	1,783	2,600	0,666	0,366	0,116		
<u>7</u>	2,016	1,850	2,150	0,400	0,383	0,150		
<u>8</u>	2,050	1,783	2,150	0,417	0,467	0,133		
<u>9</u>	2,083	1,816	2,300	0,533	0,417	0,200		
<u>10</u>	2,083	1,983	2,683	0,550	0,350	0,116		
ORTALAMA HACİM KAYBI:	<u>1,983 ± 0,135 mm³</u>	<u>1,783 ± 0,104 mm³</u>	<u>2,433 ± 0,255 mm³</u>	<u>0,533 ± 0,086 mm³</u>	<u>0,433 ± 0,074 mm³</u>	<u>0,156 ± 0,041 mm³</u>		

Tablo 6: Mine örneklerine ait hacim kaybı bulguları.

<u>Örneğin ait olduğu grubun numarası:</u>	RESTORATİF MATERYAL ÖRNEKLER							Tip IV Altın Alaşım Grubu
	Vita VMK 95 Grubu	IPS Empress II Grubu	Finesse All- Ceramic Grubu	Targis Grubu	Tetric Ceram HB Grubu			
<u>1</u>	0,333	0,400	0,420	0,125	0,200			0,016
<u>2</u>	0,562	0,440	0,500	0,150	0,200			0,024
<u>3</u>	0,542	0,460	0,340	0,175	0,133			0,027
<u>4</u>	0,479	0,480	0,460	0,125	0,133			0,011
<u>5</u>	0,562	0,500	0,400	0,125	0,111			0,021
<u>6</u>	0,521	0,480	0,480	0,175	0,133			0,016
<u>7</u>	0,416	0,640	0,320	0,100	0,088			0,019
<u>8</u>	0,354	0,640	0,400	0,075	0,111			0,019
<u>9</u>	0,437	0,620	0,440	0,125	0,133			0,024
<u>10</u>	0,375	0,500	0,420	0,075	0,088			0,027
ORTALAMA HACİM KAYBI:	<u>0,458 ± 0,088 mm³</u>	<u>0,516 ± 0,086 mm³</u>	<u>0,416 ± 0,057 mm³</u>	<u>0,125 ± 0,035 mm³</u>	<u>0,133 ± 0,039 mm³</u>			<u>0,020 ± 0,005 mm³</u>

Tablo 7: Restoratif materyaller örneklere ait hacim kaybı bulguları.

Mine örneklerdeki hacim kaybı sonuçları tek yönlü varyans analizi uygulanarak karşılaştırılmış (Tablo 8) ve örnek grupları arasında hacim kaybı düzeyleri bakımından önemli derecede bir farklılık bulunmuştur ($p<0,05$). İkili analiz için yapılan Dunnet C testinde (Ek 7) ise, kompozitler karşısında aşınan mine örnekler dışındaki tüm mine örnek gruplarının arasında hacim kaybı miktarına göre istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmuştur ($p<0,05$). Sadece, Targis ve Tetric Ceram HB kompozit materyallerin karşısında aşınan mine örneklerin arasındaki farklılık istatistiksel açıdan anlamlı bulunmamıştır ($p>0,05$).

Restoratif materyallerde oluşan hacim kayıpları incelendiğinde ise, Vita VMK 95 örneklerde $0,458 \pm 0,088 \text{ mm}^3$, IPS Empress II örneklerde $0,516 \pm 0,086 \text{ mm}^3$, Finesse All-Ceramic örneklerde $0,416 \pm 0,057 \text{ mm}^3$, Targis örneklerde $0,125 \pm 0,035 \text{ mm}^3$, Tetric Ceram HB örneklerde $0,133 \pm 0,039 \text{ mm}^3$, tip IV altın alaşım örneklerde $0,020 \pm 0,005 \text{ mm}^3$ 'lük hacim kayıplarının olduğu görülmüştür. Sonuçlardan da izlendiği gibi en fazla hacim kaybının IPS Empress II örneklerde meydana geldiği, bunu sırasıyla Vita VMK 95 ve Finesse All-Ceramic örneklerde oluşan hacim kayıplarının takip ettiği belirlenmiştir. Kompozit örneklerdeki hacim kaybı seramik örneklerdekine oranla daha azdır. Kompozitler için elde edilen değerler birbirine yakın olmakla beraber Tetric Ceram HB örnekler, Targis örneklere oranla biraz daha fazla hacim kaybına uğramıştır. En az hacim kaybı ise, tip IV altın alaşım örneklerde olmuştur

Restoratif materyallerde aşınma sonucu oluşan hacim kayıpları için yapılan istatistiksel değerlendirmede (Tablo 9), hacim kaybı düzeyleri bakımından materyaller arasındaki farklılık önemli derecede anlamlı bulunmuştur ($p<0,05$). Yapılan ikili analizlerde (Ek 8), hacim kaybı miktarına göre aralarında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunan üç grup olduğu belirlenmiştir. IPS Empress II, Vita VMK 95 ve Finesse All-Ceramic, seramik materyallerinin ilk grubu, Tetric Ceram HB ve Targis

kompozit materyallerinin ikinci grubu, tip IV altın alaşımının ise üçüncü grubu oluşturduğu gözlenmiştir.

Varyasyon Kaynağı	Kareler Toplamı	Serbestlik Derecesi	Kareler Ortalaması	F.Ratio	Olasılık
Gruplar Arasında	46,928	5	9,186	506,951	0,000
Gruplar İçinde	0,978	54	0,01812		
Toplam	46,907	59			

Tablo 8: Mine örneklerde oluşan hacim kaybının varyans analizi tablosu.

Varyasyon Kaynağı	Kareler Toplamı	Serbestlik Derecesi	Kareler Ortalaması	F.Ratio	Olasılık
Gruplar Arasında	2,195	5	0,439	124,54	0,000
Gruplar İçinde	0,190	54	0,00352		
Toplam	2,385	59			

Tablo 9: Restoratif materyal örneklerde oluşan hacim kaybının varyans analizi tablosu.



Grafik 1: Mine ve restoratif materyal örneklerdeki hacim kaybı.

3.2. MİNE ÖRNEKLERDEKİ PROFİL PROJEKSİYONU BULGULARI

Ağırlık kaybının belirlenmesi yoluyla hacim kaybının hesaplanması yöntemini desteklemek ve oluşan dikey boyut kayıplarını ölçebilmek amacıyla, mine örnekler profil projeksiyon cihazında incelenmiştir. Aşınma testi öncesi mine örneklerin profil projeksiyon cihazında profil çizimleri yapılmış, test sonrası örnekler tekrar profil projeksiyon cihazına yerleştirilerek ilk durumlarının çizimleri ile yeni profilleri arasındaki madde kaybı, profil projeksiyon cihazında bulunan dijital mesafe ölçüm ünitesi yardımıyla ölçülmüştür.

Cihazda, mine örneklerde oluşan aşınma fasetinin genişliği ve oluşan dikey boyut kaybı belirlenmiş, örneğin aşınma sonrası kaybettiği izdüşüm kesit alanı hesaplanmış ve elde edilen bulgular, ortalamaları ve standart sapma değerleri ile birlikte her restoratif materyal karşısında aşınan mine örneği grubu için ayrı olmak üzere, Tablo 10, 11, 12, 13, 14 ve 15'te verilmiştir. Tablolardan da görüleceği gibi Vita VMK 95 grubuna ait mine örneklerde ortalama $0,6699 \pm 0,0635 \text{ mm}^2$, IPS Empress II grubuna ait örneklerde $0,5966 \pm 0,0573 \text{ mm}^2$, Finesse All-Ceramic grubunda $0,8346 \pm 0,0778 \text{ mm}^2$, Targis grubunda $0,0354 \pm 0,0053 \text{ mm}^2$, Tetric Ceram HB grubunda $0,0292 \pm 0,0064 \text{ mm}^2$, tip IV altın alaşım grubunda $0,0056 \pm 0,0016 \text{ mm}^2$ 'lik izdüşüm kesit alanı kayıpları belirlenmiştir. Bu tablolardaki sonuçlardan yararlanılarak elde edilen, mine örneklerin profil projeksiyonu izdüşüm kesit alanı kaybı ortalamaları Grafik 2'de gösterilmiştir. Tablo 10-15'de görüldüğü gibi aşınma sonucu mine örneklerde oluşan izdüşüm kesit alanı kayıpları $0,9212 \text{ mm}^2$ ile $0,0037 \text{ mm}^2$ arasında değişmektedir.

Örnek No:	Aşınma Faseti Genişliği (mm)	Dikey Boyut Kaybı (mm)	İzdüşüm Kesit Alanı (mm²)
<u>1</u>	2,304	0,620	0,7142
<u>2</u>	1,820	0,406	0,5194
<u>3</u>	2,178	0,668	0,7274
<u>4</u>	2,312	0,580	0,6704
<u>5</u>	2,152	0,630	0,6778
<u>6</u>	2,024	0,504	0,6100
<u>7</u>	1,972	0,578	0,6699
<u>8</u>	2,180	0,526	0,6733
<u>9</u>	2,424	0,716	0,7177
<u>11</u>	2,292	0,628	0,7196
ORTALAMA:		0,5856 ± 0,0890 mm	0,6699 ± 0,0635 mm²

Tablo 10: Vita VMK 95 Grubu mine örneklere ait profil projeksiyonu bulguları.

Örnek No:	Aşınma Faseti Genişliği (mm)	Dikey Boyut Kaybı (mm)	İzdüşüm Kesit Alanı (mm²)
<u>13</u>	2,107	0,510	0,5372
<u>14</u>	2,062	0,522	0,5381
<u>15</u>	1,900	0,546	0,5187
<u>16</u>	2,038	0,530	0,5401
<u>17</u>	2,437	0,534	0,6506
<u>18</u>	2,354	0,522	0,6144
<u>19</u>	2,530	0,500	0,6325
<u>20</u>	2,246	0,560	0,6288
<u>21</u>	2,152	0,582	0,6262
<u>12</u>	2,158	0,630	0,6797
ORTALAMA:		0,5436 ± 0,0386 mm	0,5966 ± 0,0573 mm²

Tablo 11: IPS Empress II Grubu mine örneklere ait profil projeksiyonu bulguları.

Örnek No:	Aşınma Faseti Genişliği (mm)	Dikey Boyut Kaybı (mm)	İzdüşüm Kesit Alanı (mm²)
<u>51</u>	2,456	0,734	0,9013
<u>52</u>	2,122	0,730	0,7745
<u>53</u>	2,469	0,746	0,9209
<u>54</u>	2,498	0,605	0,7556
<u>55</u>	2,286	0,806	0,9212
<u>56</u>	2,332	0,752	0,8768
<u>57</u>	1,932	0,770	0,7438
<u>58</u>	2,465	0,612	0,7542
<u>59</u>	2,436	0,644	0,7843
<u>60</u>	2,290	0,798	0,9137
ORTALAMA:		<u>0,7197 ± 0,0735 mm</u>	<u>0,8346 ± 0,0778 mm²</u>

Tablo 12: Finesse All-Cer. Grubu mine örneklere ait profil projeksiyonu bulguları.

Örnek No:	Aşınma Faseti Genişliği (mm)	Dikey Boyut Kaybı (mm)	İzdüşüm Kesit Alanı (mm²)
<u>41</u>	0,810	0,108	0,0434
<u>42</u>	0,722	0,090	0,0324
<u>43</u>	0,710	0,098	0,0347
<u>44</u>	0,770	0,082	0,0315
<u>45</u>	0,802	0,098	0,0392
<u>46</u>	0,776	0,112	0,0435
<u>47</u>	0,794	0,073	0,0290
<u>48</u>	0,734	0,082	0,0301
<u>49</u>	0,742	0,088	0,0326
<u>50</u>	0,600	0,126	0,0378
ORTALAMA:		<u>0,0957 ± 0,0161 mm</u>	<u>0,0354 ± 0,0053 mm²</u>

Tablo 13: Targis Grubu mine örneklere ait profil projeksiyonu bulguları.

Örnek No:	Aşınma Faseti Genişliği (mm)	Dikey Boyut Kaybı (mm)	İzdüşüm Kesit Alanı (mm²)
<u>22</u>	0,836	0,083	0,0347
<u>23</u>	0,890	0,082	0,0365
<u>24</u>	0,686	0,080	0,0274
<u>25</u>	0,666	0,066	0,0219
<u>26</u>	1,020	0,076	0,0387
<u>27</u>	0,783	0,060	0,0235
<u>28</u>	0,798	0,062	0,0247
<u>29</u>	0,928	0,072	0,0334
<u>30</u>	0,804	0,076	0,0305
<u>10</u>	0,702	0,060	0,0210
ORTALAMA:		<u>0,0717 ± 0,0091 mm</u>	<u>0,0292 ± 0,0064 mm²</u>

Tablo 14: Tetric Cer. HB Grubu mine örneklerine ait profil projeksiyonu bulguları.

Örnek No:	Aşınma Faseti Genişliği (mm)	Dikey Boyut Kaybı (mm)	İzdüşüm Kesit Alanı (mm²)
<u>31</u>	0,366	0,028	0,0051
<u>32</u>	0,372	0,032	0,0059
<u>33</u>	0,381	0,044	0,0084
<u>34</u>	0,452	0,018	0,0040
<u>35</u>	0,430	0,025	0,0053
<u>36</u>	0,344	0,022	0,0037
<u>37</u>	0,426	0,030	0,0064
<u>38</u>	0,320	0,028	0,0044
<u>39</u>	0,406	0,040	0,0081
<u>40</u>	0,325	0,028	0,0045
ORTALAMA:		<u>0,0295 ± 0,0078 mm</u>	<u>0,0056 ± 0,0016 mm²</u>

Tablo 15: Tip IV Altın Al. Grubu mine örneklerine ait profil projeksiyonu bulguları.

Mine örneklerde oluşan dikey boyut kayıpları ile ilgili bulgular bölüm 3.4.'de verilmiştir.

Mine örneklerden elde edilen sonuçlar incelendiğinde, minede en fazla izdüşüm kesit alanı kaybına Finesse All-Ceramic örneklerin neden olduğu, bunu sırasıyla Vita VMK 95 ve IPS Empress II örneklerle oluşan mine izdüşüm kesit alanı kayıplarının izlediği görülmüştür. Kompozit restorasyon materyallerinin minede neden olduğu izdüşüm kesit alanı kaybı seramik restorasyon materyallerinin oluşturduğu izdüşüm kesit alanı kaybına göre hacim kaybı bulgularında olduğu gibi, oldukça azdır. Kompozit restorasyon materyallerinin oluşturduğu izdüşüm kesit alanı kayıpları kendi içinde değerlendirildiğinde, Targis'in, Tetric Ceram HB'ye göre minede daha fazla aşınma meydana getirdiği, tüm gruplar arasında en az izdüşüm kesit alanı kaybının, tip IV altın alaşım karşısında aşınan mine örneklerde olduğu görülmektedir. Elde edilen sonuçlar, mine örneklerde aşınma sonucu oluşan ağırlık kaybından, minenin özgül ağırlığı kullanılarak hesaplanan hacim kaybı bulgularını destekler niteliktedir.

Mine örneklerde, izdüşüm kesit alanı kaybı düzeyleri bakımından istatistiksel olarak önemli derecede bir farklılık bulunmuştur (Tablo 16) ($p < 0,05$). Yapılan ikili analizlerde (Ek 9), izdüşüm kesit alanı kaybı miktarına göre aralarında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunan dört grup olduğu, Finesse All-Ceramic grubu mine örneklerin ilk grubu, Vita VMK 95 ve IPS Empress II grubu mine örneklerin ikinci grubu, Targis ve Tetric Ceram HB grubu mine örneklerin üçüncü grubu, tip IV altın alaşım grubu mine örneklerin ise dördüncü grubu oluşturduğu gözlenmiştir.

Aşınma testi sonrası mine örneklerde ölçülen ağırlık kaybından hesaplanan hacim kaybı bulguları ve mine örneklerin profil projeksiyonu yöntemiyle ölçülen izdüşüm kesit alanı kaybı bulguları arasındaki doğrusal ilişki, korelasyon analizi (Tablo 17) yapılarak test edilmiş ve mine örneklerde oluşan madde kaybını belirlemek amacıyla kullanılan iki farklı

yöntemle elde edilen bulgular arasındaki doğrusal ilişkinin anlamlı olduğu görülmüştür ($r=0,993$, $p<0,05$).

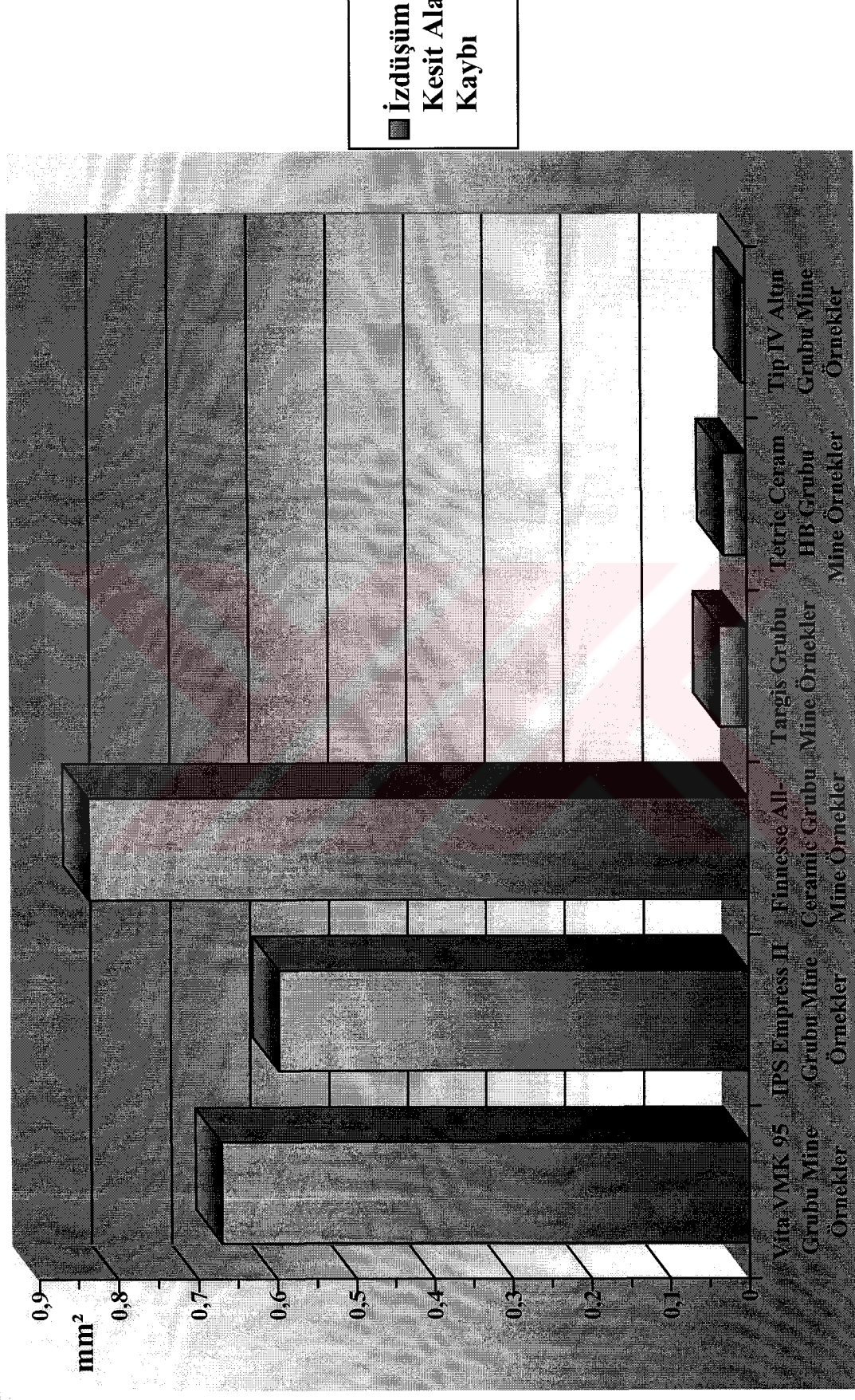
Varyasyon Kaynağı	Kareler Toplamı	Serbestlik Derecesi	Kareler Ortalaması	F.Ratio	Olasılık
Gruplar Arasında	7,177	5	1,435	640,285	0,000
Gruplar İçinde	0,121	54	0,002242		
Toplam	7,298	59			

Tablo 16: Mine örneklerdeki profil projeksiyonu izdüşüm kesit alanı kaybının varyans analizi tablosu.

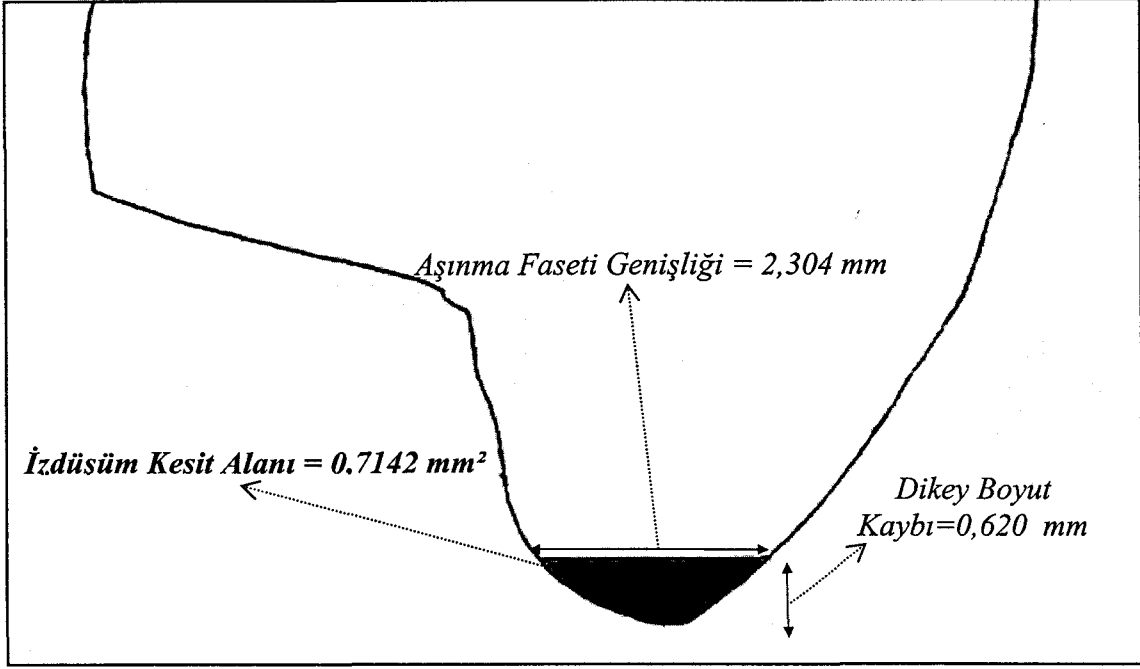
		<i>Mine Örneklerdeki Hacim Kaybı Bulguları</i>
<i>Mine Örneklerdeki İzdüşüm Kesit Alanı Kaybı Bulguları</i>	r	0,993**
	p	0,000
	n	60

Tablo 17: Mine örneklerdeki izdüşüm kesit alanı kaybı bulguları ve hacim kaybı bulguları arasındaki korelasyon analizi tablosu.

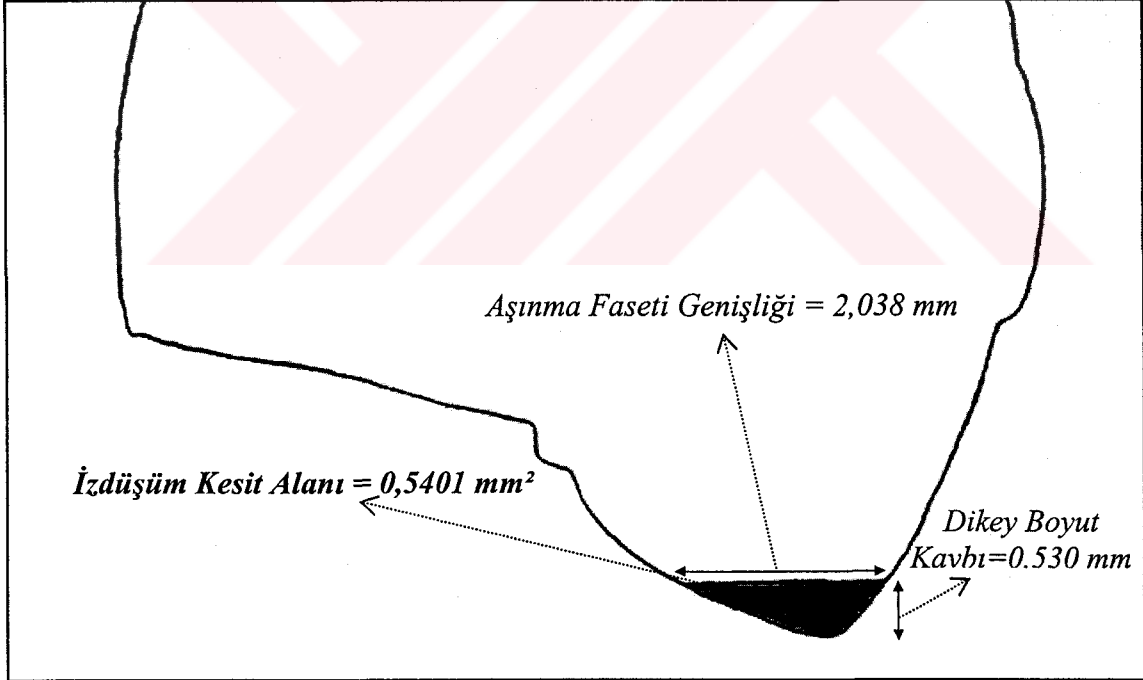
Her gruptan bir mine örneğin profil projeksiyonuna ait çizimler Resim 32-37'da ve her gruptan bir mine örneğin aşınma sonrası görüntüleri Resim 38-44'de gösterilmiştir.



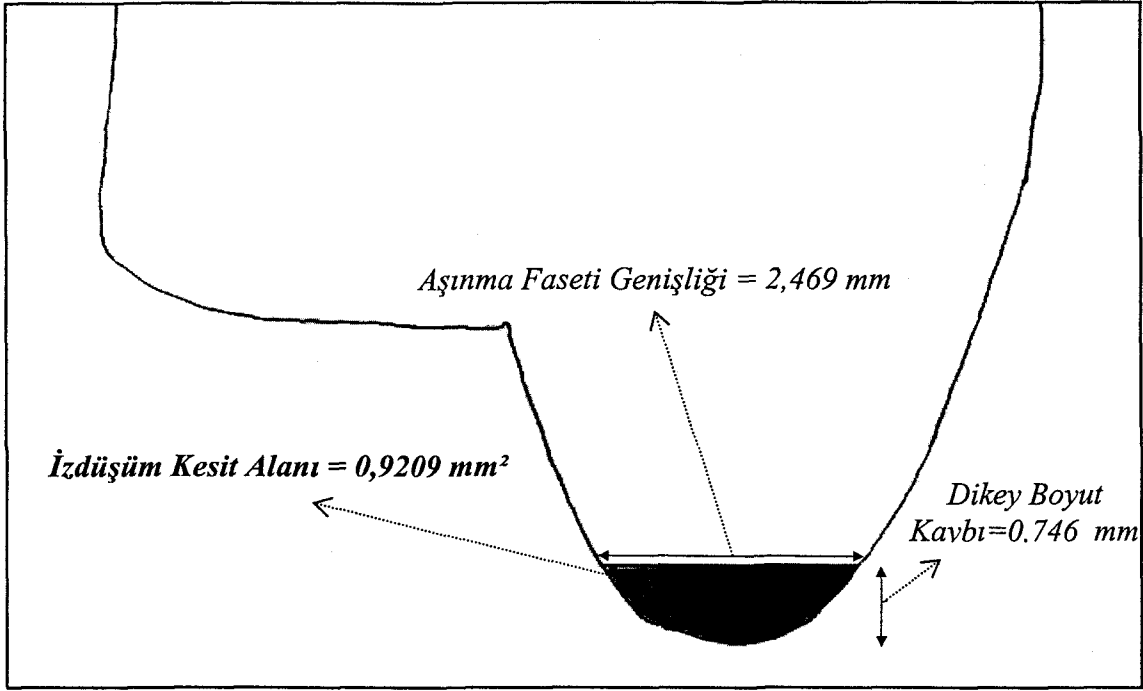
Grafik 2: Mine örneklerdeki profil projeksiyonu izdüşümü kesit alanı kaybı.



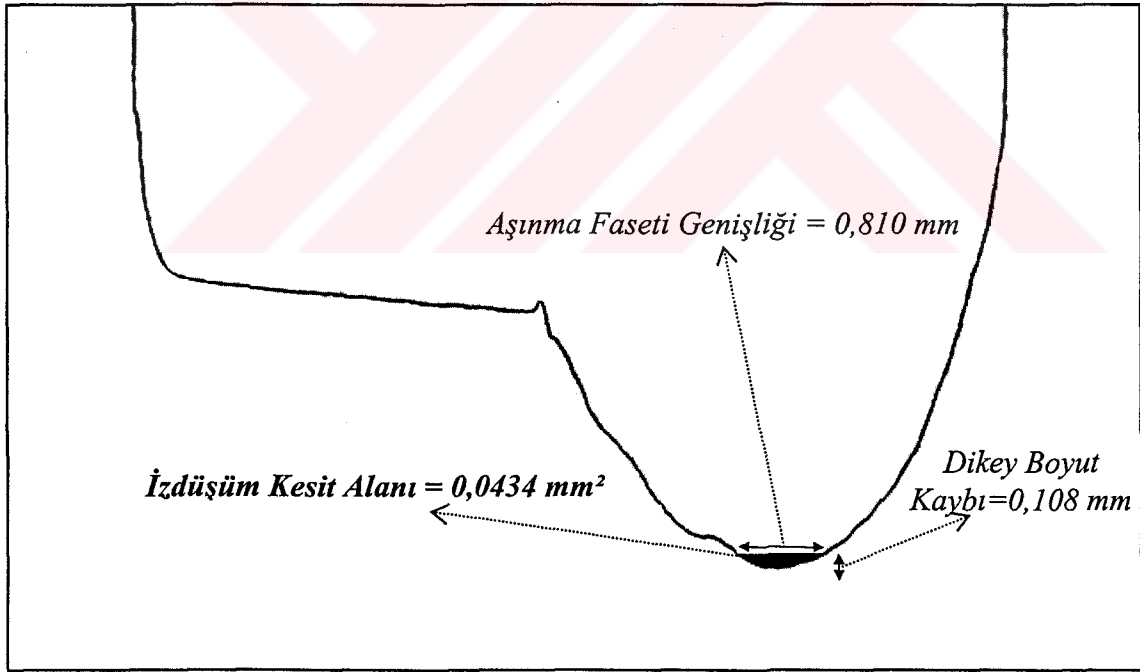
Resim 32: Vita VMK 95 Grubu 1 numaralı mine örneğinin profil projeksiyonu.



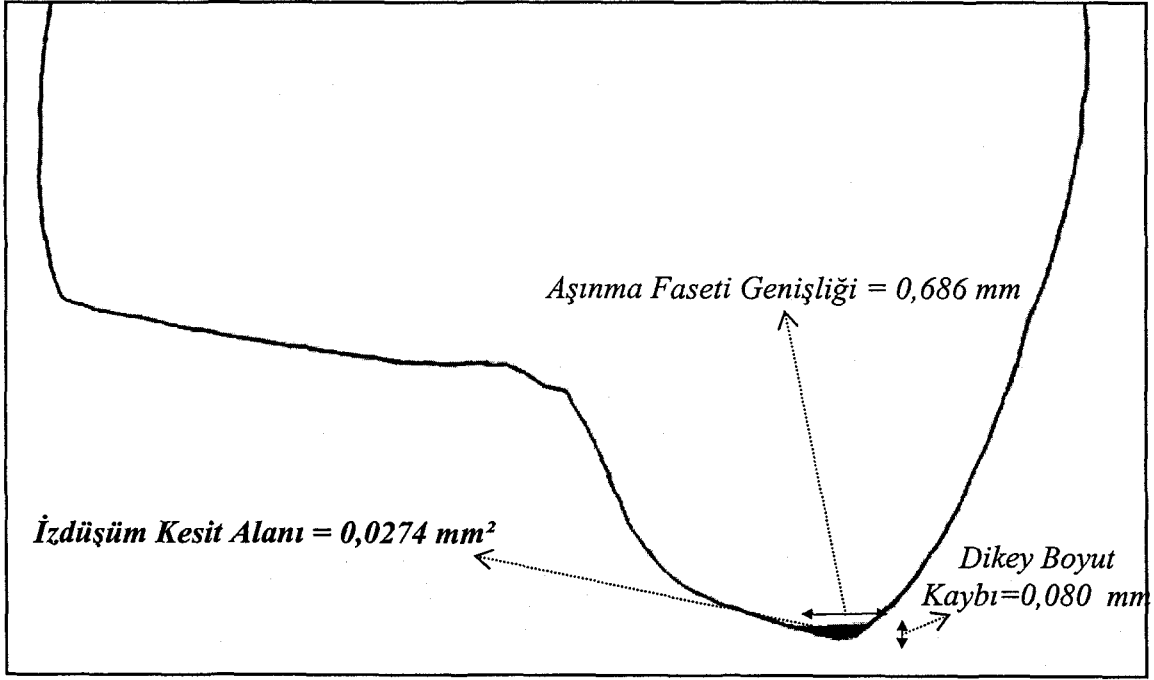
Resim 33: IPS Empress II Grubu 16 numaralı mine örneğinin profil projeksiyonu.



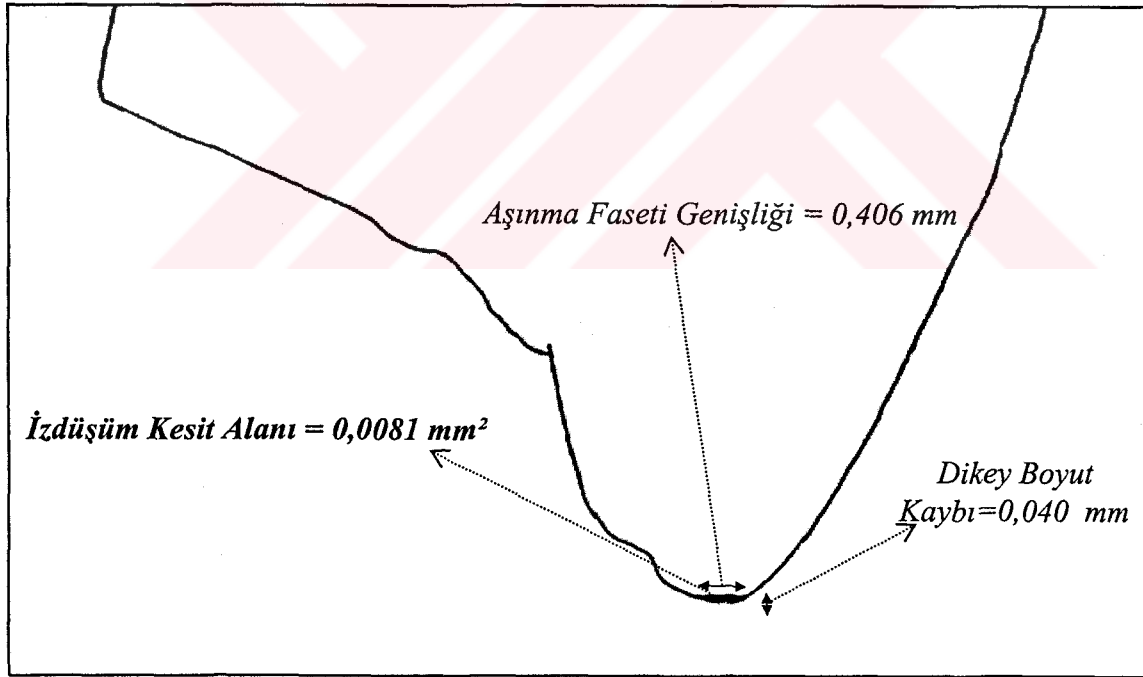
Resim 34: Finesse All-Cer. Grubu 53 numaralı mine örneğın profil projeksiyonu.



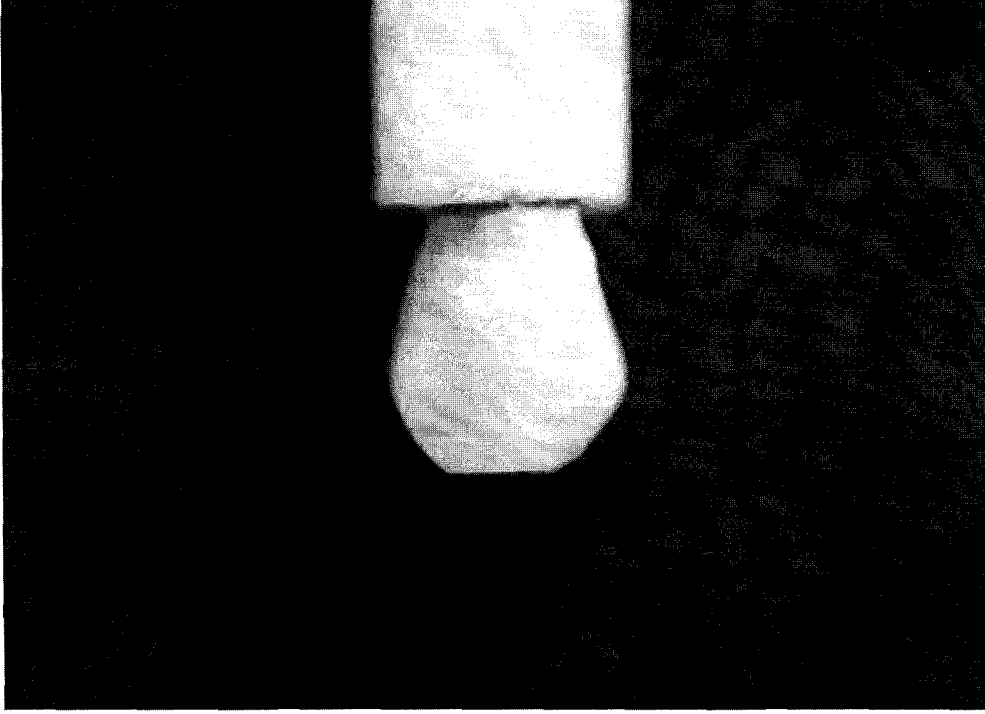
Resim 35: Targis Grubu 41 numaralı mine örneğın profil projeksiyonu.



Resim 36: Tetric Ceram HB Grubu 24 numaralı mine örneğinin profil projeksiyonu.



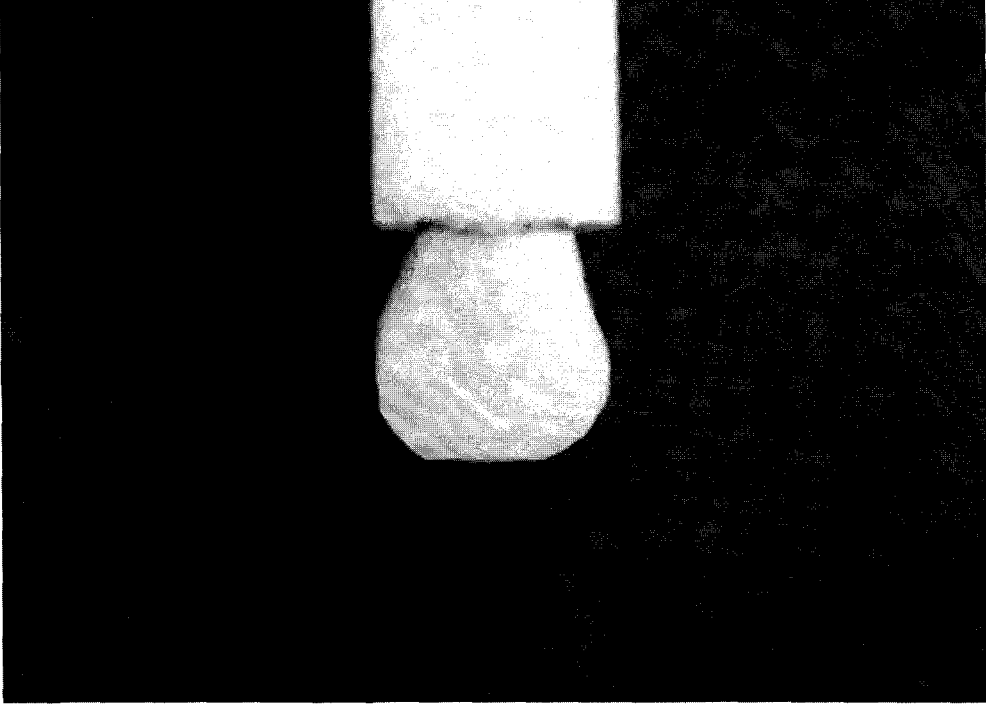
Resim 37: Tip IV Altın Alaş. Grubu 39 numaralı mine örneğinin profil projeksiyonu.



Resim 38: Vita VMK 95 Grubu bir mine örneği.



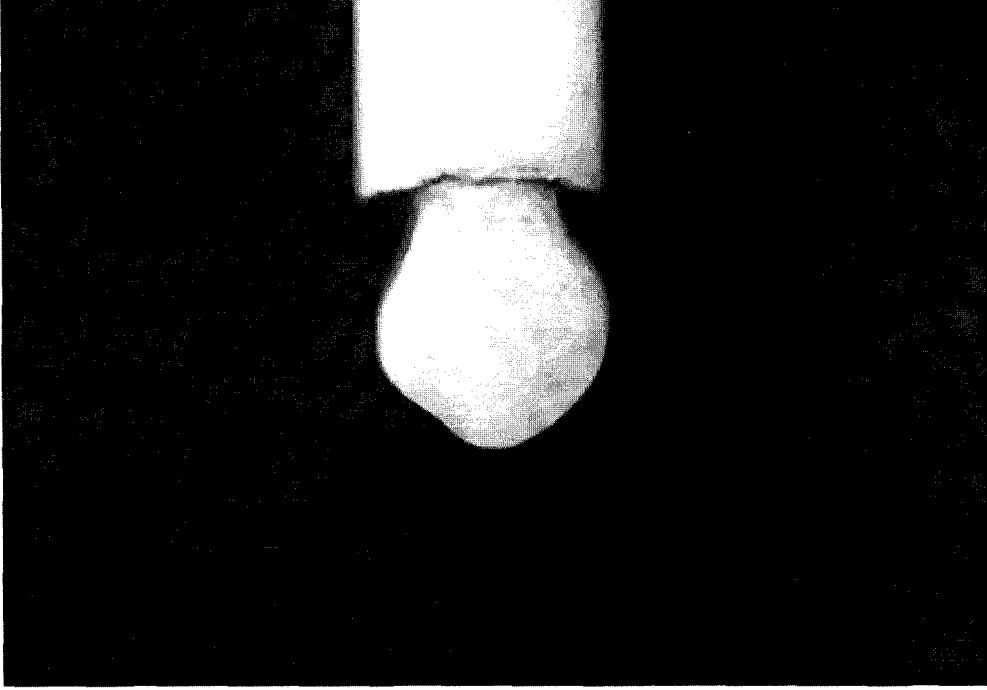
Resim 39: IPS Empress II Grubu bir mine örneği.



Resim 40: Finesse All-Ceramic Grubu bir mine örneği.



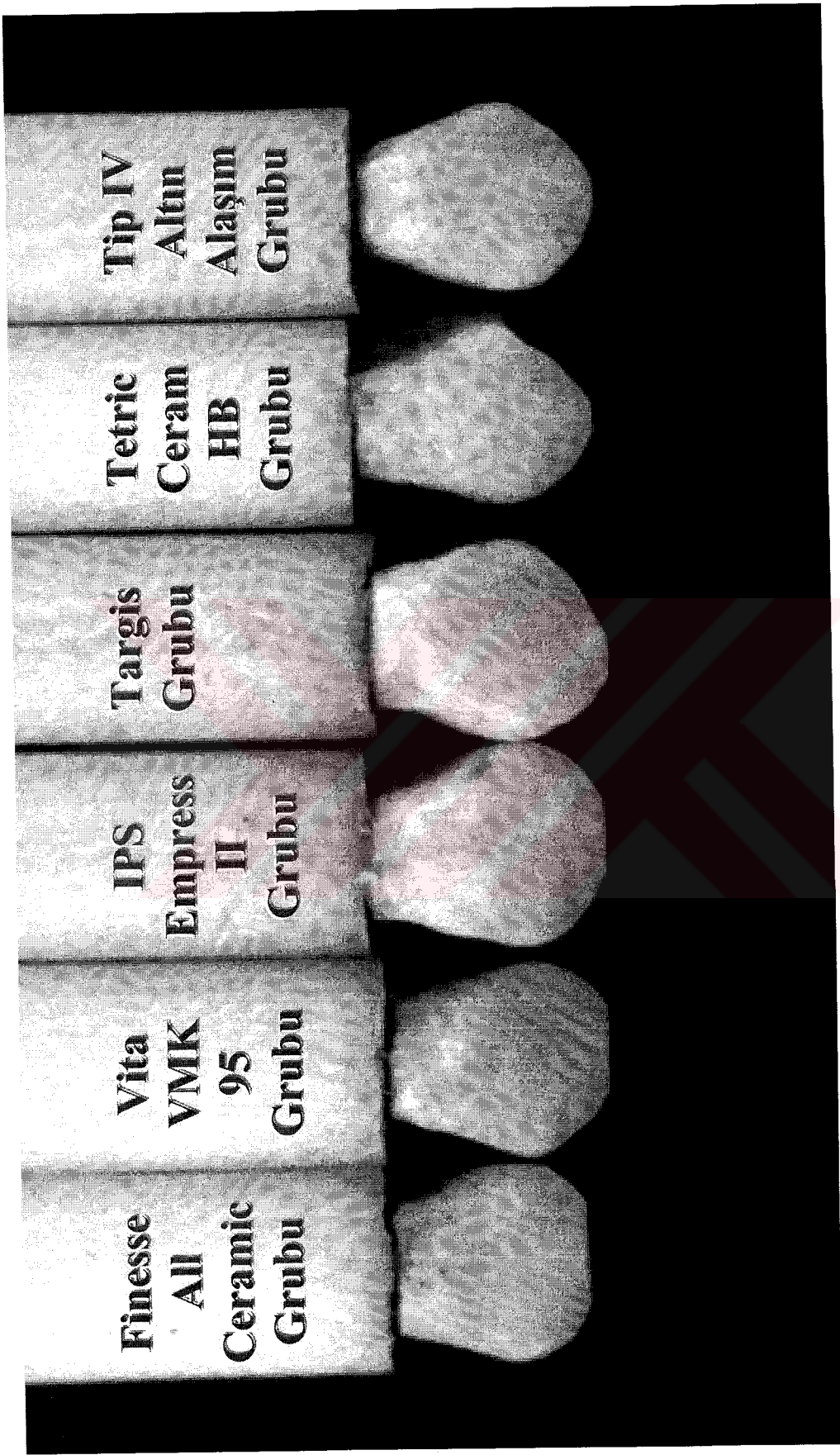
Resim 41: Targis Grubu bir mine örneği.



Resim 42: Tetric Ceram HB Grubu bir mine örneği.



Resim 43: Tip IV Altın Alaşım Grubu bir mine örneği.



Resim 44: En solda en fazla aşınandan en sağda en az aşınana doğru farklı restoratif materyal gruplarına ait mine örneklerin görüntüsü.

3.3. RESTORATİF MATERYAL ÖRNEKLERİN PROFİLOMETRİK TARAMA BULGULARI

Restoratif materyal örneklerde aşınma sonrası oluşan madde kaybını belirlemek amacıyla yapılan ölçümler, mine örneklerde olduğu gibi iki aşamalı olarak yapılmıştır. Ağırlık kaybının belirlenmesi yoluyla hacim kaybının hesaplanması yöntemini desteklemek ve oluşan aşınma kanalı derinliklerini ölçerek, örneklerde oluşan dikey boyut kaybını değerlendirebilmek amacıyla, restoratif materyal örnekler profilometre cihazında incelenmiştir.

Her restoratif materyal örnek yüzeyinde bulunan 6 mm uzunluğundaki aşınma kanalı, 1,5 mm arayla kanalın aksına dik olacak şekilde üç noktadan taranmış, taramaların yapıldığı bölgelerdeki aşınma kanalı genişliği, aşınma kanalının derinliği ve aşınma kanalının tarama kesit alanı, cihazın bilgisayarındaki yazılım programı yardımıyla belirlenmiş ve elde edilen bulgular, ortalamaları ve standart sapma değerleri ile birlikte her restoratif materyal örnek grubu için ayrı olmak üzere, Tablo 18, 19, 20, 21, 22 ve 23'te verilmiştir. Bu tablolardaki sonuçlardan yararlanılarak elde edilen, restoratif materyal örneklerin profilometrik tarama kesit alanı kaybı bulgularının ortalamaları Grafik 3'te gösterilmiştir. Tablo 18-23'te görüldüğü üzere aşınma sonucu restoratif materyal örneklerde oluşan tarama kesit alanı kaybı değerleri 0,0842 mm² ile 0,0028 mm² arasında değişmektedir.

Restoratif materyallerde oluşan kanal derinlikleri ile ilgili bulgular mine örneklerde oluşan dikey boyut kayıpları ile ilgili bulgularla birlikte bölüm 3.4.'de verilmiştir.

Restoratif materyallerdeki tarama kesit alanı kayıplarının, Vita VMK 95 örneklerde $0,0608 \pm 0,0168$ mm², IPS Empress II örneklerde $0,0637 \pm 0,0047$ mm², Finesse All-Ceramic örneklerde $0,0605 \pm 0,0166$ mm², Targis

Örnek No:	I. TARAMA			II. TARAMA			III. TARAMA			TARAMALARIN ORTALAMASI		
	Genişlik (mm)	Maksimum Derinlik (D. B. K.)* (mm ²)	Tarama Kesit Alanı (mm ²)	Genişlik (mm)	Maksimum Derinlik (D. B. K.)* (mm ²)	Tarama Kesit Alanı (mm ²)	Genişlik (mm)	Maksimum Derinlik (D. B. K.)* (mm ²)	Tarama Kesit Alanı (mm ²)	Genişlik	Maksimum Derinlik (D. B. K.)*	Tarama Kesit Alanı (mm ²)
1	2,3445	0,0320	0,0464	2,4883	0,0300	0,0439	2,2489	0,0274	0,0357	2,3606	0,0298	0,0420
2	3,0749	0,0363	0,0712	3,0719	0,0362	0,0741	3,1246	0,0395	0,0779	3,0905	0,0373	0,0744
3	2,9977	0,0352	0,0698	3,0813	0,0386	0,0691	2,9814	0,0369	0,0708	3,0201	0,0369	0,0699
4	2,4009	0,0288	0,0447	3,2430	0,0396	0,0784	3,0511	0,0367	0,0706	2,8983	0,0350	0,0646
5	3,0520	0,0427	0,0789	3,3005	0,0480	0,0752	3,0906	0,0445	0,0850	3,1477	0,0451	0,0797
6	3,7439	0,0442	0,0856	3,4344	0,0429	0,0817	3,2677	0,0443	0,0853	3,4820	0,0438	0,0842
7	2,9461	0,0289	0,0487	4,9268	0,0337	0,0734	2,9638	0,0301	0,0531	3,6122	0,0309	0,0584
8	2,5186	0,0295	0,0460	2,2482	0,0260	0,0388	2,8254	0,0213	0,0337	2,5307	0,0256	0,0395
9	2,4173	0,0422	0,0598	2,4660	0,0435	0,0607	2,2806	0,0392	0,0519	2,3880	0,0416	0,0575
10	2,5812	0,0224	0,0358	3,7031	0,0214	0,0384	2,9489	0,0246	0,0386	3,0777	0,0228	0,0376

***ORTALAMA DİKEY BOYUT KAYBI: 0,0349 ± 0,0075 mm**

ORTALAMA TARAMA KESİT ALANI: 0,0608 ± 0,0168 mm²

Tablo 18: Vita VMK 95 örneklerine ait profilometre bulguları. (*Dikey Boyut Kaybı)

Örnek No:	I. TARAMA			II. TARAMA			III. TARAMA			TARAMALARIN ORTALAMASI		
	Genişlik (mm)	Maksimum Derinlik (D. B. K.)* (mm ²)	Tarama Kesit Alanı (mm ²)	Genişlik (mm)	Maksimum Derinlik (D. B. K.)* (mm ²)	Tarama Kesit Alanı (mm ²)	Genişlik (mm)	Maksimum Derinlik (D. B. K.)* (mm ²)	Tarama Kesit Alanı (mm ²)	Genişlik	Maksimum Derinlik (D. B. K.)*	Tarama Kesit Alanı (mm ²)
1	2,9660	0,0415	0,0687	3,0749	0,0363	0,0708	2,9897	0,0352	0,0696	3,0102	0,0377	0,0697
2	2,0786	0,0381	0,0504	2,4624	0,0419	0,0563	2,6598	0,0489	0,0704	2,4003	0,0430	0,0590
3	3,3496	0,0313	0,0618	3,2532	0,0269	0,0559	3,2045	0,0238	0,0518	3,2691	0,0273	0,0565
4	3,1716	0,0530	0,0744	2,9644	0,0517	0,0568	2,7410	0,0478	0,0594	2,9590	0,0508	0,0635
5	3,6995	0,0399	0,0695	3,4205	0,0384	0,0607	3,3750	0,0406	0,0581	3,4983	0,0396	0,0628
6	2,7307	0,0486	0,0591	3,0749	0,0510	0,0704	2,8136	0,0452	0,0618	2,8731	0,0483	0,0638
7	2,6929	0,0402	0,0686	2,7931	0,0435	0,0755	2,5627	0,0363	0,0696	2,6829	0,0400	0,0712
8	2,5134	0,0371	0,0495	3,1752	0,0510	0,0830	2,6337	0,0457	0,0678	2,7741	0,0446	0,0668
9	3,4318	0,0269	0,0536	3,6782	0,0287	0,0623	3,8445	0,0278	0,0616	3,6515	0,0278	0,0592
10	3,9033	0,0330	0,0704	3,7938	0,0310	0,0624	3,8088	0,0294	0,0604	3,8353	0,0311	0,0644
*ORTALAMA DIKEY BOYUT KAYBI: 0,0390 ± 0,0082 mm												
ORTALAMA TARAMA KESİT ALANI: 0,0637 ± 0,0047 mm ²												

Tablo 19: IPS Empress II örneklerine ait profilometre bulguları. (*Dikey Boyut Kaybı)

Örnek No:	I. TARAMA			II. TARAMA			III. TARAMA			TARAMALARIN ORTALAMASI		
	Genişlik (mm)	Maksimum Derinlik (D. B. K.)* (mm ²)	Tarama Kesit Alanı (mm ²)	Genişlik (mm)	Maksimum Derinlik (D. B. K.)* (mm ²)	Tarama Kesit Alanı (mm ²)	Genişlik (mm)	Maksimum Derinlik (D. B. K.)* (mm ²)	Tarama Kesit Alanı (mm ²)	Genişlik	Maksimum Derinlik (D. B. K.)*	Tarama Kesit Alanı (mm ²)
1	2,9591	0,0458	0,0690	3,2714	0,0485	0,0786	3,1702	0,0487	0,0778	3,1336	0,0477	0,0751
2	2,6433	0,0433	0,0651	2,8948	0,0498	0,0792	2,9773	0,0500	0,0835	2,8385	0,0477	0,0759
3	3,9610	0,0390	0,0780	3,7444	0,0343	0,0646	3,6866	0,0343	0,0641	3,7973	0,0359	0,0689
4	2,6480	0,0437	0,0549	2,8945	0,0464	0,0614	2,7758	0,0429	0,0561	2,7728	0,0443	0,0575
5	2,7737	0,0198	0,0300	2,9204	0,0195	0,0366	3,2289	0,0232	0,0455	2,9743	0,0208	0,0374
6	3,8734	0,0304	0,0826	4,1317	0,0311	0,0883	3,6822	0,0302	0,0724	3,8958	0,0306	0,0811
7	3,3698	0,0198	0,0321	3,4035	0,0207	0,0343	3,0129	0,0171	0,0227	3,2621	0,0192	0,0297
8	2,2245	0,0393	0,0563	2,2909	0,0389	0,0550	2,5090	0,0394	0,0524	2,3415	0,0392	0,0546
9	3,0246	0,0259	0,0611	3,1221	0,0349	0,0649	3,2881	0,0337	0,0663	3,1449	0,0315	0,0641
10	3,5246	0,0362	0,0673	3,2908	0,0323	0,0537	3,3648	0,0336	0,0600	3,3934	0,0340	0,0603
*ORTALAMA DIKEY BOYUT KAYBI: 0,0351 ± 0,0101 mm												
ORTALAMA TARAMA KESIT ALANI: 0,0605 ± 0,0166 mm ²												

Tablo 20: Finesse All-Ceramic örneklere ait profilometre bulguları. (*Dikey Boyut Kaybı)

Örnek No:	I. TARAMA			II. TARAMA			III. TARAMA			TARAMALARIN ORTALAMASI		
	Genişlik (mm)	Maksimum Derinlik (D. B. K.)*	Tarama Kesit Alanı (mm ²)	Genişlik (mm)	Maksimum Derinlik (D. B. K.)*	Tarama Kesit Alanı (mm ²)	Genişlik (mm)	Maksimum Derinlik (D. B. K.)*	Tarama Kesit Alanı (mm ²)	Genişlik	Maksimum Derinlik (D. B. K.)*	Tarama Kesit Alanı (mm ²)
1	0,7860	0,0594	0,0231	0,8822	0,0675	0,0275	0,7814	0,0599	0,0248	0,8165	0,0623	0,0251
2	0,8927	0,0468	0,0215	0,8511	0,0447	0,0195	0,8570	0,0438	0,0203	0,8669	0,0451	0,0204
3	0,9600	0,0541	0,0265	0,9200	0,0523	0,0246	0,8431	0,0492	0,0214	0,9077	0,0519	0,0242
4	1,0903	0,0222	0,0146	1,2091	0,0253	0,0186	1,1873	0,0240	0,0168	1,1622	0,0238	0,0167
5	0,9297	0,0483	0,0244	0,9298	0,0506	0,0286	0,9069	0,0499	0,0238	0,9221	0,0496	0,0256
6	0,9783	0,0503	0,0263	0,9860	0,0504	0,0265	0,9544	0,0500	0,0255	0,9729	0,0502	0,0261
7	1,2578	0,0117	0,0112	1,1842	0,0112	0,0110	1,6476	0,0141	0,0116	1,3632	0,0123	0,0113
8	1,0585	0,0224	0,0139	1,1457	0,0246	0,0162	1,1117	0,0244	0,0157	1,1053	0,0238	0,0153
9	1,0026	0,0382	0,0199	0,9704	0,0356	0,0183	0,9152	0,0340	0,0164	0,9627	0,0359	0,0182
10	1,1883	0,0235	0,0153	1,0428	0,0199	0,0118	1,2259	0,0257	0,0161	1,1523	0,0230	0,0144
*ORTALAMA DIKEY BOYUT KAYBI: 0,0378 ± 0,0164 mm												
ORTALAMA TARAMA KESİT ALANI: 0,0197 ± 0,0053 mm ²												

Tablo 21: Targis örneklerine ait profilometre bulguları. (*Dikey Boyut Kaybı)

<u>Örnek No:</u>	I. TARAMA			II. TARAMA			III. TARAMA			TARAMALARIN ORTALAMASI		
	Genişlik (mm)	Maksimum Derinlik (D. B. K.)* (mm ²)	Tarama Kesit Alanı (mm ²)	Genişlik (mm)	Maksimum Derinlik (D. B. K.)* (mm ²)	Tarama Kesit Alanı (mm ²)	Genişlik (mm)	Maksimum Derinlik (D. B. K.)* (mm ²)	Tarama Kesit Alanı (mm ²)	Genişlik	Maksimum Derinlik (D. B. K.)*	Tarama Kesit Alanı (mm ²)
<u>1</u>	1,4197	0,0417	0,0345	1,2821	0,0352	0,0270	1,2368	0,0337	0,0252	1,3129	0,0369	0,0289
<u>2</u>	0,8625	0,0313	0,0190	0,9897	0,0391	0,0265	0,9113	0,0366	0,0219	0,9212	0,0357	0,0225
<u>3</u>	1,2086	0,0380	0,0246	1,1372	0,0360	0,0223	1,1473	0,0361	0,0236	1,1644	0,0367	0,0235
<u>4</u>	1,5538	0,0172	0,0172	1,5966	0,0195	0,0207	1,4532	0,0164	0,0157	1,5345	0,0177	0,0179
<u>5</u>	1,1964	0,0252	0,0174	1,0382	0,0241	0,0149	1,1151	0,0252	0,0165	1,1166	0,0248	0,0163
<u>6</u>	1,3786	0,0305	0,0252	1,3441	0,0295	0,0240	1,2832	0,0281	0,0234	1,3353	0,0294	0,0242
<u>7</u>	1,1002	0,0228	0,0154	1,0121	0,0190	0,0107	0,9913	0,0181	0,0110	1,0345	0,0200	0,0124
<u>8</u>	1,0089	0,0326	0,0201	1,0019	0,0313	0,0193	0,9640	0,0305	0,0191	0,9916	0,0315	0,0195
<u>9</u>	1,0979	0,0342	0,0227	1,1595	0,0382	0,0283	1,1348	0,0363	0,0245	1,1307	0,0362	0,0252
<u>10</u>	1,0798	0,0219	0,0138	0,9846	0,0198	0,0114	1,1666	0,0236	0,0153	1,0770	0,0218	0,0135

***ORTALAMA DIKEY BOYUT KAYBI: 0,0291 ± 0,0075 mm**

ORTALAMA TARAMA KESİT ALANI: 0,0204 ± 0,0057 mm²

Tablo 22: Tetric Ceram HB örneklere ait profilometre bulguları. (*Dikey Boyut Kaybı)

<u>Örnek No:</u>	I. TARAMA				II. TARAMA				III. TARAMA				TARAMALARIN ORTALAMASI			
	Genişlik (mm)	Maksimum Derinlik (D. B. K.)* (mm ²)	Tarama Kesit Alanı (mm ²)	Genişlik (mm)	Maksimum Derinlik (D. B. K.)* (mm ²)	Tarama Kesit Alanı (mm ²)	Genişlik (mm)	Maksimum Derinlik (D. B. K.)* (mm ²)	Tarama Kesit Alanı (mm ²)	Genişlik (mm)	Maksimum Derinlik (D. B. K.)* (mm ²)	Tarama Kesit Alanı (mm ²)	Genişlik	Maksimum Derinlik (D. B. K.)*	Tarama Kesit Alanı (mm ²)	
<u>1</u>	0,3810	0,0135	0,0011	0,5513	0,0137	0,0045	0,5299	0,0153	0,0037	0,4874	0,0142	0,0031				
<u>2</u>	0,8508	0,0068	0,0041	0,8315	0,0087	0,0052	0,6413	0,0052	0,0020	0,7745	0,0069	0,0038				
<u>3</u>	0,9618	0,0080	0,0051	0,8892	0,0082	0,0033	0,9146	0,0214	0,0131	0,9219	0,0125	0,0072				
<u>4</u>	0,3684	0,0082	0,0020	0,3774	0,0057	0,0031	0,4705	0,0118	0,0033	0,4054	0,0086	0,0028				
<u>5</u>	0,6906	0,0143	0,0036	0,7500	0,0176	0,0067	0,6209	0,0169	0,0046	0,6872	0,0163	0,0050				
<u>6</u>	0,6304	0,0091	0,0039	0,7745	0,0093	0,0050	0,6991	0,0092	0,0038	0,7013	0,0092	0,0042				
<u>7</u>	0,7297	0,0101	0,0042	0,7871	0,0120	0,0048	0,5546	0,0073	0,0024	0,6905	0,0098	0,0038				
<u>8</u>	0,6058	0,0165	0,0028	0,5638	0,0177	0,0069	0,3444	0,0099	0,0021	0,5047	0,0147	0,0039				
<u>9</u>	0,6411	0,0108	0,0038	0,5558	0,0017	0,0028	0,6112	0,0212	0,0094	0,6027	0,0112	0,0053				
<u>10</u>	0,8885	0,0139	0,0071	0,9397	0,0159	0,0073	1,0266	0,0144	0,0072	0,9516	0,0147	0,0072				
*ORTALAMA DIKEY BOYUT KAYBI: 0,0118 ± 0,0031 mm																
ORTALAMA TARAMA KESİT ALANI: 0,0046 ± 0,0015 mm²																

Tablo 23: Tip IV Altın Alaşım (Bio Porta G) örneklerine ait profilometre bulguları. (*Dikey Boyut Kaybı)

örneklerde $0,0197 \pm 0,0053 \text{ mm}^2$, Tetric Ceram HB örneklerde $0,0204 \pm 0,0057 \text{ mm}^2$, tip IV altın alaşım örneklerde $0,0046 \pm 0,0015 \text{ mm}^2$ olduğu görülmüştür. Yapılan profilometrik taramalardan elde edilen sonuçlara göre, en fazla tarama kesit alanı kaybına IPS Empress II örneklerin uğradığı, bunu aralarında az bir fark olmakla birlikte sırasıyla Vita VMK 95 ve Finesse All-Ceramic örneklerdeki tarama kesit alanı kayıplarının izlediği belirlenmiştir. Kompozit restorasyon materyallerinde oluşan kesit alanı kayıpları birbirine yakın olmakla birlikte, seramik restorasyon materyallerinde oluşan kayıpları oldukça geriden takip etmekte ve kendi içinde değerlendirildiğinde, Tetric Ceram HB örneklerin, Targis örneklere göre biraz daha fazla aşındığı anlaşılmıştır. En az tarama kesit alanı kaybının ise, tip IV altın alaşım örneklerde olduğu görülmüştür. Elde edilen sonuçlar mine örneklerde olduğu gibi, restoratif materyal örneklerde de aşınma sonucu oluşan ağırlık kaybından, hesaplanan hacim kaybı bulgularını desteklemektedir.

Restoratif materyallerdeki tarama kesit alanı kayıpları için yapılan istatistiksel değerlendirmede (Tablo 24), tarama kesit alanı kaybı seviyeleri bakımından materyaller arasındaki farklılık anlamlı bulunmuştur ($p < 0,05$). Yapılan ikili analizlerde (Ek 10), aralarında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunan üç grup meydana geldiği, IPS Empress II, Vita VMK 95 ve Finesse All-Ceramic seramik materyallerin ilk grubu, Tetric Ceram HB ve Targis kompozit materyallerin ikinci grubu, tip IV altın alaşımının ise üçüncü grubu oluşturduğu gözlenmiştir.

Restoratif materyal örneklerde hacim kaybı bulguları ve tarama kesit alanı kaybı bulguları arasındaki doğrusal ilişki korelasyon analizi (Tablo 25) yapılarak değerlendirilmiş ve restoratif materyal örneklerde oluşan madde kaybını belirlemek amacıyla kullanılan iki farklı yöntemle elde edilen bulgular arasında, mine örneklerde olduğu gibi, anlamlı bir doğrusal ilişki bulunduğu belirlenmiştir ($r=0,952$, $p < 0,05$).

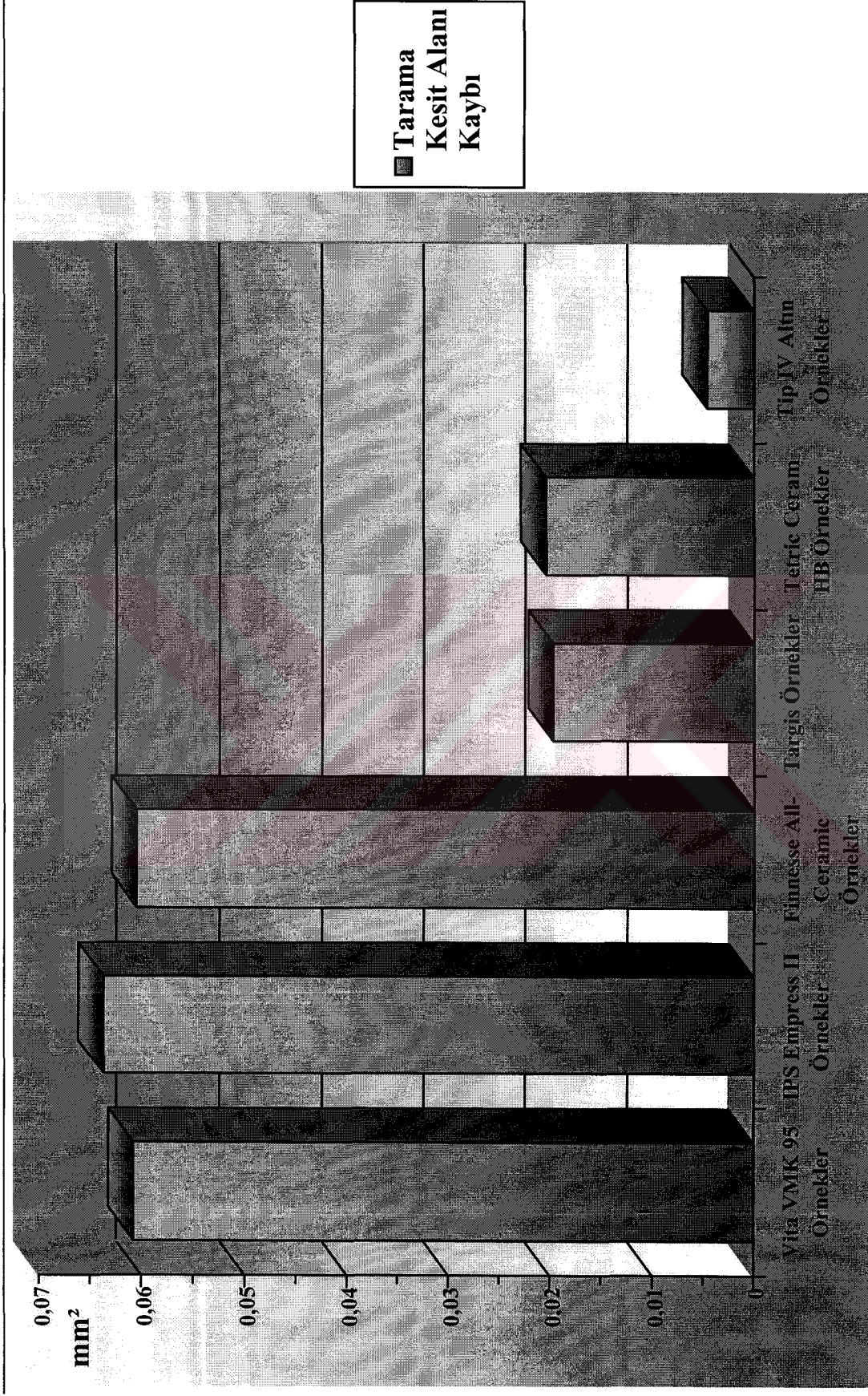
Varyasyon Kaynağı	Kareler Toplamı	Serbestlik Derecesi	Kareler Ortalaması	F.Ratio	Olasılık
Gruplar Arasında	0,0344	5	0,00688	64,435	0,000
Gruplar İçinde	0,00577	54	0,000106		
Toplam	0,0402	59			

Tablo 24: Restoratif materyal örneklerdeki aşınma kanalına ait tarama kesit alanının varyans analizi tablosu.

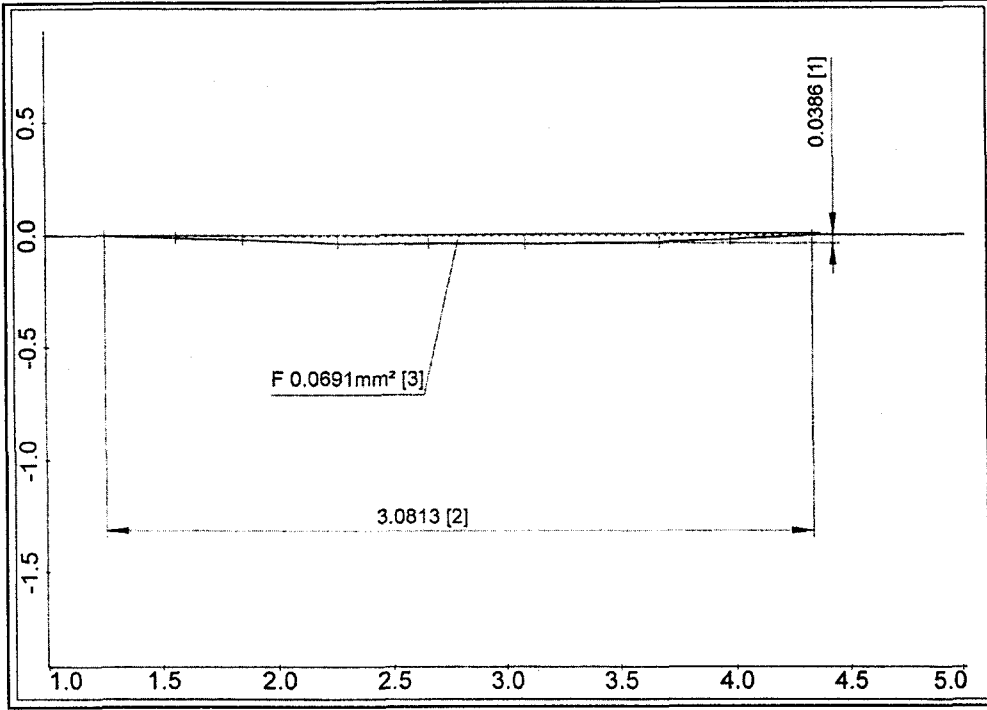
		<i>Restoratif Materyal Örneklerdeki Hacim Kaybı Bulguları</i>
<i>Restoratif Materyal Örneklerdeki Tarama Kesit Alanı Kaybı Bulguları</i>	r	0,952**
	p	0,000
	n	60

Tablo 25: Restoratif materyal örneklerdeki tarama kesit alanı kaybı bulguları ve hacim kaybı bulguları arasındaki korelasyon analizi tablosu.

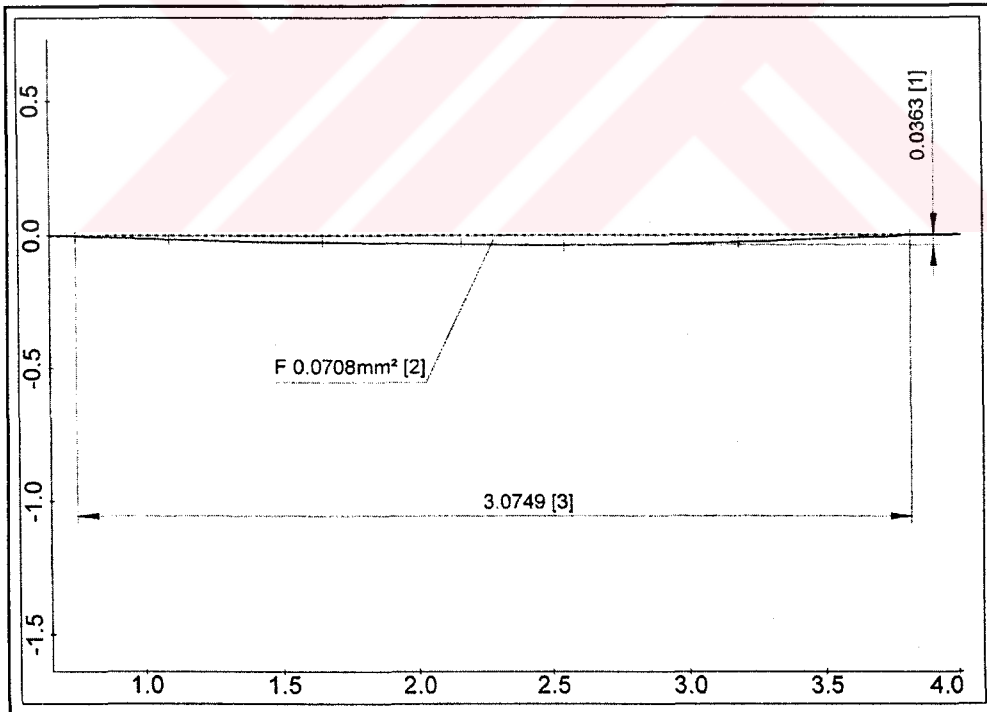
Resim 45-50'de restoratif materyallerin profilometrik taramalarına ait bilgisayar çıktıları ve Resim 51-56'da farklı restoratif materyal gruplarına ait örneklerde oluşan aşınma kanalları görülmektedir. Resim 51-56'da aşınma kanallarının daha iyi görülebilmesi amacıyla, taramalı elektron mikroskopunda incelenmek üzere altın kaplanmış örneklerin görüntüleri alındığından, resimlerdeki örneklerin hepsi altın rengindedir. Resim 45-50'de "F" ile gösterilen değer, tarama kesit alanıdır.



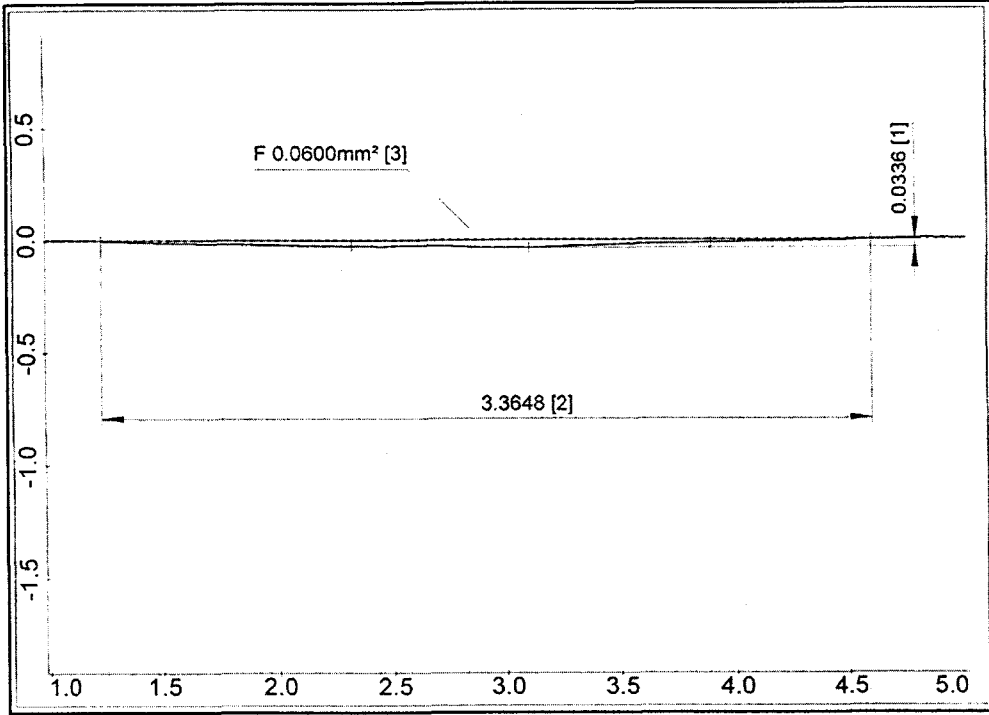
Grafik 3: Restoratif materyal örneklerdeki profilometrik tarama kesit alanı kaybı.



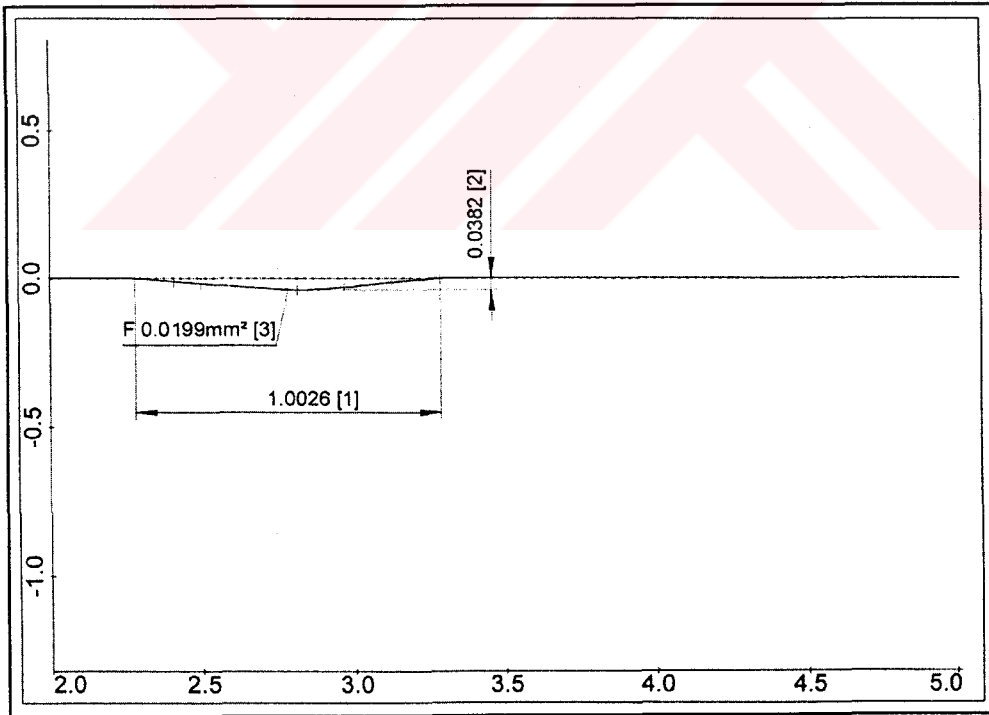
**Resim 45: Vita VMK 95 örneklerine ait bir profilometre taraması.
(Örnek No:3 Tarama No:2)**



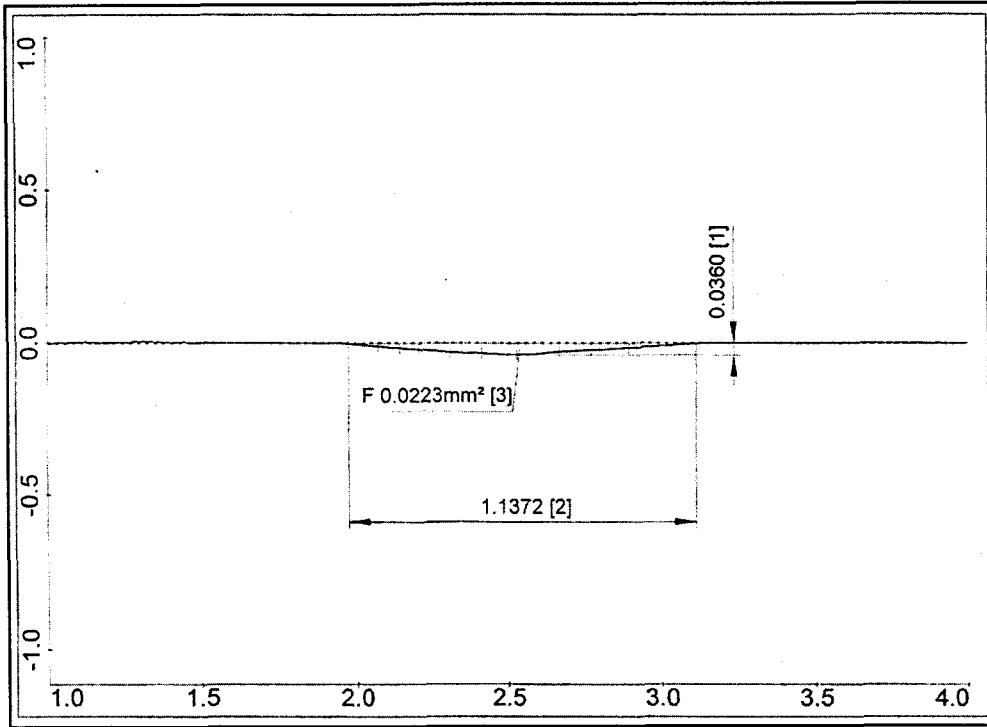
**Resim 46: IPS Empress II örneklerine ait bir profilometre taraması.
(Örnek No:1 Tarama No:2)**



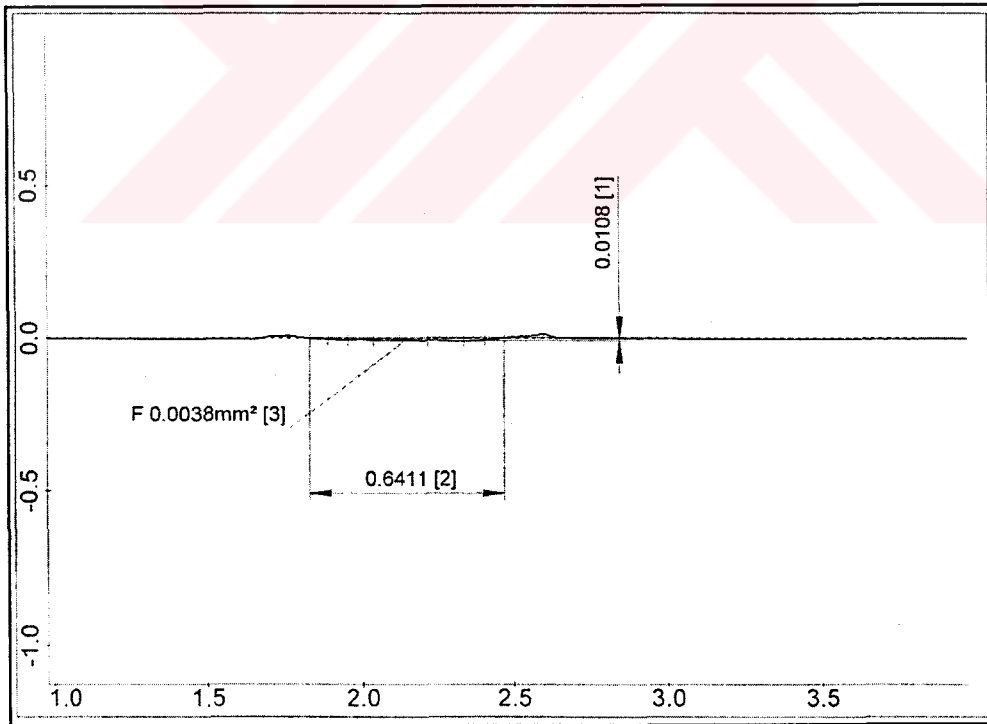
**Resim 47: Finesse All-Ceramic örneklere ait bir profilometre taraması.
(Örnek No:10 Tarama No:3)**



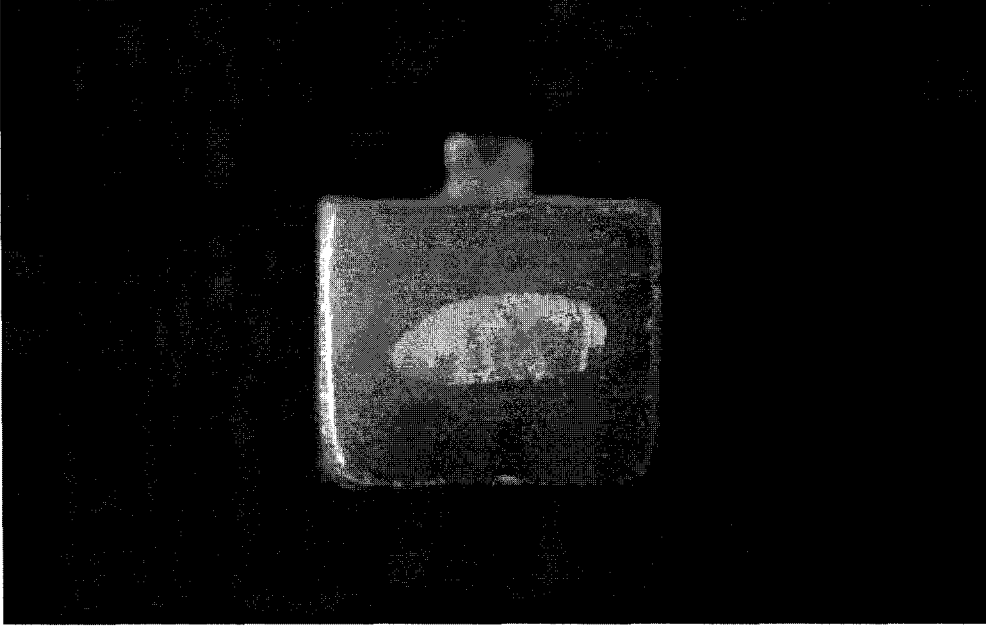
**Resim 48: Targis örneklere ait bir profilometre taraması.
(Örnek No:9 Tarama No:1)**



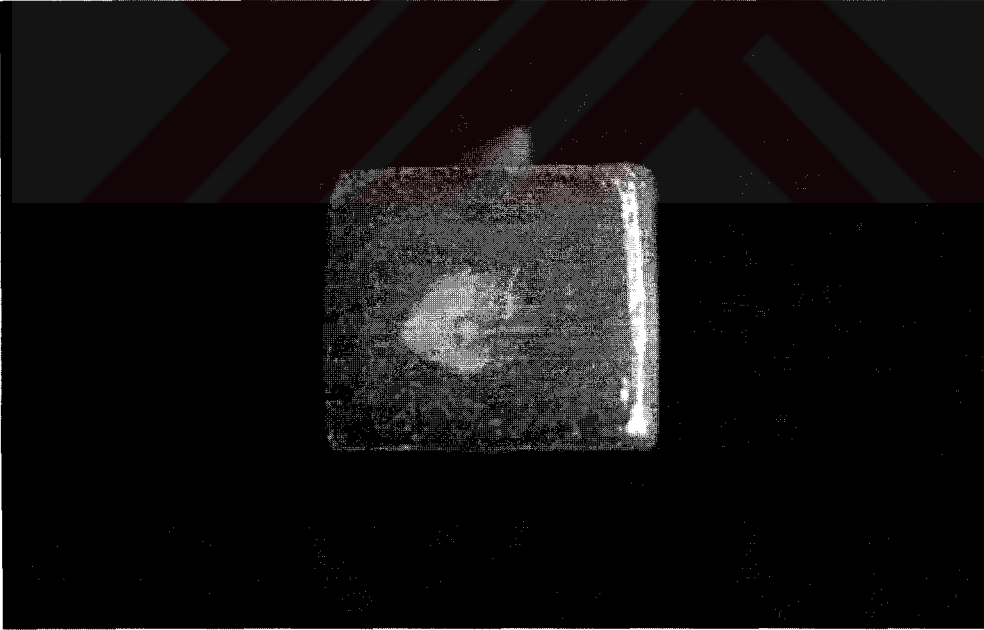
**Resim 49: Tetric Ceram HB örneklerine ait bir profilometre taraması.
(Örnek No:3 Tarama No:2)**



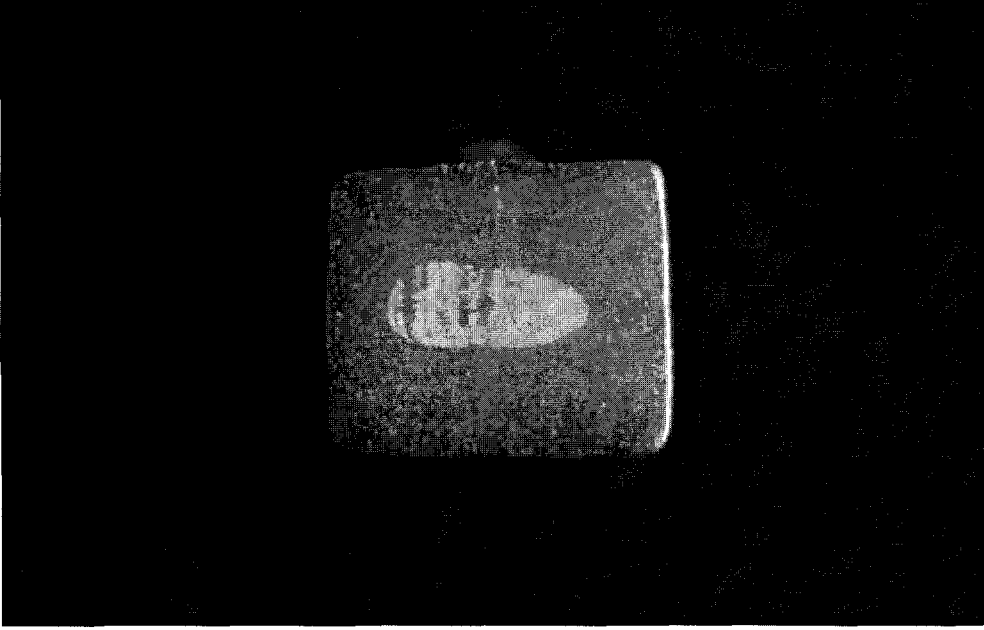
**Resim 50: Tip IV altın alaşım örneklerine ait bir profilometre taraması.
(Örnek No:9 Tarama No:1)**



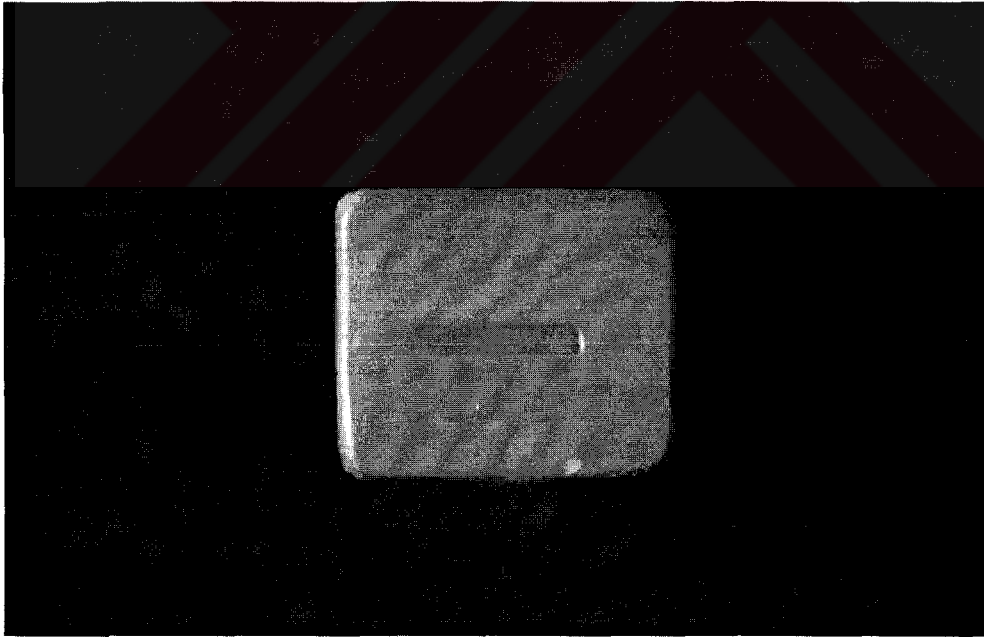
Resim 51: Vita VMK 95 örneklerde oluşan bir aşınma kanalı.



Resim 52: IPS Empress II örneklerde oluşan bir aşınma kanalı.



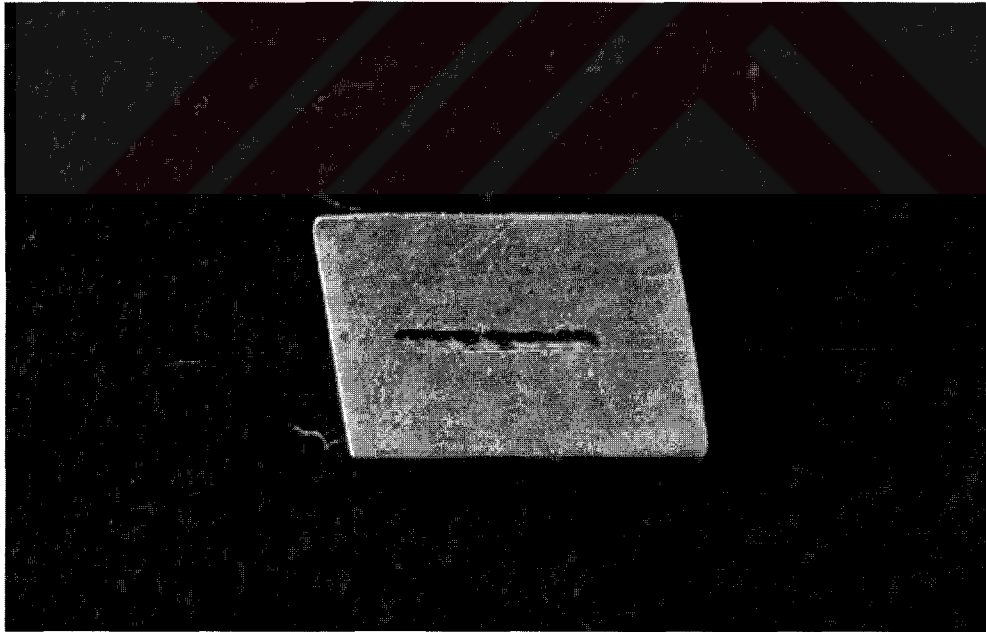
Resim 53: Finesse All-Ceramic örneklerde oluşan bir aşınma kanalı.



Resim 54: Targis örneklerde oluşan bir aşınma kanalı.



Resim 55: Tetric Ceram HB örneklerde oluşan bir aşınma kanalı.



Resim 56: Tip IV altın alaşım örneklerde oluşan bir aşınma kanalı.

3.4. MİNE VE RESTORATİF MATERYAL ÖRNEKLERDE OLUŞAN DİKEY BOYUT KAYIPLARINA AİT BULGULAR

Profil projeksiyon cihazında, mine örneklerde oluşan dikey boyut kayıpları belirlenerek elde edilen bütün değerler Tablo 10-15'te verilmiş, bu tablolardan yararlanarak, her mine örnek grubuna ait dikey boyut kaybı ortalamaları ve standart sapmaları Tablo 26'da ve Grafik 4'te gösterilmiştir.

Profilometre cihazında restoratif materyal örneklerde oluşan aşınma kanalı derinlikleri ölçülmüş, bu değerler restoratif materyal örneklerde aşınma sonrası oluşan dikey boyut kaybı kabul edilerek, Tablo 18-23'te verilmiş, bu tablolardaki sonuçlardan yararlanılarak elde edilen restoratif materyal örneklerin dikey boyut kaybı bulgularının ortalamaları ve standart sapma değerleri, mine örneklerden elde edilen bulgularla birlikte Tablo 26 ve Grafik 4'te gösterilmiştir. Ayrıca karşılıklı aşınma testi uygulanan mine ve restoratif materyal örneklere ait dikey boyut kaybı değerleri toplanarak, örnek gruplarına ait toplam dikey boyut kayıpları hesaplanmış ve ortalamalarına ait bulgular yine Tablo 26 ve Grafik 4'te, örneklerin dikey boyut kayıplarının ortalamaları ile birlikte verilmiştir.

Tablo 10-15 ve Tablo 18-23 incelendiğinde görüleceği gibi aşınma sonucu dikey boyut kayıpları, mine örneklerde 0,8060 mm ile 0,0180 mm arasında değişirken, restoratif materyal örneklerde 0.0675 mm ile 0.0017 mm arasında değişmektedir.

Vita VMK 95 grubuna ait mine örneklerde ortalama $0,5856 \pm 0,0890$ mm, IPS Empress II grubunda $0,5436 \pm 0,0386$ mm, Finesse All-Ceramic grubunda $0,7197 \pm 0,0735$ mm, Targis grubunda $0,0957 \pm 0,0161$ mm, Tetric Ceram HB grubunda $0,0717 \pm 0,0091$ mm, tip IV altın alaşım grubunda $0,0295 \pm 0,0077$ mm dikey boyut kayıpları belirlenmiştir.

Finesse All-Ceramic örnekler, mine örneklerde en fazla dikey boyut kaybına neden olmakla beraber, bunu sırasıyla Vita VMK 95 ve IPS Empress II örneklerin neden olduğu dikey boyut kayıpları izlemektedir. Targis ve Tetric Ceram HB kompozit restorasyon materyallerinin mine örneklerde meydana getirdiği dikey boyut kayıpları, seramik restorasyon materyallerinin oluşturduğu kayıplara göre oldukça düşüktür. Targis'in, Tetric Ceram HB'ye göre minede az da olsa daha fazla dikey boyut kaybı meydana getirdiği, en az kaybın, tip IV altın alaşım karşısında aşınan mine örneklerde olduğu görülmektedir. Elde edilen sonuçlar, mine örneklerdeki hacim kaybı ve izdüşüm kesit alanı kaybı bulgularını destekler niteliktedir.

Örnek Grupları	Mine Örneklerdeki Ortalama Dikey Boyut Kaybı (mm)	Rest. Mat. Ör.deki Ort. Maksimum. Derinlik (mm) (D. B. K.)*	Ortalama Toplam Dikey Boyut Kaybı (mm)
Vita VMK 95 Grubu	$0,5856 \pm 0,0890$	$0,0349 \pm 0,0075$	$0,6205 \pm 0,0896$
IPS Empress II Grubu	$0,5436 \pm 0,0386$	$0,0390 \pm 0,0082$	$0,5826 \pm 0,0350$
Finesse All Ceramic Grubu	$0,7197 \pm 0,0735$	$0,0351 \pm 0,0101$	$0,7548 \pm 0,0693$
Targis Grubu	$0,0957 \pm 0,0161$	$0,0378 \pm 0,0164$	$0,1335 \pm 0,0276$
Tetric Ceram HB Grubu	$0,0717 \pm 0,0091$	$0,0291 \pm 0,0075$	$0,1008 \pm 0,0155$
Tip IV Altın Alaşım Grubu	$0,0295 \pm 0,0077$	$0,0118 \pm 0,0031$	$0,0413 \pm 0,0086$

Tablo 26: Mine ve restoratif materyal örneklere ait dikey boyut kaybı bulgularının ortalamaları. (*Dikey Boyut Kaybı)

Mine örneklerde, dikey boyut kayıpları için yapılan istatistiksel değerlendirmede (Tablo 27), dikey boyut kaybı düzeyleri bakımından istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmuştur ($p<0,05$). Yapılan ikili analizlerde (Ek 11), dikey boyut kaybı miktarına göre sadece Vita VMK 95 ve IPS Empress II gruplarına ait mine örnekler arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık olmadığı ($p>0,05$), diğer tüm mine grupları arasında dikey boyut kaybı miktarına göre istatistiksel olarak anlamlı farklar olduğu gözlenmiştir ($p<0,05$).

Varyasyon Kaynağı	Kareler Toplamı	Serbestlik Derecesi	Kareler Ortalaması	F.Ratio	Olasılık
Gruplar Arasında	4,740	5	0,948	373,656	0,000
Gruplar İçinde	0,137	54	0,002537		
Toplam	4,877	59			

Tablo 27: Mine örneklerdeki dikey boyut kaybının varyans analizi tablosu.

Aşınma testi sonrası mine örneklerdeki hacim kaybı ve izdüşüm kesit alanı kaybı bulguları ile dikey boyut kaybı bulguları arasındaki doğrusal ilişki korelasyon analizi (Tablo 28) yapılarak incelenmiş ve mine örneklerde oluşan madde kaybını belirlemek amacıyla kullanılan iki farklı yöntemle elde edilen bulgular ve dikey boyut kaybı bulguları arasında anlamlı bir doğrusal ilişki olduğu görülmüştür ($r=0,990$, $r=0,992$, $p<0,05$).

Restoratif materyallerde oluşan dikey boyut kayıpları incelendiğinde, Vita VMK 95 örneklerde $0,0349 \pm 0,0075$ mm, IPS Empress II örneklerde $0,0390 \pm 0,0082$ mm, Finesse All-Ceramic örneklerde $0,0351 \pm 0,0101$ mm, Targis örneklerde $0,0378 \pm 0,0164$ mm, Tetric Ceram HB örneklerde

0,0291 ± 0,0075 mm, tip IV altın alaşım örneklerde 0,0118 ± 0,0031 mm'lik dikey boyut kayıplarının oluştuğu gözlenmiştir.

		<i>Mine Örneklerdeki Hacim Kaybı Bulguları</i>	<i>Mine Örneklerdeki İzdüşüm Kesit Alanı Kaybı Bulguları</i>
<i>Mine Örneklerdeki Dikey Boyut Kaybı Bulguları</i>	r	0,990**	0,992**
	p	0,000	0,000
	n	60	60

Tablo 28: Mine örneklerdeki hacim kaybı, izdüşüm kesit alanı kaybı bulguları ve dikey boyut kaybı bulguları arasındaki korelasyon analizi tablosu.

Profilometrik taramalar sonucu elde edilen bulgularda, tip IV altın alaşım dışında kalan tüm restoratif materyallerde birbirine yakın dikey boyut kayıplarının oluştuğu, örneklerde oluşan dikey boyut kayıplarının en çoktan en aza doğru, IPS Empress II, Targis, Finesse All-Ceramic, Vita VMK 95 ve Tetric Ceram HB sırasıyla gittiği, tip IV altın alaşım örneklerin bu gruba göre daha az dikey boyut kaybına uğradığı belirlenmiştir. Burada elde edilen sonuçlar restoratif materyal örneklerdeki hacim kaybı ve tarama kesit alanı bulgularını tam olarak destekler nitelikte değildir.

Restoratif materyallerde oluşan dikey boyut kayıpları için yapılan istatistiksel değerlendirmede (Tablo 29), dikey boyut kaybı seviyeleri bakımından materyaller arasında oldukça anlamlı bir farklılık bulunmuştur ($p < 0,05$). Yapılan ikili analizlerde (Ek 12), tip IV altın alaşım ve diğer restoratif materyal grupları arasındaki farkın önemli olduğu ($p < 0,05$), geri kalan restoratif materyal grupları arasında ise farklılığın istatistiksel olarak bir anlam ifade etmediği gözlenmiştir ($p > 0,05$).

Varyasyon Kaynağı	Kareler Toplamı	Serbestlik Derecesi	Kareler Ortalaması	F.Ratio	Olasılık
Gruplar Arasında	0,00514	5	0,001027	11,037	0,000
Gruplar İçinde	0,00503	54	0,000093		
Toplam	0,0102	59			

Tablo 29: Restoratif materyal örneklerdeki aşınma kanalı derinliklerinin (Dikey Boyut Kayıplarının) varyans analizi tablosu.

Restoratif materyal örneklerdeki hacim kaybı ve tarama kesit alanı kaybı bulguları ile dikey boyut kaybı bulguları arasındaki doğrusal ilişki için yapılan korelasyon analizinde (Tablo 30), restoratif materyal örneklerde oluşan madde kaybını belirlemek amacıyla kullanılan iki farklı yöntemle elde edilen bulgular ve dikey boyut kaybı bulguları arasındaki doğrusal ilişki anlamlı bulunmakla birlikte, mine örneklerdeki ilişki kadar güçlü olmadığı belirlenmiştir ($r=0,552$, $r=0,625$, $p<0,05$).

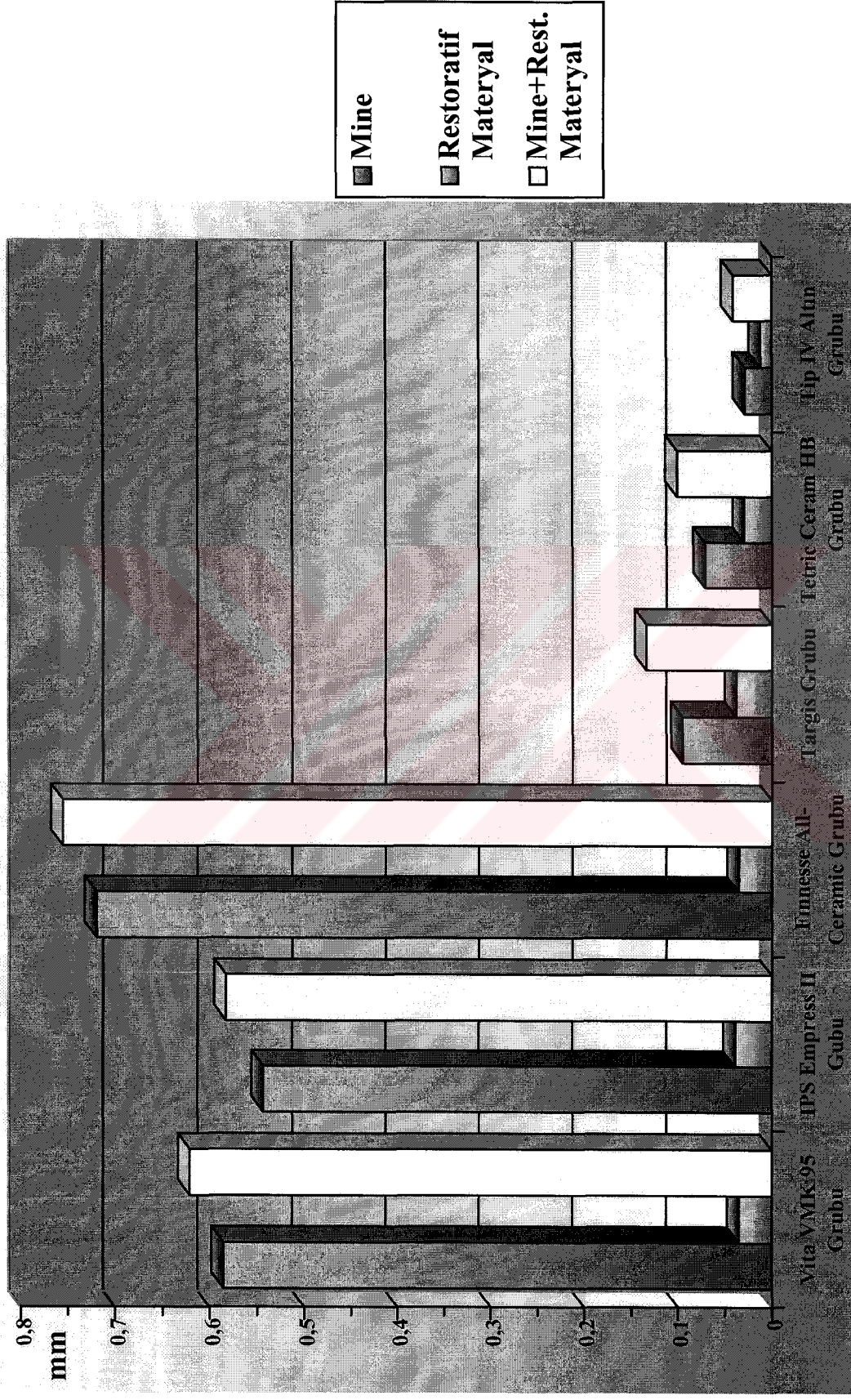
		<i>Restoratif Materyal Örneklerdeki Hacim Kaybı Bulguları</i>	<i>Restoratif Materyal Örneklerdeki Tarama Kesit Alanı Kaybı Bulguları</i>
<i>Restoratif Materyal Örneklerdeki Dikey Boyut Kaybı Bulguları</i>	r	0,552**	0,625**
	p	0,000	0,000
	n	60	60

Tablo 30: Restoratif materyal örneklerdeki hacim kaybı, tarama kesit alanı kaybı bulguları ve dikey boyut kaybı bulguları arasındaki korelasyon analizi tablosu.

Mine ve restoratif materyal örneklerde oluşan toplam dikey boyut kayıpları için yapılan istatistiksel değerlendirmede (Tablo 31), toplam dikey boyut kaybı seviyeleri bakımından örnek grupları arasındaki farklılık anlamlı bulunmuştur ($p < 0,05$). Yapılan ikili analizlerde (Ek 13), aralarında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunan dört grup meydana geldiği, en fazla toplam dikey boyut kaybı oluşan Finesse All-Ceramic grubu örneklerin ilk grubu, Vita VMK 95 ve IPS Empress II grubu örneklerin ikinci grubu, Targis ve Tetric Ceram HB grubu örneklerin üçüncü grubu ve en az toplam dikey boyut kaybı oluşan tip IV altın alaşım grubu örneklerin ise, dördüncü grubu oluşturduğu gözlenmiştir.

Varyasyon Kaynağı	Kareler Toplamı	Serbestlik Derecesi	Kareler Ortalaması	F.Ratio	Olasılık
Gruplar Arasında	4,924	5	0,985	390,380	0,000
Gruplar İçinde	0,136	54	0,002523		
Toplam	5,061	59			

Tablo 31: Mine ve restoratif materyal örneklerdeki toplam dikey boyut kaybının varyans analizi tablosu.



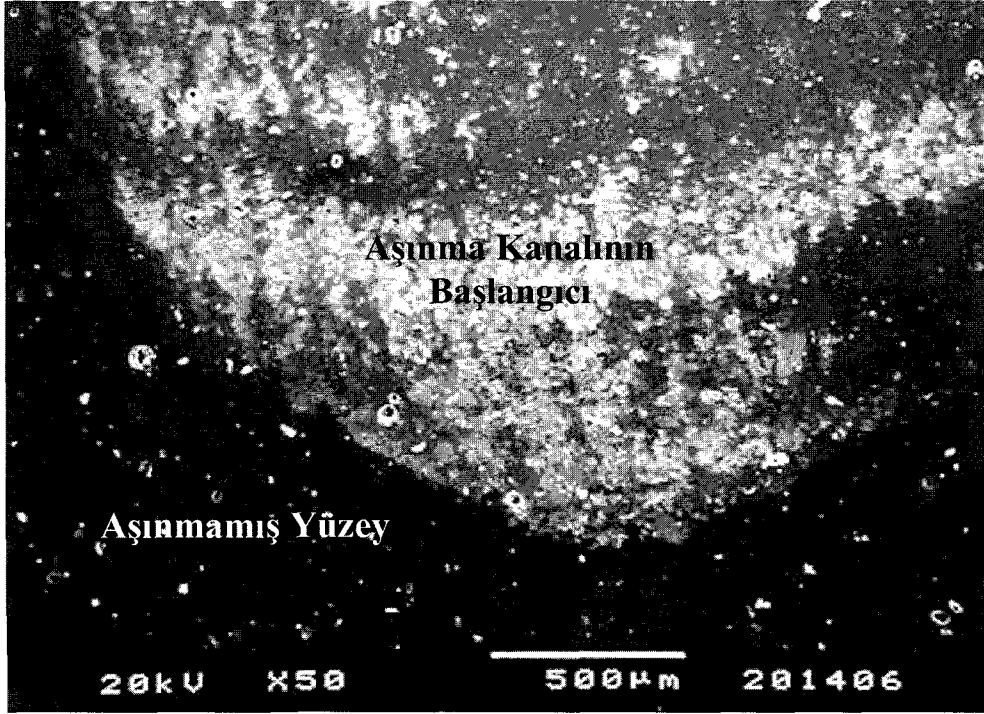
Grafik 4: Mine ve restoratif materyal örneklerdeki dikey boyut kaybı.

3.5. MİNE VE RESTORATİF MATERYAL ÖRNEKLERDEKİ AŞINMA SAHALARININ S.E.M. FOTOĞRAFLARI

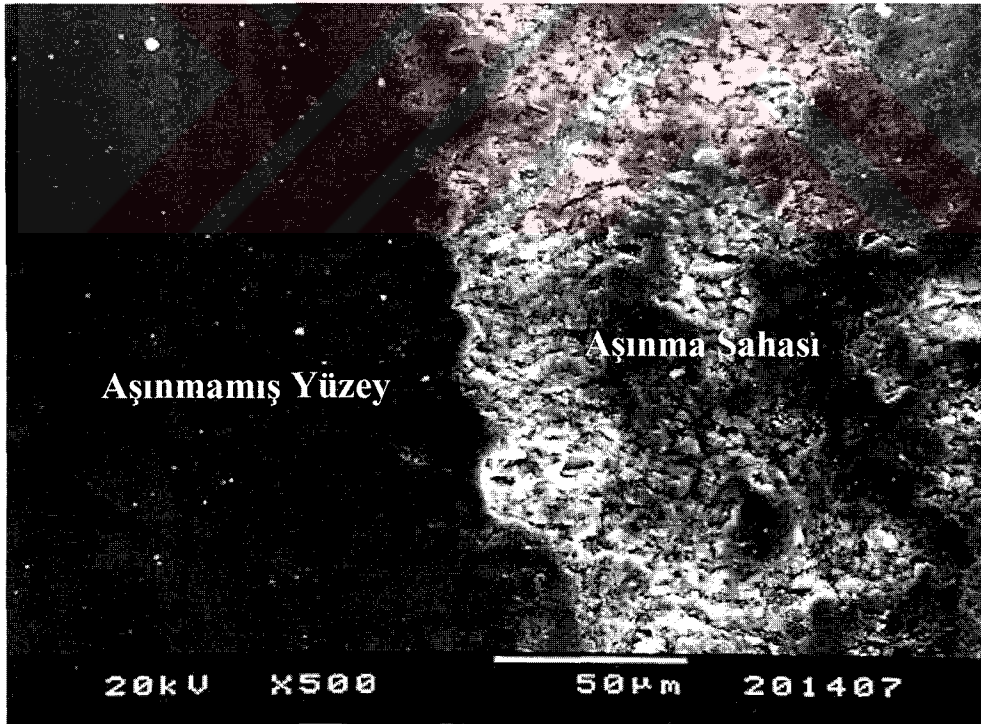
Aşınma testi sonrası, restoratif materyal örneklerde yapılan taramalı elektron mikroskobu incelemesinde elde edilen farklı büyütmelelerdeki görüntülerde, konvansiyonel ve tüm seramik restorasyon materyallerinde aşınmamış yüzeylere göre aşınma sahalarında oldukça belirgin yüzey düzensizliklerinin meydana geldiği açık şekilde izlenebilmektedir. Bu görüntüler, glazür tabakasının aşınma sırasında belli bir süre sonra ortadan kalkması sonucu, seramik yüzeyinin karşıt mine dokusu üzerinde oluşturduğu abrazyon etkinin nedenleri konusunda bize fikir verebilmektedir. (Resim 57-62)

Kompozitlerde ve altın alaşımında ise, aşınan sahalar aşınma sırasında oluşan mekanik polisajın etkisiyle çoğu bölgede daha düzgün ve pürüzsüz bir hal almakla beraber, aşınan alanların bazı bölgelerinde yer yer hafif yüzey düzensizliklerinin de oluştuğu gözlenmektedir. (Resim 63-68)

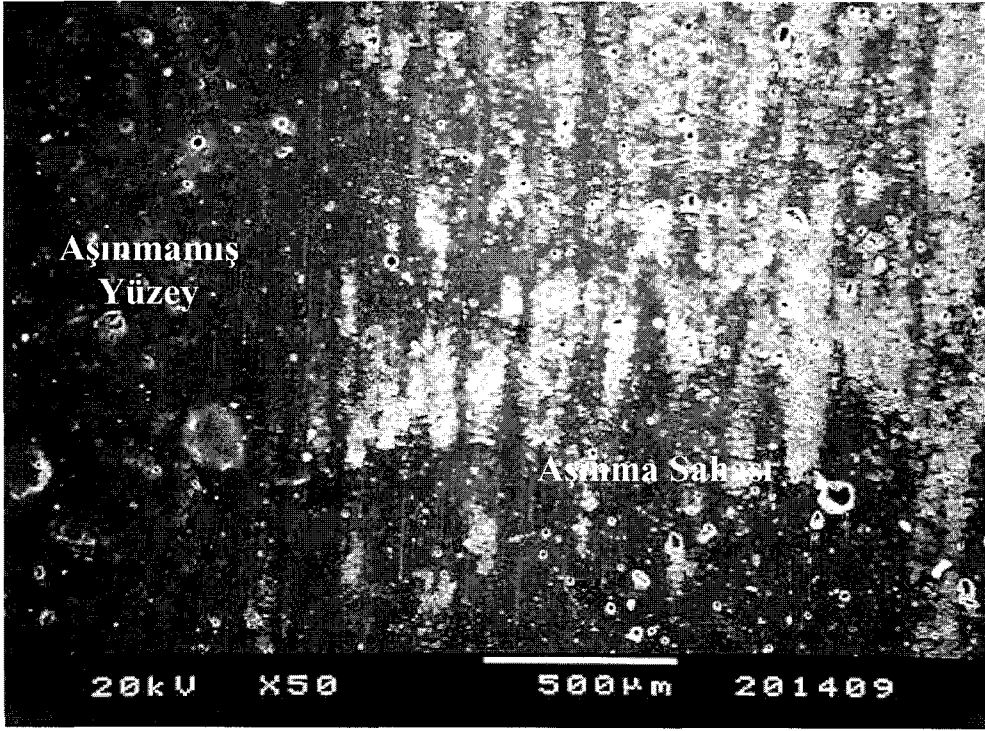
Mine örneklerde yapılan incelemede ise, seramik restorasyon materyalleri karşısında aşınan örneklerdeki aşınma sahalarında, seramiklerin abrazyon etkilerinden dolayı yüzeylerin oldukça düzensiz olduğu ve oluşan tahribatın bir işareti olan yoğun bir smear tabakasının izlendiği belirlenmiştir. (Resim 69-71) Kompozitler ve altın alaşımı karşısında aşınan mine örneklerde ise yüzeylerin daha düzenli olduğu ve daha ince bir smear tabakasının bulunduğu görülmektedir. (Resim 72,73) Altın örneklerde oluşan aşınma kanalı, genel olarak oldukça düzgün bir yüzeye sahip olmakla birlikte kanal içinde bazı bölgelerde kanalın aksına paralel olacak şekilde yer yer oluşan keskin sırt yapısındaki çıkıntılar aşınan mine yüzeyinde bazı bölgelerde çok hafif yüzey düzensizlikleri oluşturmuştur. (Resim 74)



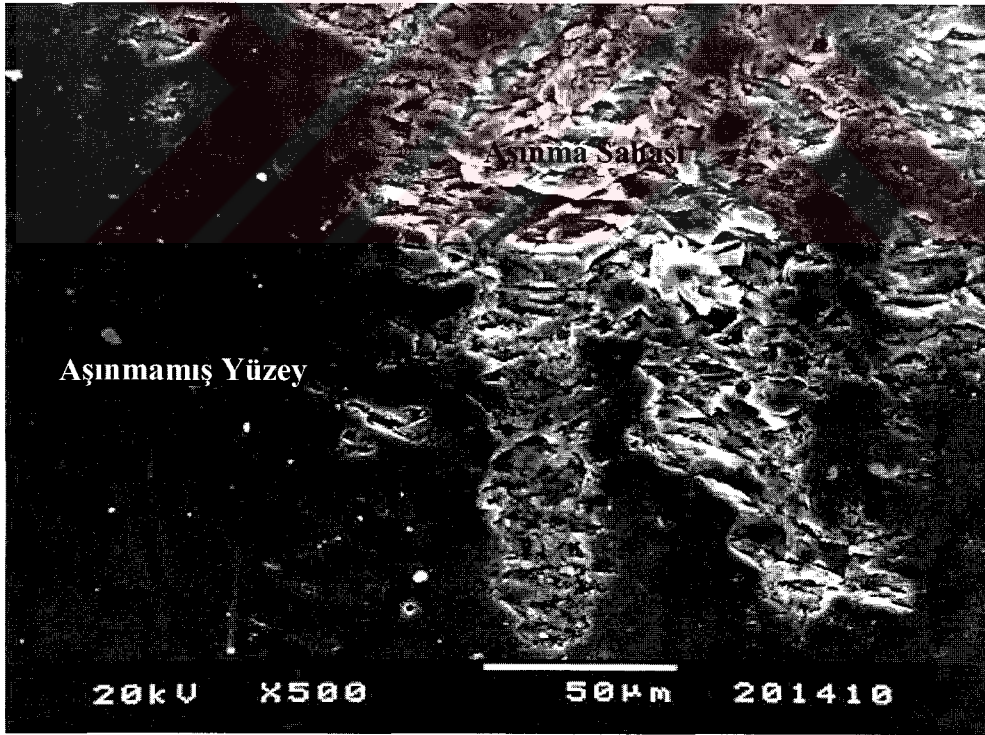
Resim 57: Bir Vita VMK 95 örnekteki aşınma kanalının başlangıcı.



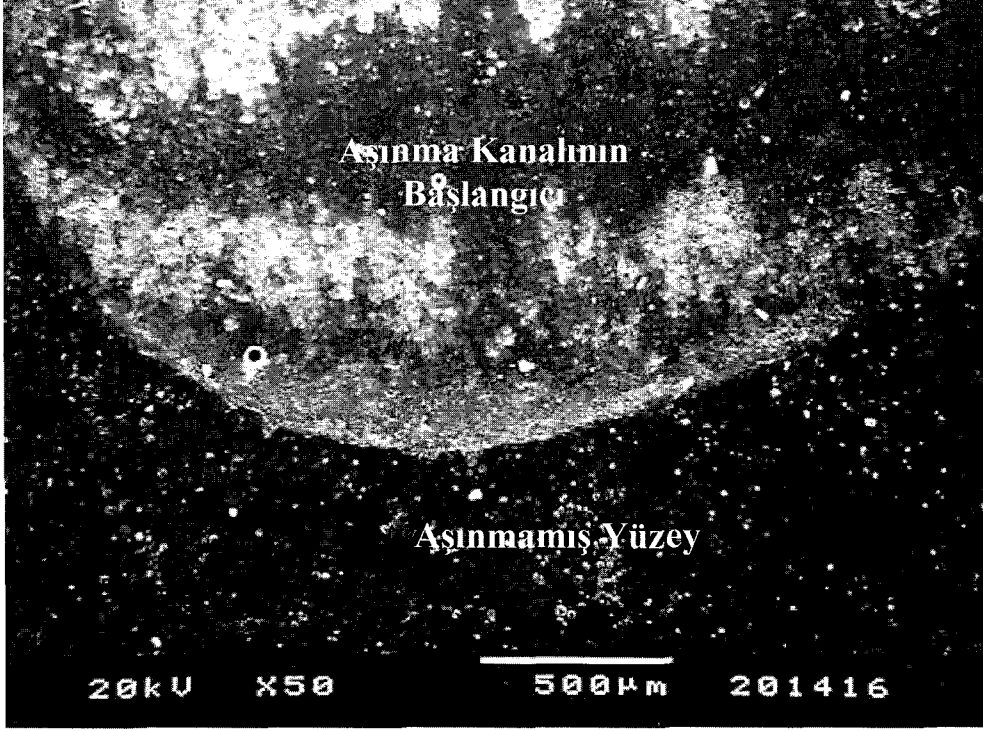
Resim 58: Bir Vita VMK 95 örnekte aşınmış ve aşınmamış alanlar.



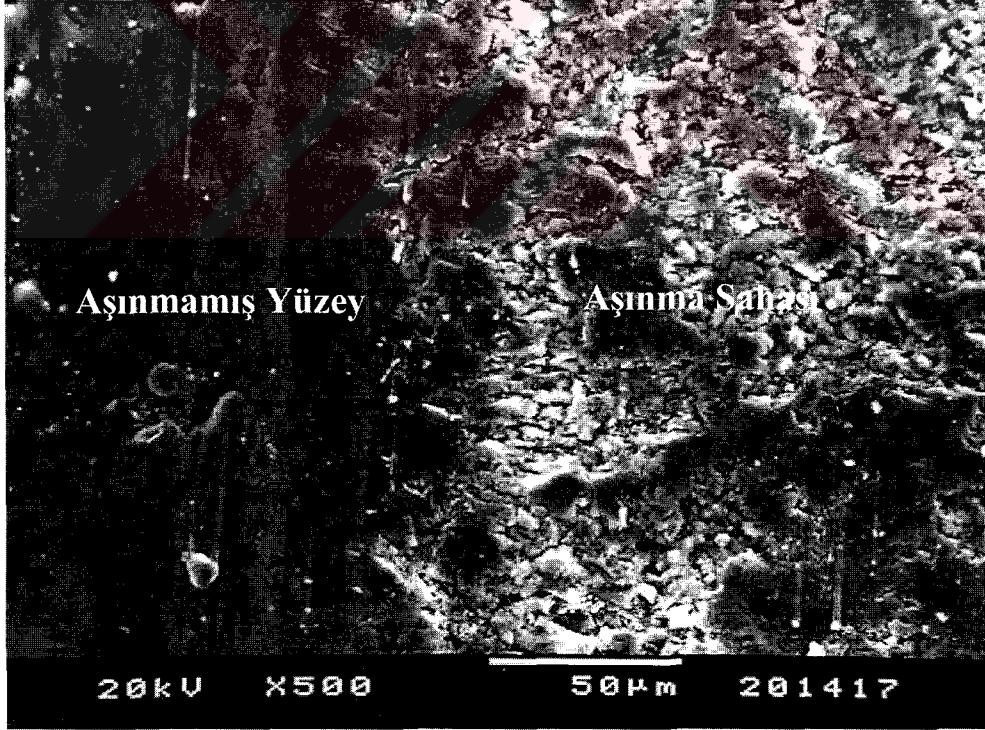
Resim 59: Bir IPS Empress II örnekteki aşınma kanalı.



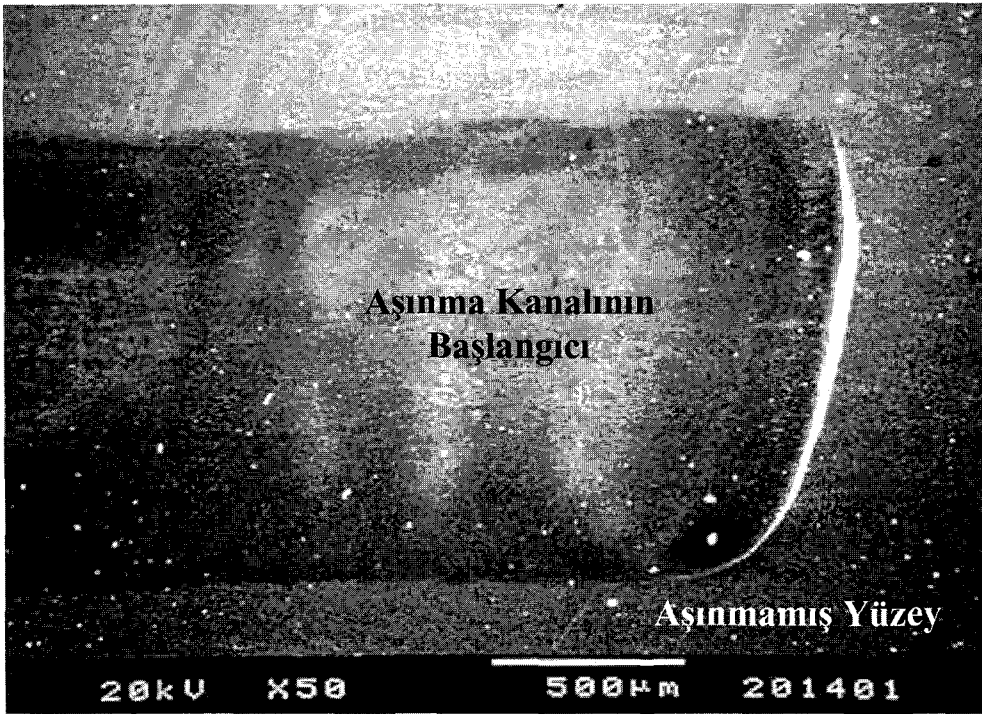
Resim 60: Bir IPS Empress II örnekte aşınmış ve aşınmamış alanlar.



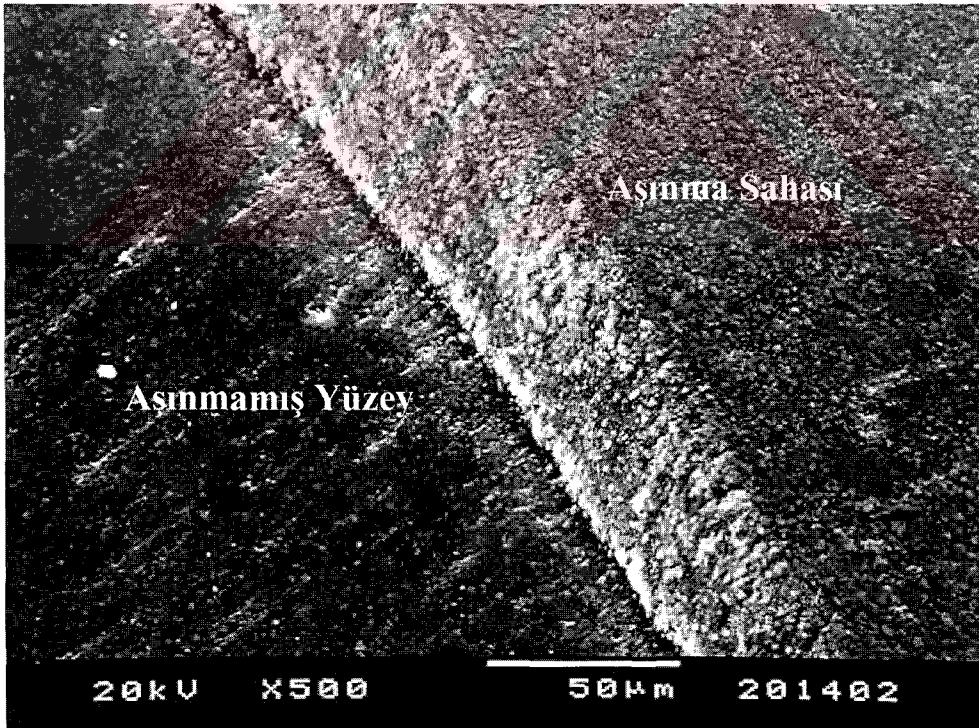
Resim 61: Bir Finesse All-Ceramic örnekteki aşınma kanalının başlangıcı.



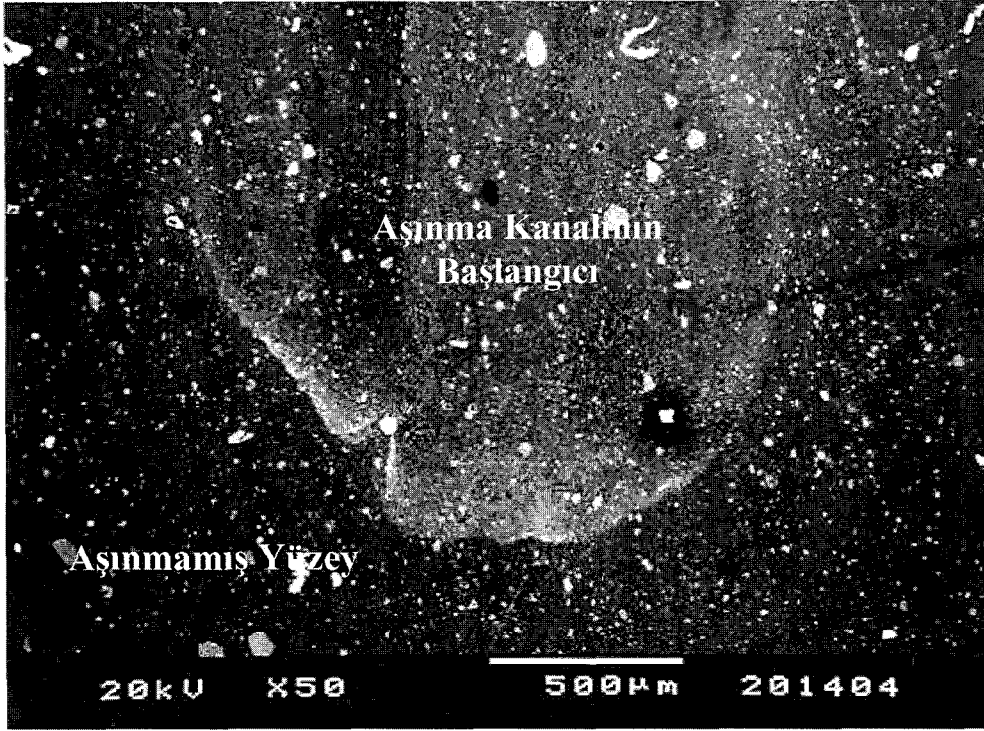
Resim 62: Bir Finesse All-Ceramic örnekte aşınmış ve aşınmamış alanlar.



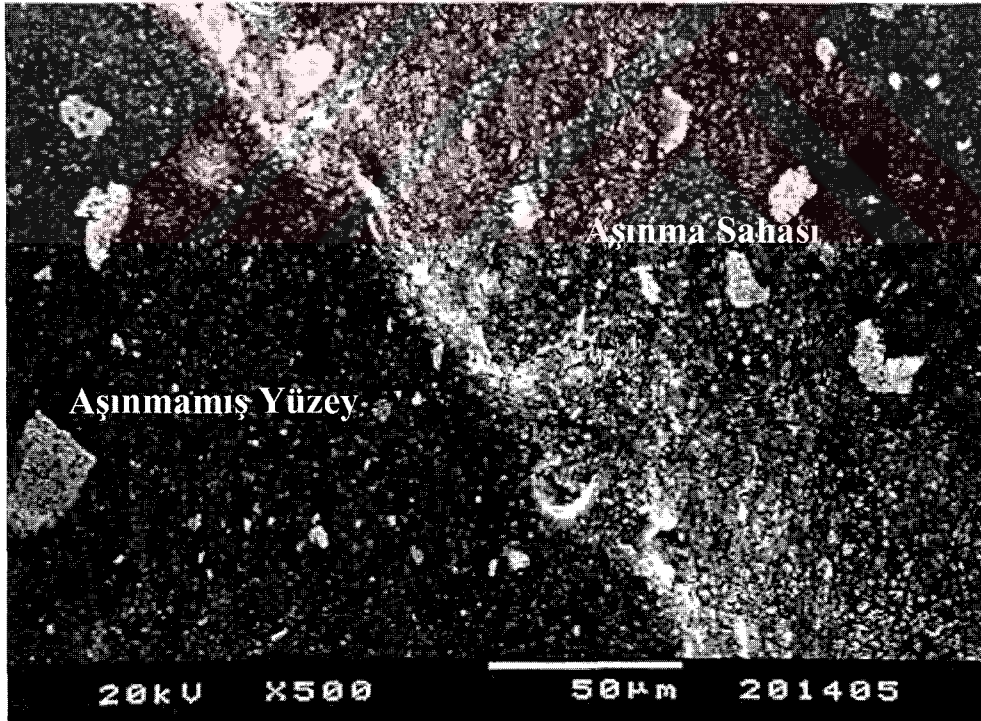
Resim 63: Bir Targis örnekteki aşınma kanalının başlangıcı.



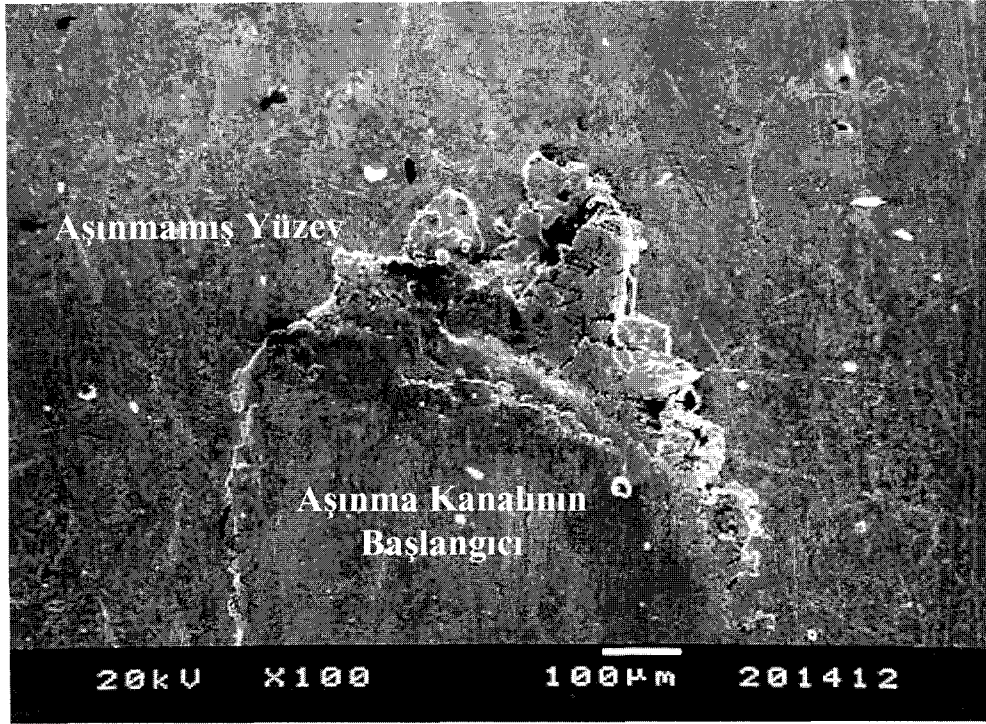
Resim 64: Bir Targis örnekte aşınmış ve aşınmamış alanlar .



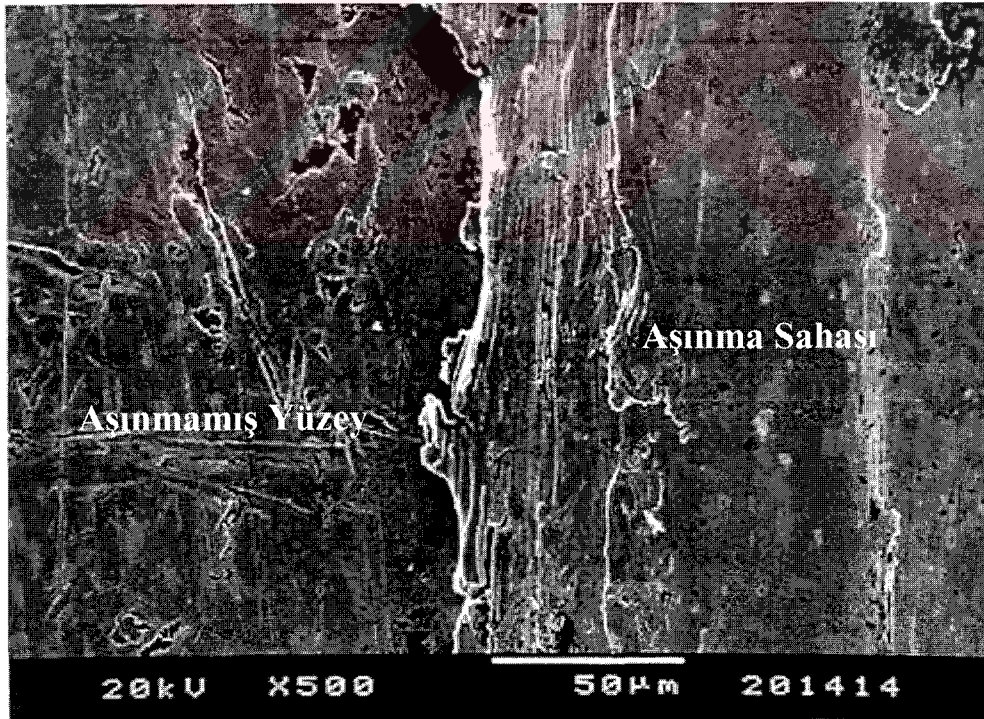
Resim 65: Bir Tetric Ceram HB örnekteki aşınma kanalının başlangıcı.



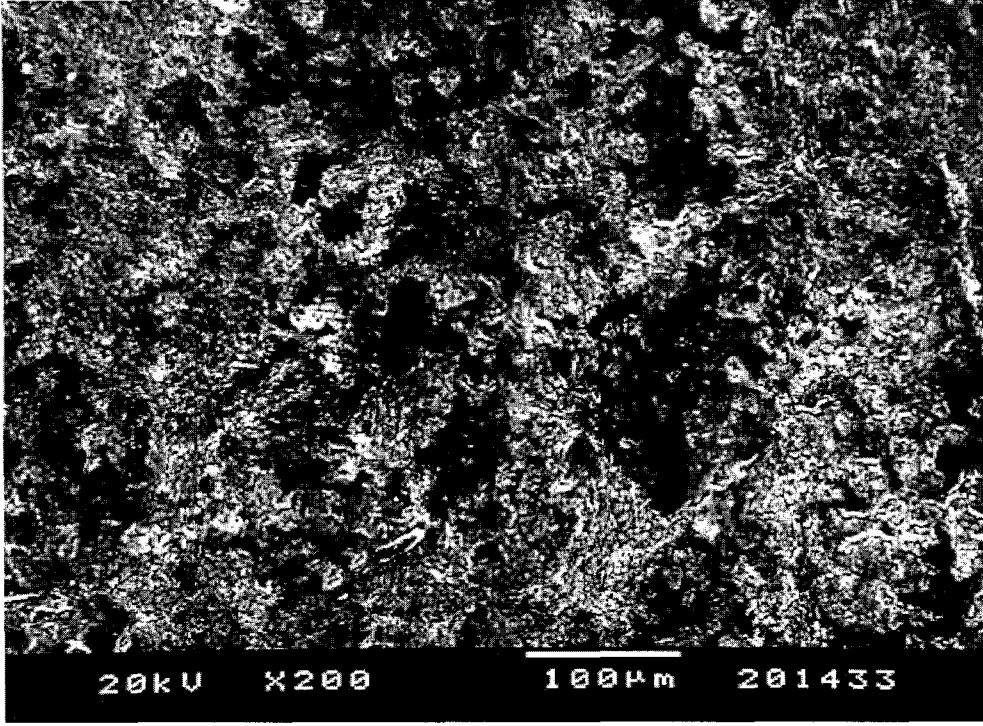
Resim 66: Bir Tetric Ceram HB örnekte aşınmış ve aşınmamış alanlar.



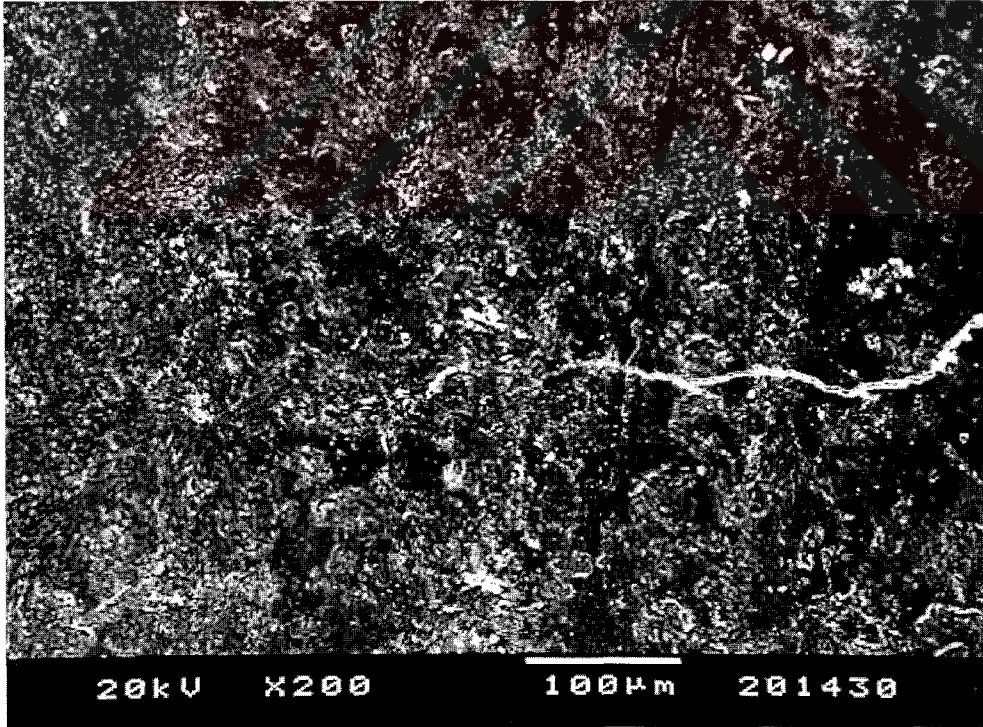
Resim 67: Bir tip IV altın alaşım örnekte aşınma kanalının başlangıcı.



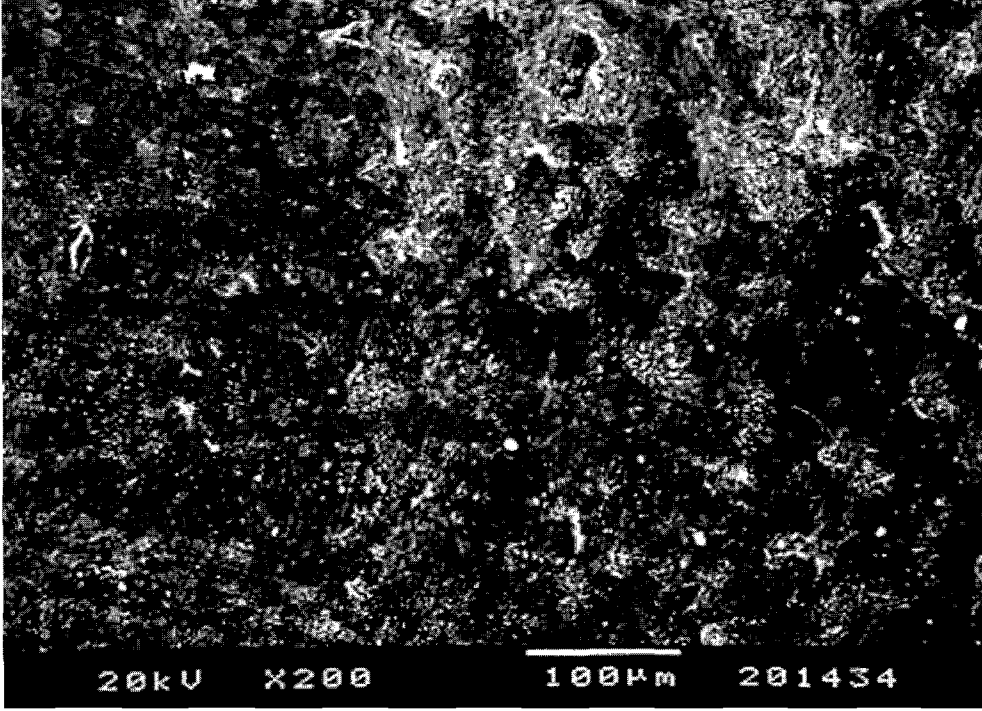
Resim 68: Bir tip IV altın alaşım örnekte aşınmış ve aşınmamış alanlar.



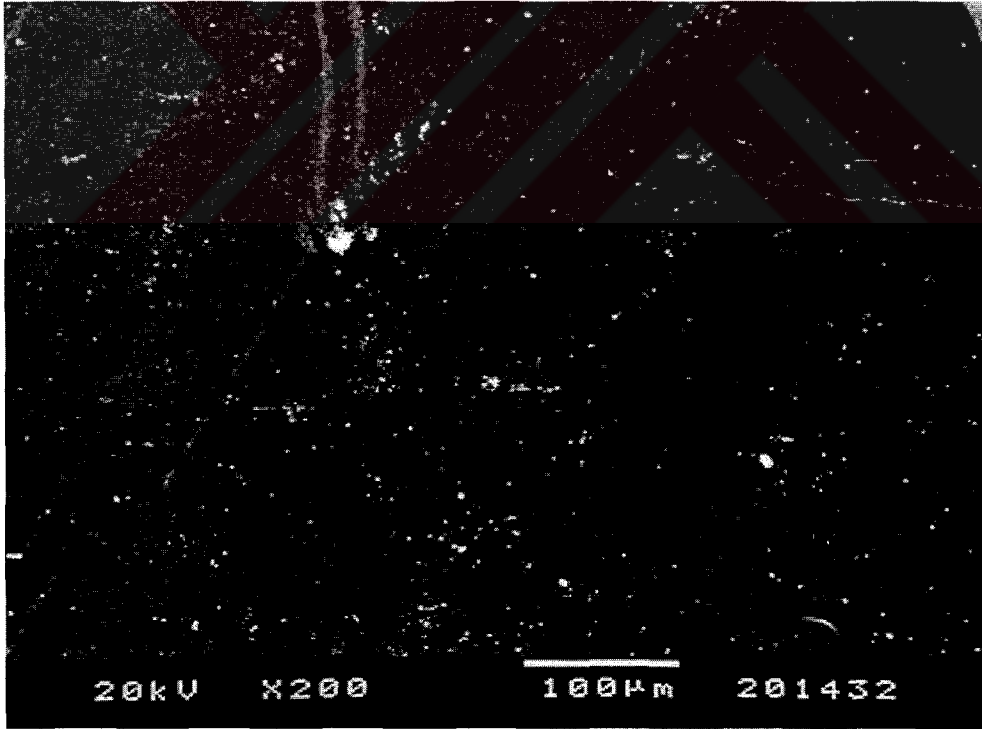
Resim 69: Bir Vita VMK 95 Grubu mine örnekteki aşınma sahası.



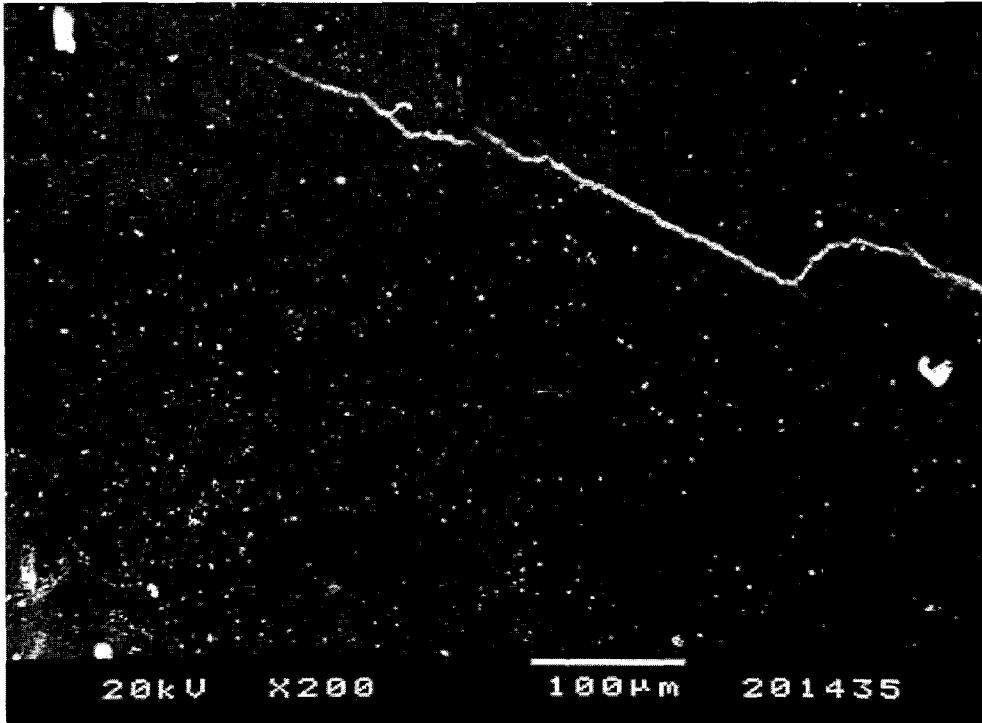
Resim 70: Bir IPS Empress II Grubu mine örnekteki aşınma sahası.



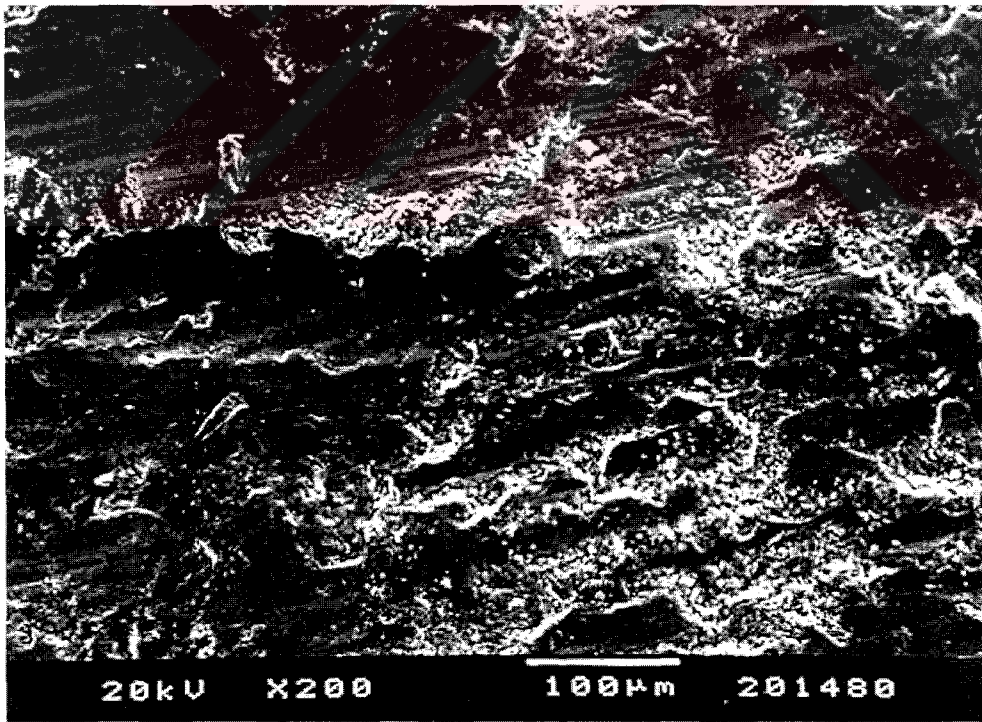
Resim 71: Bir Finesse All-Ceramic Grubu mine örnekteki aşınma sahası.



Resim 72: Bir Targis Grubu mine örnekteki aşınma sahası.



Resim 73: Bir Tetra Ceram HB Grubu mine örnekteki aşınma sahası.



Resim 74: Bir Tip IV Altın Alaşım Grubu mine örnekteki aşınma sahası.

4. TARTIŞMA

Dişlerin mine dokusu da dahil tüm materyaller, diğer dental dokuları ve restoratif materyalleri aşındırabilir. Mine dokusunun yerine geçen veya mine dokusunun karşısında yer alan bir restoratif materyal, mine dokusuna benzer fonksiyonel özelliklere sahip olmalıdır (9). Okluzal yüzeylerin restorasyonunda kullanılan materyallerin aşırı sert oluşu ve çiğneme sırasında hiç aşınmaya uğramaması, travmatik okluzyona ve bunun sonucunda çiğneme fonksiyonunda bozukluklara, parodontopati ve miyoartropati gibi yakınmalara yol açabilmektedir (85,86,87). Bu materyallerin aşınmasının fazla olması ise, diskluzyona yani karşıt yüzeyler arasında temasın kaybolmasına, restorasyonların çiğneme yüzeylerinin silinmesine ve çiğneme sisteminin etkinliğinin azalmasına, daha ileri düzeylerde ise okluzyonda oluşan dikey boyut kaybına bağlı olarak stomatognatik sistem disfonksiyonlarına neden olabilmektedir (7,9,10,12).

Literatürde yapılan aşınma çalışmalarının bir kısmı klinik koşullarda (12,72,88,89,90,) büyük bir kısmı da laboratuvar ortamında gerçekleştirilmiştir (61,91,92,93,94,95,96,97,98,99). Yeni üretilen materyallerin aşınma değerlerini klinik olarak incelemek çok zaman alıcı olduğu gibi, pahalı ve çok fazla değişken olması nedeniyle çok sağlıklı sonuçlar vermeyen bir yöntemdir. (13,28,40). Bu tür çalışmalarda, eğer klinik olarak geçerli sayılabilecek sonuçlar elde edilmek isteniyorsa, çalışmanın çok sayıda hasta üzerinde gerçekleştirilmesi gerekmektedir. Bu

durum hem pratik değildir, hem de etik problemler yüzünden sıkıntı yaratır. (27). Bu nedenle son yıllarda yapılan çalışmalarda teknolojinin gelişimine paralel olarak laboratuvar ortamında yapılan aşınma testleri ağırlık kazanmıştır. Teknolojik gelişim, aşınmanın, laboratuvar koşullarında yapay olarak oluşturulmasında, gereç ve yöntem yönünden pek çok imkan sağlamaktadır. Laboratuvar çalışmaları her ne kadar biyolojik ortamın tüm koşullarını sağlamıyorsa da, test süresince tüm koşulları her materyal gurubu için aynı tutma olanağı verdiğiinden, çalışmanın klinik güvenilirliğini sağlamaktadır. Ayrıca laboratuvar çalışmaları, restoratif materyallerin fiziksel özelliklerinin klinik deneme öncesi öğrenilebilmesi için de oldukça önemlidir (74).

Sözü edilen tüm bu faktörler dikkate alınarak, altı farklı restoratif materyalin mine üzerindeki aşındırıcı etkisinin ve restoratif materyallerin mine karşısında gösterdiği aşınma direncinin incelendiği bu çalışma, tüm materyaller için standart koşulları oluşturabilmek amacıyla, laboratuvar ortamında gerçekleştirilmiştir.

İlk olarak 1966'da geliştirilen “pin on plate” aşınma modeli, laboratuvar ortamında yapılan aşınma testi çalışmalarında oldukça yaygın olarak kullanılmaktadır (45). Bu model, farklı koşullar altında aşınma testi çalışmaları yapmak için, kolaylıkla modifiye edilebilir (9,18,19,45,54,74,75,92,100). Çalışmada kullandığımız aşınma testi cihazı da, temelde “pin on plate” aşınma modelini kullanan, fakat sistemin çalışma mekanizması ve düzeneği açısından, kendi tasarımıladığımız ve oluşturduğumuz bir ünedir. Cihaz ağız içi koşulları daha iyi taklit edebilsin diye bazı yan ünitelerle desteklenmiştir.

Aşınma cihazında motor devrini istenen devire ayarlayabilmek için, bir potansiyometre kullanılmıştır. Bu sayede cihazın aşınma testi sırasında motor devri, konuyla ilgili diğer çalışmalarda olduğu gibi 80 devir/dakika

olarak ayarlanmıştır (14,19).

Aşınma testi sırasında yaptırılan hareket sayısı, yapılan ön çalışmalarda, örneklerde net şekilde belirlenebilir bir aşınmanın, aşınma cihazında kaç hareketle sağlanabildiğine bakılarak ve literatürdeki diğer çalışmaların ışığı altında, 25000 olarak belirlenmiştir (13,19,54). Ayrıca çalışmada kullanılan tüm örneklere aynı sayıda hareket yaptırabilmek amacıyla cihaza mekanik bir sayaç yerleştirilmiştir.

Roulet, literatürdeki aşınma testi cihazı sayısının neredeyse aşınma ile ilgilenen bilim adamı sayısına eşit olduğunu belirtmiştir (101). Bu cihazların özellikleri, aşınmayı inceleyen araştırmacının göz önünde bulundurduğu kriterlere bağlı olarak değişmektedir. Ağız ortamını tam olarak taklit etmeye çalışarak materyalin aşınma direncini değerlendirmek isteyen bir araştırmacının kullandığı cihazla, ağız ortamı şartlarını göz ardı ederek sadece restoratif materyallerin birbirlerine göre aşınma oranlarını belirlemeye çalışan bir araştırmacının kullandığı cihaz yapısal farklılıklar göstermektedir (5,75).

Pek çok araştırmacı ağız içi ortamı kısmen veya tamamen taklit etmeyi amaçlamış ve bu amaçla çeşitli test cihazları geliştirmişlerdir (5,10,14,16,18). De Long ve Douglas oldukça karmaşık bir cihaz geliştirerek, ağız ortamını tümüyle taklit etmeyi amaçlamışlardır. Kapalı bir ortamda, yatay ve dikey hareketlerle, uygulanan yük, temas zamanı ve kayma uzaklığının tamamen taklit edilmesiyle ağız ortamına en yakın ortamı oluşturmaya çalışmışlardır (77). Ağız ortamını tamamen taklit ettiği söylenen aşındırma cihazlarının bu tip çalışmalar için ideal olduğu düşüncesine karşılık, her bireydeki diyet farklılıkları, dişlerin tüberkül yükseklikleri ve eğimleri, kas kuvvetinden kaynaklanan kuvvet farklılıkları, ağız ortamındaki ısı değişiklikleri ve tükürüğün etkisi gibi nedenlerden dolayı bu tip sistemlerde de tam olarak standart sonuçlar elde etmek zordur.

Tüm bu aşınma testi cihazları genelde iki gövdeli aşınma için geliştirilmiştir. Ancak, ağızda meydana gelen aşınma, hem karşıt yüzeylerin birbirine temasını, hem de alınan gıdaların yapısındaki abrazyon parçacıkları içeren komplike bir süreçtir. Bu nedenle yüzeylerin karşılıklı temasına ek olarak, aşınan yüzeylerin arasına abrazyon parçacıklarında ilave edilebildiği aşınma testi cihazları yapılmıştır. Üç gövdeli aşınmayı sağlamak için, karşılıklı aşınan yüzeylerin arasına gıda parçacıkları veya alüminyum oksit gibi abrazyon parçacıklar eklenmiş ve bu parçacıkların yüzeylerin aşınmasına olan etkisi belirlenmeye çalışılmıştır (10,19).

İki gövdeli aşınma yapmak üzere tasarlanmış cihazlarda yapılan aşınma testleri, karşılıklı aşınan yüzeylerden kopan ve abrazyon etkiyi artırabilecek özelliğe sahip ara parçacıkları ortamdan uzaklaştırmak için genellikle distile su banyosu altında yapılmıştır (5,8,40). Çalışmamızda ise aşınma testi süresince 37°C de sabit bir debide akan deiyonize su kullandık. Amaç, ağız ortamı sıcaklığını yaratmak, ayrıca abrazyon etkiyi arttırabilecek özelliğe sahip ara parçacıkları ortamdan uzaklaştırmaktır. Tüm aşınma testleri süresince yapay tükürük kullanarak, ortamı standart bir ağız sıvısı ile yıkamak pratik olarak oldukça zordur. Bu açıdan bakıldığında en uygun solüsyonun deiyonize su olduğu açıktır. Bununla birlikte literatürde, doğal veya yapay tükürük içeren ortamda ve asidik ortamda yapılmış çalışmalar da bulunmaktadır. Hacker ve arkadaşları kendi hazırladıkları aşınma testi cihazında, doğal ağız ortamını taklit etmek için kendi doğal tükürüklerini kullanmışlardır (18). Koczorowski ve arkadaşları ise çalışmalarında aynı amaçla aşınma yapılan ortama yapay tükürük koymuşlardır (10). Fakat her iki çalışmada da ortama tükürük belli bir debide sürekli olarak verilememiş, yani abrazyon etkiyi artırabilecek artık parçacıklar ortamdan uzaklaştırılmamıştır.

Ratledge ve arkadaşları tarafından yapılan çalışmada, farklı restoratif

materyallerin mine dokusundaki abrazyv etkisi, sitrik asit ve su altında yapılmış testlerle incelenmiştir. Sonuçta sitrik asit kullanılarak yapılan testlerde, suda yapılanlara oranla aşınma miktarında artış gözlenmiştir (13). Bu çalışmada ise, değişkenlerin sayısını çok fazla artırmamak amacıyla eroziv ve korosiv faktörler çalışmaya özellikle dahil edilmemiştir.

Ağız içinde ortaya çıkan çiğneme kuvvetinin herkesçe kabul edilmiş net bir değeri yoktur, Gibbs ve arkadaşları yaptıkları klinik çalışmada hastaların çift taraflı çiğneme hareketi yaparken 26.7 kg'a kadar kuvvet uygulayabildiklerini bildirmiştir (102). Bu nedenle her araştırmacı kendi çalışmasında belli bir kuvvet aralığı içinde kalacak şekilde ağırlık kullanmış ve bu yolla test ettiği örneklerdeki aşınma miktarını belirlemiştir. Örneğin Hudson ve arkadaşları (9) kendi aşınma cihazlarında yaptıkları teste örneklere 178,35 gr ağırlık uygularken, Jacobi ve arkadaşları (16) aynı işlem için 4 kg'lık ağırlık kullanmışlardır. Bu konuyla ilgili yapılan farklı çalışmalarda elde edilen sonuçların birbirleri ile karşılaştırılmayışının, bir nedeni örneklere değişik çalışmalarda değişik ağırlıklar uygulanmasıdır. Biz de, yaptığımız ön çalışmalardan ve literatürdeki diğer çalışmalardan topladığımız bilgilerin ışığı altında bu çalışmada örneklere 1,5 kg'lık ağırlıklar uyguladık.

“Pin on plate” aşınma modeli kullanılan test cihazlarında örneklerdeki aşınma, örneklerin birbiri üzerinde belli bir hareket yolu mesafesi boyunca kaydırılması prensibi ile oluşmaktadır. Yapılan farklı çalışmalarda elde edilen sonuçların birbirleri ile karşılaştırılmayışının, diğer bir nedeni de örneklere, değişik çalışmalarda farklı uzunluklarda kayma hareketi yaptırılmasıdır (5,9,10,19,45). Koczorowski çalışmasında bu mesafeyi 6 mm olarak kullanmış, insan çenesinin çiğnemenin lateral hareketi sırasında maksimum 6 mm'lik bir hareket yapmasını buna neden olarak göstermiştir (10). Hudson ve arkadaşları da bu mesafeyi 6 mm olarak kullanmışlardır,

bununla birlikte Al-Hiyasad ve arkadaşları (19) 10 mm, Metzler ve arkadaşları (45) 8 mm, Magne ve arkadaşları (5) 0,62 mm aşınma mesafesi kullanarak örneklerindeki aşınma miktarlarını belirlemiştir. Çalışmamızda, aşınma testi sırasında örneklere Koczowski ve Hudson'ın çalışmalarında olduğu gibi 6 mm'lik bir kayma hareketi yaptırılmıştır.

Literatüre bakıldığında günümüzde kullanılmakta olan restoratif materyallerinin hemen hepsine ait aşınma testleri farklı gereç ve yöntemler kullanılarak yapılmış ve kullanıcılar için oldukça yararlı bilgiler elde edilmiştir. Çalışmamızda, restorasyon materyalleri karşısında 15-25 yaş arası hastalardan ortodontik amaçla çekilmiş, çürüksüz ve hasarsız üst birinci premolar dişler kullanılmıştır (13). Dişler çalışmada kullanılmak üzere hazırlanacakları ana kadar % 0,12'lik timol solüsyonunda bekletilmişlerdir (14,19,54,103).

Tüm seramik restorasyonların zaman içinde tercih edilir hale gelmesi nedeniyle, metal destekli konvansiyonel seramiklere alternatif olarak pek çok tüm seramik sistemi ortaya çıkmıştır. Bu yeni geliştirilen restoratif materyaller arasında florapatit kristalleri ile güçlendirilmiş IPS-Empress II seramik sistemi, estetik açıdan oldukça iyi sonuçlar elde edilebilmesi, insan minesine benzer oranda translüsentlik sağlanabilmesi ve yapımının diğer seramik sistemlerinden daha az zaman alması nedeniyle öne çıkmaktadır. IPS Empress II sistemindekine benzer yapım teknikleri ile hazırlanan fakat, lösit kristalleri ile güçlendirilmiş Finesse All-Ceramic sistemi de günümüzde yaygın olarak kullanılan tüm seramik sistemlerinden biridir. Dayanıklılığı arttırılmış tüm seramik sistemleri, posterior dişler bölgesinde inley, onley, kron ve hatta premolar dişler bölgesinde köprü yapımında kullanıldıklarından aşınma dirençleri ve karşıt doğal dişler üzerindeki abrazyon etkilerinin belirlenmesi önem taşımaktadır.

Günümüzde halen metal destekli seramik restorasyonlar, posterior

bölgede köprü yapımı için bir zorunluluktur. Bu nedenle metal destekli konvansiyonel seramikler halihazırda en fazla kullanılan seramik tipidir. Kullanımı daha yeni sayılabilecek IPS Empress II ve Finesse tüm seramik sistemlerinin aşınma miktarlarının Vita VMK 95 ile karşılaştırılmasının uygun olacağı düşünülmüştür.

Çalışmamızda diğer bir restoratif materyal olarak posterior kompozit seçmemizin nedeni ise, hastaların estetik arzularını kısa zamanda ve ekonomik olarak karşılayabildiğinden günümüzde posterior bölgede kompozit restorasyon materyallerinin kullanımının yaygın olmasıdır. Ayrıca çalışmamızda kullanılan Tetric Ceram HB, posterior kompozit materyal olarak çok yeni bir ürün olup, literatürde bu materyalle ilgili bir aşınma çalışmasına henüz rastlanmamıştır. Kompozit restorasyon materyallerinin en büyük dezavantajlarından biri aşınmaya karşı dirençlerinin az oluşudur, ilk kullanımlarından itibaren kompozit materyallerin kimyasal ve fiziksel özellikleri devamlı geliştirilmektedir. Laboratuarda hazırlanan indirek kompozit materyalleri de bu gelişimin bir ürünüdür. İnley, onley, kron ve posterior bölgeler de dahil olmak üzere köprü yapımında kullanılmaktadırlar. Laboratuarda hazırlanan indirek kompozit materyallerinin aşınma özelliklerinin ve abraziv niteliklerinin belirlenebilmesi amacıyla, Targis indirek kompozit materyali çalışmamızda kullanılmıştır.

Altın alaşımlarının, mine dokusunu diğer restoratif materyallere oranla çok daha az aşındırdıkları ve aşınmaya karşı da diğer restoratif materyallere göre daha dirençli oldukları bilinmektedir (8,17,22). Çalışmamızda incelediğimiz restoratif materyallerin aşınma dirençlerini ve karşıt dişler üzerindeki abraziv etkilerini karşılaştırabilmek amacıyla, Bio Porta G tip 4 altın alaşımına da yer verilmiştir.

Çalışmada altın alaşımı dışında beş farklı restoratif materyalden 10 X

12 X 3 mm boyutlarında düz plakalar şeklinde hazırlanan örnekler kullanılmıştır. Aşınma testinde kullanılacak restoratif materyal örneklerin uygun bir form ve boyutta hazırlanması konusunda literatüre bakıldığında araştırmacılar arasında belli bir standart olmadığı görülmektedir. Bazı araştırmacılar disk şeklinde restoratif materyal örnekler hazırlarken (5,9,14,19) bazıları düz plaka şeklinde örnekler hazırlamayı tercih etmiştir (10,16,45). Konuyla ilgili yapılan literatür incelemesinde, araştırmacıların test için hazırlanan bütün çalışma örneklerinin aynı olmaları koşuluyla, belli bir standart form ve boyut üzerinde hemfikir olmadıkları, çalışmalarında kullanacakları aşınma testi cihazının özelliklerine bağlı olarak uygun bir şekil ve boyut seçimi yapmayı yeterli buldukları görülmüştür. Doğal diş minesini karşısında kullanılan restoratif materyaller ağız içinde hazırlandıklarında kompleks bir geometriye sahiptirler. Ancak laboratuvar ortamında tüm örnekler için aynı geometriyi verebilmek son derece zordur. Dolayısıyla, araştırmacılar standart bir çalışma modeli elde etmek için kompleks geometri yerine kolay hazırlanabilir şekil ve boyuttaki düz yüzeyler üzerinde çalışmayı tercih etmişlerdir. Çalışmamızda da, aynı nedenlerle restoratif materyal örnekler düz plakalar şeklinde hazırlanarak, kullanılmıştır. Altın örneklerin ise aşındırma cihazına yapılan özel bir örnek tutucu yardımıyla üretici firmadan geldiği şekil ve boyutta kullanılabilmesi sağlanmıştır (9).

Örneklerin aşınma testleri tamamlandıktan sonra ağırlık kayıpları belirlenmiş, ancak farklı restoratif materyaller farklı özgül ağırlık değerlerine sahip olduklarından, materyallerin özgül ağırlıkları kullanılarak ağırlık kaybı verilerinden hacim kayıpları hesaplanmıştır (10,15,16). Ayrıca, mine örnekler profil projeksiyon cihazında, restoratif materyal örnekler ise profilometrede incelenmiştir. Bu ikinci incelemelerin yapılmasıyla, hem ağırlık kaybının belirlenmesi yoluyla hacim kaybının hesaplanması yöntemini desteklemek ve ağırlık kayıplarının belirlenmesi sırasında olası

bir ölçüm hatasının kontrolünü yapabilmek, hem de mine örneklerde oluşan dikey boyut kayıplarını ve restoratif materyallerde oluşan kanal derinliklerini ölçebilmek mümkün olmuştur (9,19,45,104).

Restoratif materyallerin mine üzerindeki abrazyon etkilerini ve mine karşısındaki aşınma dirençlerini araştıran pek çok çalışma yapılmış ve literatürde yer almıştır. Bununla birlikte, daha önceden söz edildiği gibi bu konuyla ilgili yapılan çalışmaların hemen hepsinde farklı aşınma cihazları, aşındırma yöntemleri, çigneme basınçları, aşınma hareketi mesafeleri ve farklı restoratif materyal grupları kullanıldığından, farklı çalışmalarda elde edilen sonuçları birbirleri ile karşılaştırmak oldukça zordur. Bu çalışmada ise sonunda, farklı restoratif materyaller karşısında mine örneklerde oluşan hacim kayıpları, Vita VMK 95 grubuna ait örneklerde ortalama $1,983 \pm 0,135 \text{ mm}^3$, IPS Empress II grubuna ait örneklerde $1,783 \pm 0,104 \text{ mm}^3$, Finesse All-Ceramic grubunda $2,433 \pm 0,255 \text{ mm}^3$, Targis grubunda $0,533 \pm 0,086 \text{ mm}^3$, Tetric Ceram HB grubunda $0,433 \pm 0,074 \text{ mm}^3$, tip IV altın alaşım grubunda $0,156 \pm 0,041 \text{ mm}^3$ olarak belirlenmiştir. Minede en fazla hacim kaybına Finesse All-Ceramic örneklerin neden olduğu, bunu sırasıyla Vita VMK 95 ve IPS Empress II örneklerle oluşan mine hacim kayıplarının izlediği görülmüştür. Kompozit restorasyon materyallerinin minede neden olduğu hacim kaybı seramik restorasyon materyallerinin oluşturduğu hacim kaybına göre oldukça düşüktür. Kompozit restorasyon materyallerinin oluşturduğu hacim kayıpları kendi içinde incelendiğinde, bir indirek kompozit materyali olan Targis'in, Tetric Ceram HB posterior kompozite göre minede daha fazla aşınma meydana getirdiği, tüm gruplar arasında en az hacim kaybının, tip IV altın alaşım karşısında aşınan mine örneklerde olduğu anlaşılmaktadır. Restoratif materyallerde oluşan hacim kayıpları ise, Vita VMK 95 örneklerde $0,458 \pm 0,088 \text{ mm}^3$, IPS Empress II örneklerde $0,516 \pm 0,086 \text{ mm}^3$, Finesse All-Ceramic örneklerde $0,416 \pm 0,057 \text{ mm}^3$, Targis örneklerde $0,125 \pm 0,035 \text{ mm}^3$, Tetric Ceram HB

örneklerde $0,133 \pm 0,039 \text{ mm}^3$, tip IV altın alaşım örneklerde $0,020 \pm 0,005 \text{ mm}^3$ olarak belirlenmiştir. Buna göre en fazla hacim kaybı IPS Empress II örneklerde meydana gelmekte, bunu sırasıyla Vita VMK 95 ve Finesse All-Ceramic örneklerde oluşan hacim kayıplarının takip etmektedir. Kompozit örneklerdeki hacim kayıpları seramik örneklerdekine oranla daha azdır. Kompozitler için elde edilen değerler birbirine yakın olmakla beraber Tetric Ceram HB örnekler, Targis örneklere oranla biraz daha fazla hacim kaybına uğramıştır. En az hacim kaybı ise, tip IV altın alaşım örneklerde olmuştur.

Hudson ve arkadaşları, kendi hazırladıkları aşınma cihazlarını kullanarak glazürlenmiş seramik, indirek kompozit ve tip III altın alaşım olmak üzere üç farklı restoratif materyalin mine üzerindeki abrazyv etkilerini değerlendirdikleri çalışmalarında, tip III altın alaşım ve indirek kompozitin abrazyv etkileri arasında belirgin bir farklılık olmadığını, glazürlenmiş porselenin ise tip III altın alaşım ve indirek kompozite göre minede belirgin düzeyde daha fazla aşınma oluşturduğunu bildirmişlerdir (9).

Ramp ve arkadaşları, IPS Empress, Dicor MGC, Vita Mark II seramik materyallerinin ve Tip III altın alaşımının, minede meydana getirdikleri aşınma miktarını kendi aşınma cihazlarıyla inceledikleri araştırmalarının sonuçlarında, Vita Mark II ve IPS Empress seramik materyallerinin, Dicor MGC ve tip III altın alaşımına göre mineyi daha fazla aşındırdıklarını göstermişlerdir (8).

Metzler ve arkadaşları, çalışmalarında Ceramco II, Finesse ve Omega 900 seramik örneklere $0.25 \mu\text{m}$ elmas pasta ile mekanik polisaj yaparak mine üzerindeki abrazyv etkilerini incelemişler, Finesse ve Omega 900 düşük ısı seramiklerinin her ikisinde, Ceramco II feldspatik seramiğine göre minede belirgin düzeyde daha az aşınma oluşturduğunu, her iki düşük

ısı seramiğinin mine üzerindeki abraziv etkisi arasında belirgin düzeyde bir farklılık olmadığını belirtmişlerdir (45).

Ratledge ve arkadaşları bir aşındırma cihazı hazırlayarak yaptıkları çalışmalarında, glazürlenmemiş IPS Empress, glazürlenmiş Vitadur-N, SR-Isosit indirek kompozit, Concise konvansiyonel kompozit, amalgam ve kontrol grubu olarak minenin mine karşısındaki aşınma dirençlerini ve abraziv etkilerini değerlendirmişlerdir. Çalışma sonuçlarına göre, IPS Empress'in glazürlenmemiş olmasına karşın, mine üzerinde Vitadur N'den daha az abraziv olduğunu, Concise konvansiyonel kompozit, mine kontrol grubu ve SR-Isosit indirek kompozitin abraziv etkilerinin seramiklerden daha az olduğunu ve en az abraziv etkiyi de amalgamın oluşturduğunu bildirmişlerdir (13).

Çalışmamızda mine karşısındaki aşınma direncini ve abraziv etkisini incelediğimiz tüm seramik materyallerinin ve yeni jenerasyon posterior kompozitin kullanımının henüz yeni olmasından dolayı, literatürde birbirleri ile karşılaştırıldıkları aşınma çalışmasına pek fazla rastlanmamıştır. Sorensen ve arkadaşları yaptıkları bir çalışmada içlerinde Finesse ve IPS Empress II'nin de yer aldığı farklı seramik materyallerinin minede oluşturduğu aşınmayı belirlemişler ve çalışmamızın sonuçlarında olduğu gibi, IPS Empress II'nin mine üzerindeki abraziv etkisinin Finesse'e göre oldukça düşük olduğunu göstermişlerdir (105).

Bazı araştırmacılar tarafından, karşılıklı aşınan mine ve restoratif materyal örnek çiftlerinde oluşan dikey boyut kaybının, okluzyon dikey boyut kaybının belirlenmesinde bir ölçüt olduğu düşünüldüğünden, materyallerin klinik performanslarının değerlendirilmesinde oldukça önemli bilgiler verdiği ifade edilmiştir (8,17,103). Bazı araştırmacılar ise, çalışmada kullanılan örnekler standart olarak aynı çapta değil ise, dikey boyut kaybı veya aşınan yüzey alanının doğrudan ölçümünün yanıltıcı

olabildiğini, çünkü aşınma ilerledikçe, örnekler arasındaki temas yüzey alanının azalabildiğini veya artabildiğini belirtmişlerdir. Bu durumun doğrusal olmayan bir aşınma oranına neden olabildiğini, bundan dolayı farklı örneklerde oluşan aşınmayı karşılaştırmanın gittikçe zorlaştığını ifade etmişlerdir (45,54). De Long ve arkadaşları yaptıkları bir çalışmada, diş minesinin dental altın alaşımı ile birlikte iki farklı seramik materyalinin makyajlı ve makyajsız halleri karşısındaki aşınma miktarlarını, aşınma sonrası örneklerde karşılıklı oluşan dikey boyut kayıplarını ölçerek değerlendirmişlerdir. Sonuçta makyajsız Ceramco, makyajlı Dicor, ve makyajlı Ceramco örneklerde en fazla dikey boyut kaybının oluştuğunu, bunları makyajsız Dicor ve altın alaşım örneklerin izlediğini bildirmişlerdir (17). Krejci ve arkadaşları da çalışmalarında farklı seramik restorasyon materyalleri ve minenin karşılıklı aşınmasını, örneklerde oluşan toplam dikey boyut kaybını ölçerek belirlemişler ve en fazla kaybın Dicor örneklerde, en az kaybın ise polisajlanmış IPS Empress örneklerde oluştuğunu göstermişlerdir (103). Çalışmamızda da, karşılıklı aşınma testi uygulanan mine ve restoratif materyal örneklerde oluşan madde kayıplarının, iki farklı ölçüm yöntemi kullanılarak belirlenmesinin yanı sıra, dikey boyut kaybı değerleri toplanarak örnek gruplarına ait toplam dikey boyut kayıpları hesaplanmış ve en fazla kaybın Finesse All-Ceramic örneklerde en az kaybın ise De Long ve arkadaşlarının çalışmasında (17) olduğu gibi altın örneklerde olduğu görülmüştür.

Literatürde, farklı restoratif materyallerin mine dokusu karşısındaki aşındırıcı etkilerini araştıran ve sonuçları tartışmaya sunan pek çok çalışma vardır. Bununla birlikte bu tartışmaların hemen hepsi seramik materyallerin aşındırıcı etkileri üzerine olmaktadır. Kompozitlerin aşındırıcı etkileri hakkında seramiklere oranla çok daha az araştırmaya rastlanmaktadır. Kompozit materyallerin aşınma dirençlerinin fazla olmaması, aşınma söz

konusu olduğunda dental dokulardaki aşındırıcı etkilerinin değil, kendi aşınma dirençlerinin düşünülmesine neden olmuştur (3,9,13,106). Okluzyonda fonksiyonel temasa geldiklerinde, doğal olarak kompozitlerinde dişlerin mine dokusu üzerinde aşındırıcı bir etkileri bulunmaktadır. Yapılan çalışmalar, doldurucu partiküllerin sertliklerinin ve büyüklüklerinin, kompozitlerin mine dokusunda oluşturduğu aşındırıcı etkide önemli rol oynadığını bildirmektedir (3,106). Jagger ve Harrisson, yaptıkları çalışmanın sonucunda, mine dokusunda konvansiyonel kompozitlerin, seramiğe göre daha az fakat, altın, amalgam ve mikrofil kompozitlere göre daha fazla aşınma meydana getirdiğini bildirmişlerdir. Konvansiyonel kompozitlerdeki kuartz doldurucuların çok sert olmasını ve buna bağlı olarak mine dokusunda tahribat oluşturmasını, çalışmada elde edilen sonuçların nedeni olarak göstermişlerdir. Araştırmacılara göre, içeriklerinde bulunan baryum ve çinko doldurucuların sertliklerinin mine dokusunun sertliğine yakın olması, mikrofil kompozitlerin mine dokusunu az aşındırmasının nedenidir (3).

Suzuki ve Leinfelder de farklı tipte posterior kompozitler kullanarak yaptıkları çalışmada benzer sonuçlara ulaşmışlardır. Onlar da, daha yumuşak veya kristal yapıda olmayan doldurucuların dental dokularda daha az aşınmaya neden olduğunu bildirmektedirler, ayrıca partikül boyutlarının da aşındırmada etken olduğunu ve ebatlar küçüldükçe aşındırıcı etkininde azaldığını ifade etmektedirler (106).

Knobloch ve arkadaşları yaptıkları çalışmada dört farklı indirek, iki farklı direk kompozit materyali ve kontrol grubu olarak da doğal diş minesinin aşınma dirençlerini araştırmışlar, ve diğer bir indirek kompozit materyali olan Artglass'ın ve Targis'in aşınma dirençlerinin, doğal diş

minesine ve direk kompozit materyallerine göre oldukça düşük olduğunu bildirmişlerdir (23). Kern ve arkadaşları ise dört farklı indirek kompozit materyali ve kontrol grubu olarak diş minesini kullandıkları aşınma çalışmalarında, Knobloch ve arkadaşlarının aksine, Targis indirek kompozit materyalinin aşınma direncinin, minenin aşınma direnci ile benzer olduğunu göstermişlerdir (78).

Sorensen ve arkadaşları, çalışmalarında beş farklı indirek kompozit materyalinin mine karşısındaki aşınma direncini ve materyallerin abraziv etkilerini incelemişler ve Targis'in Concept ile birlikte minede en az aşınmayı oluşturduğunu, fakat Knobloch ve arkadaşlarının çalışmasında olduğu gibi Artglass ve Targis'in aşınma dirençlerinin diğer indirek kompozit materyallerine göre belirgin düzeyde daha az olduğunu bildirmişlerdir (107).

Yapılan pek çok çalışma altın alaşımlarının, okluzyonda temasta oldukları mine dokusunu dental seramiklere ve diğer restorasyon materyallerine oranla çok daha az aşındırdıklarını ve aşınmaya karşı da diğer restoratif materyallere oranla çok daha dirençli olduklarını göstermektedir (3,6,8,10,16,17,22,) Araştırmacılar, okluzal yüzeyleri de içeren restoratif tedaviler yaparken, sadece aşınmaya karşı dayanıklı değil, aynı zamanda karşıt dental dokuları da aşındırmayacak restorasyonlar hazırlamanın amaçlanması gerektiğini vurgulamışlardır. Güncel restoratif materyallerin dental dokular üzerindeki tahrip edici potansiyelleri düşünüldüğünde klinik kullanım için malzeme seçimi yaparken çok özen gösterilmesi gerektiği ifade edilmiştir (3,60). Araştırmacılar çalışmalarında, diş hekimlerinin yaptıkları restorasyonların çoğunda görünüm açısından estetik restoratif materyaller tercih ettiklerini ve bu materyallerin

birçoğunun, özellikle parafonksiyonel alışkanlıkları olan bireylerde kullanıldıklarında, dental dokulardaki aşınmayı artıracak potansiyele sahip olduğunu belirtmişlerdir (4,8,9,16). Bu nedenle, aktif bruksizmi olan veya bir atrisyonel etiyojinin belirlendiği hastalarda, restorasyonların okluzal yüzeylerinde altın veya başka bir metal alaşımının tercih edilmesi gerektiği belirtilmiştir (4,22). Bu tip olgularda, hastanın estetik nedenlerden dolayı hekimin yaptığı bu tercihi kabul etmemesi durumunda, daha fazla zaman harcanarak hastaya bu tercihin nedenlerinin detayları ile anlatılması gerektiği ifade edilmiştir (22).

Christensen (108) 1986 yılında yaptığı bir anket çalışmasında diş hekimlerine kullandıkları restoratif materyallerin tipleri hakkında bazı sorular sormuştur. Ankete katılan diş hekimlerinin %75'inin, posterior dişlerin okluzal yüzlerinde hastalarına hemen her zaman porselen kullandıklarını, bunu rağmen aynı diş hekimlerinin %73'ünün kendi dişlerini restore ettirirken altın okluzal yüzeyler tercih ettiklerini belirlemiştir (14,22).

Daha önce yapılan bir çok çalışmada da belirtildiği gibi bu çalışmada da, altın örneklerin mine örnekleri diğer restoratif materyallere oranla istatistiksel olarak belirgin düzeyde daha az aşındırdığı ve mine örnekler karşısındaki aşınma dirençlerinin de yine belirgin olarak daha fazla olduğu belirlenmiştir. Yapılan bazı çalışmalarda araştırmacılar, çalışmamızda gözlemlediğimiz bir noktaya dikkat çekmektedir. Altın üzerinde test edilen mine örneklerde, aşınan bölgede test sonrası grimsi bir smear tabakası oluştuğunu bildirmektedir (8,18). Hacker ve arkadaşları bunun, adesiv aşınmanın bir sonucu olabileceğini düşünmekte ve altının mine üzerine yapışabileceğini ifade etmektedir (18). Ramp ve arkadaşları ise mine üzerine adezyon sonucu yapışan bu ince altın tabakasının, yüzeyler

arasında kaydırıcı bir etki yapabileceğini veya mineyi koruyucu bir rol oynayabileceğini ve bu nedenle altın örneklerin aşındırıcı etkisinin daha az olabileceğini düşünmektedir. Bununla beraber, yine kendilerinin de ifade ettiği gibi ağız içinde gıdaların varlığı ve dişlerin fırçalanması gibi etkenler bu mekanizmayı büyük oranda etkisiz kılar. Aynı araştırmacılar, altının az aşınma ve aşındırma özelliğinin, altın atomlarının gelen okluzal kuvvetleri birbirleri üzerinde kayarak soğurmalarından da kaynaklanabileceğini düşünmektedir (8).

Aşınma testi sonrası restoratif materyal örneklerde yapılan taramalı elektron mikroskobu incelemesinde, seramik restorasyon materyallerinde, aşınan sahalarda kompozitlere ve altın alaşımına göre mine üzerinde abraziv etki gösterebilecek oldukça düzensiz yüzeyler oluştuğu belirlenmiştir. Kompozitlerde ve altın alaşımında ise, aşınan sahalar aşınma sırasında oluşan mekanik polisajın etkisiyle çoğu bölgede daha düzgün ve pürüzsüz bir hal almakla beraber, aşınan alanların bazı bölgelerinde yer yer hafif yüzey düzensizliklerinin de oluştuğu gözlenmiştir. Mine örneklerde yapılan incelemede ise, seramik restorasyon materyalleri karşısında aşınan örneklerdeki aşınma sahalarında, seramiklerin abraziv etkilerinden dolayı yüzeylerin oldukça düzensiz olduğu ve oluşan tahribatın bir işareti olan yoğun bir smear tabakasının izlendiği belirlenmiştir. Kompozitler ve altın alaşımı karşısında aşınan mine örneklerde ise yüzeylerin daha düzenli olduğu ve daha ince bir smear tabakasının bulunduğu görülmektedir.

Aşınmanın değerlendirilmesinde esas sorun, karşıt yüzeylerin fiziksel özellikleridir. Bir materyalin sertliğinin onun aşındırıcılığı ile doğrudan ilişkili olduğu araştırmacılar arasında yaygın bir görüşür (15,87,100). Ancak yeni çalışmalar, restoratif materyalin sertliğinin karşıt mine dokusunun aşınmasına tek başına neden olamayacağını ileri

sürmektedir (8,16,22,44,45,74). Materyallerin aşınma mekanizmalarının karmaşıklığı, sertlik dereceleri ile aşınma dirençleri arasındaki bağlantı ilgili birbirleriyle çelişen sonuçların bildirilmesine neden olmaktadır. Aşınma, materyallerin tek başına sertlik değerlerinden ziyade, yüzey pürüzlülükleri ve kırılma dirençleri ile ilgili görünmektedir, dolayısıyla çalışmamızda incelenen materyallerin mine üzerindeki abraziv etkilerinin daha iyi anlaşılabilmesi amacıyla, materyallerin fiziksel özellikleri ile ilgili detaylı araştırmaların yapılmasına ve materyallerin aşınma oranları ve fiziksel özellikleri arasındaki ilişkilerin incelenmesine gereksinim vardır.



5. SONUÇ

Günümüz diş hekimliği pratiğinde yaygın olarak kullanılan altı farklı restoratif materyalin mine üzerindeki abrazyon etkilerinin ve bu restorasyon materyallerinin mine karşısındaki aşınma dirençlerinin belirlenmesini ve elde edilen bulgular doğrultusunda protetik restorasyonlarda hangi materyallerin kullanılmasının daha sağlıklı sonuçlar doğurabileceği konusuna ışık tutmayı amaçlayan çalışmamızda sonuçlar şu şekilde özetlenebilir;

1. Tüm restorasyon materyalleri arasında minede en fazla hacim kaybına Finesse All-Ceramic tüm seramiğinin neden olduğu, seramik restorasyon materyalleri arasında ise minede en az hacim kaybına IPS Empress II tüm seramiğinin neden olduğu görülmüştür.

Kompozit restorasyon materyallerinin minede oluşturduğu hacim kayıpları seramik restorasyon materyallerinin oluşturduğu hacim kayıplarından daha az olmaktadır. Kompozit restorasyon materyalleri arasında Targis indirek kompozit materyali Tetric Ceram HB posterior kompozit materyaline göre minede daha fazla hacim kaybı oluşturmaktadır.

Tüm restorasyon materyalleri arasında minede en az hacim kaybına ise Bio Porta G tip IV altın alaşımı neden olmaktadır.

2. Restorasyon materyallerinde oluşan hacim kayıpları ele alındığında, tüm restorasyon materyalleri arasında en fazla hacim kaybı IPS Empress II

tüm seramiğinde görülmüştür. Seramik restorasyon materyalleri arasında en az hacim kaybı Finesse All-Ceramic tüm seramiğinde meydana gelmiştir. Seramik restorasyon materyallerindeki hacim kayıplarını kompozit restorasyon materyallerindeki hacim kayıpları izlemektedir. Ancak, Tetric Ceram HB posterior kompoziti, Targis indirek kompozit materyaline oranla biraz daha fazla hacim kaybına uğramakta ve tüm restorasyon materyalleri arasında ise en az hacim kaybı Bio Porta G tip IV altın alaşımında olmaktadır.

3. Mine örneklerde, profil projeksiyonu yöntemi kullanılarak belirlenen izdüşüm kesit alanı kaybı bulguları, gravimetrik yöntemle elde edilen hacim kaybı bulgularını desteklemektedir. Restoratif materyal örneklerde profilometrik tarama yöntemi kullanılarak belirlenen tarama kesit alanı kaybı bulguları, gravimetrik yöntemle elde edilen hacim kaybı bulgularını, mine örneklerde olduğu gibi destekler niteliktedir. Bu nedenle, kesit alanı kayıplarının belirlenmesi yöntemi veya gravimetrik yöntem ile elde edilen bulguların her ikisi de, aşınma çalışmalarında, test sonrası mine ve restoratif materyallerde oluşan madde kaybının belirlenmesi amacıyla kullanılabilir düşüncesindeyiz.

4. Restorasyon materyalleri arasında minede en fazla dikey boyut kaybına Finesse All-Ceramic tüm seramiği neden olurken, seramik restorasyon materyalleri arasında minede en az dikey boyut kaybına IPS Empress II tüm seramiği neden olmuştur. Seramik restorasyon materyallerinin minede oluşturduğu dikey boyut kayıplarını, kompozit restorasyon materyallerinin oluşturduğu dikey boyut kayıpları daha geriden izlemektedir. Kompozitler arasında Targis indirek kompozit materyali Tetric Ceram HB posterior kompozit materyaline göre minede az da olsa daha fazla dikey boyut kaybı oluşturmaktadır. Tüm restorasyon materyalleri arasında minede en az dikey boyut kaybının ise tip IV altın

alaşım karşısında aşınan mine örneklerde olduğu görülmektedir.

5. Aşınma testi sonrası en az dikey boyut kaybı tip IV altın alaşım materyalinde olmakta, diğer tüm restorasyon materyallerinde birbirine yakın dikey boyut kayıpları meydana gelmektedir. Örneklerde oluşan dikey boyut kayıplarının en fazladan en aza doğru izlediği sıra IPS Empress II, Targis, Finesse All-Ceramic, Vita VMK 95 ve Tetric Ceram HB olarak gitmektedir.

6. Mine örneklerdeki hacim kaybı ve izdüşüm kesit alanı kaybı bulguları ile dikey boyut kaybı bulguları arasında bir doğrusal ilişki vardır. Restoratif materyal örneklerdeki hacim kaybı ve tarama kesit alanı kaybı bulguları ile dikey boyut kaybı bulguları arasında doğrusal ilişki bulunmakla birlikte, mine örneklerdeki kadar güçlü değildir. Bundan dolayı, aşınma çalışmalarında aşınma testi sonrası restoratif materyallerde oluşan madde kaybını, sadece oluşan dikey boyut kaybını rehber alarak değerlendirmek yeterli olmayabilir düşüncesindeyiz.

Restorasyon materyali ve minede oluşan aşınmanın ileri düzeyde olması, dişlerde fonksiyon, estetik ve fonasyon kaybının yanı sıra, daha ileri düzeylerde okluzyonda oluşan dikey boyut kaybına bağlı stomatognatik sistem disfonksiyonlarına neden olabileceği unutulmamalıdır. Bu nedenle antagonisti doğal diş olan protetik restorasyonlarda seramik restorasyon materyalleri kullanırken çok dikkatli olunması gerektiğini ve yaşlılık nedeniyle veya başka farklı nedenlerle mine dokusunun incelendiği hastalarda karşıt doğal dişlerde oluşabilecek yüksek aşınma oranını göz önünde bulundurarak, seramik restorasyon materyalleri yerine altın alaşım veya çalışmada abraziv özelliklerini değerlendirdiğimiz yeni jenerasyon kompozit materyallerine yönelmenin daha doğru olacağı görüşündeyiz.

Yinede günümüzde, üstün estetik özellikleri ve periodontal dokularla olan biyouyumluluğu nedeniyle seramik restorasyon materyallerinin vazgeçilmez olduğu bir gerçektir. Bu nedenle, protetik tedavi amacıyla seramik restorasyon materyallerinin kullanılmasının kaçınılmaz olduğu durumlarda, aşınması mineye yakın seramikler üretilinceye kadar olan süreçte, seramik materyaller içinde hiç olmazsa abraziv etkisi en az olanının kullanılmasının daha akılcı olacağı kanısındayız.



6. ÖZET

Restoratif materyallerin mine üzerindeki abraziv etkileri ve aşınma dirençleri, klinik restoratif tedavi için materyal seçiminde hemen her zaman önemli bir etken olmaktadır.

Bu çalışmada, Finesse All-Ceramic ve IPS Empress II tüm seramik materyalinin, Vita VMK 95 konvansiyonel metal destekli seramiğin, Targis indirek kompozit materyalinin, Tetric Ceram HB posterior kompozit materyalinin ve Bio Porta G tip IV dental altın alaşımının minede meydana getirdiği aşınmayı ve restoratif materyallerin mine karşısındaki aşınma dirençleri incelemek amacıyla, çiğneme sırasında ağız ortamını belli düzeyde taklit edebilen bir aşınma testi cihazı hazırlandı. Tasarlanan cihazın çalışma prensibinde; dört set örneğin (diş-restoratif materyal) aynı anda belli bir ağırlık altında, ayarlanabilir bir hareket yolu ve hareket hızında aşındırmaya olanak sağlaması, her hareket siklusunun başlangıcında mine örnekleri restoratif materyal örneklere darbe ile temas ettirmesi ve yapılan 6 mm'lik ileri ve geri hareket sonrası örnekler arasındaki teması kaldırması sağlandı.

Mine örneklerin hazırlanması amacıyla, 60 adet çürüksüz insan üst çene birinci küçük azı dişi, kök kısımları boyun hizasından kesilerek özel olarak hazırlanmış örnek tutuculara yerleştirildi. Her restorasyon materyaline ait 10'ar adet plakalar şeklindeki örnekler üretici firmaların önerileri doğrultusunda hazırlandı. Aşınma testi sırasında mine ve restoratif materyal örneklere, 37°C'lik sürekli distile su banyosu içinde, 1,5 kg sabit

ağırlık altında, dakikada 80 sikluluk hareket hızıyla, 25000 hareket yaptırıldı.

Mine ve restoratif materyal örneklerde aşınma testi sonrası meydana gelen hacim kaybını belirlemek için, örneklerin test sonrası oluşan ağırlık kayıpları dijital bir hassas terazide ölçüldü. Daha sonra mine ve restoratif materyallerin özgül ağırlıkları kullanılarak, ağırlık kayıplarından örneklerin hacim kayıpları hesaplandı. Ağırlık kaybının belirlenmesi yoluyla hacim kaybının hesaplanması yöntemini desteklemek ve oluşan dikey boyut kayıplarını ölçebilmek amacıyla, mine örnekler profil projeksiyon cihazında, restoratif materyal örnekler ise profilometrede incelendi. Ayrıca mine ve restoratif materyal örneklerde aşınma sonrası meydana gelen yüzey değişiklikleri taramalı elektron mikroskobunda değerlendirildi.

Bulgulardan elde edilen sonuçlara göre, tüm restorasyon materyalleri arasında minede en fazla hacim kaybına Finesse All-Ceramic tüm seramiğinin, en az hacim kaybına ise Bio Porta G tip IV altın alaşımının neden olduğu gözlemlendi. Tüm restorasyon materyalleri arasında en fazla hacim kaybının IPS Empress II tüm seramiğinde en az hacim kaybının yine Bio Porta G tip IV altın alaşımında olduğu belirlendi.

Restorasyon materyalleri arasında minede en fazla dikey boyut kaybına Finesse All-Ceramic tüm seramiği neden olurken, en az dikey boyut kaybı tip IV altın alaşımı karşısında aşınan mine örneklerde oluştu. Aşınma testi sonrası tüm restorasyon materyallerinde birbirine yakın dikey boyut kayıpları meydana gelirken, en az dikey boyut kaybı tip IV altın alaşımında meydana geldi.

Mine örneklerde, profil projeksiyonu yöntemi kullanılarak belirlenen izdüşüm kesit alanı kaybı bulgularının, gravimetrik yöntemle elde edilen hacim kaybı bulgularını desteklediği gözlemlendi. Restoratif materyal örneklerde profilometrik tarama yöntemi kullanılarak belirlenen tarama

kesit alanı kaybı bulgularının, gravimetrik yöntemle elde edilen hacim kaybı bulgularını yine destekler nitelikte olduğu görüldü.

İstatistiksel değerlendirme sonucu mine örneklerdeki hacim kaybı ve izdüşüm kesit alanı kaybı bulguları ile dikey boyut kaybı bulguları arasında doğrusal bir ilişki saptandı. Restoratif materyal örneklerdeki hacim kaybı ve tarama kesit alanı kaybı bulguları ile dikey boyut kaybı bulguları arasında doğrusal ilişki bulunmakla birlikte, mine örneklerdeki kadar güçlü olmadığı gözlemlendi.



7. SUMMARY

Abrasive effects of the restorative materials on enamel and their wear resistance have always been an important factor in selection of the materials for clinical restorative procedures.

In this study, a wear testing device which could simulate the oral environment during mastication to some extent was designed to investigate the wear resistance of restorative materials opposing the enamel and the wear that Finesse All-Ceramic and IPS Empress II full ceramic materials, Vita VMK 95 conventional ceramic fused to metal, Targis indirect composite material and Bio Porta G Type IV dental gold alloy produce on enamel. The design made it possible to examine four sets of materials simultaneously with a given specific load, range and speed of movements. This device ensured the loss of contact between enamel and restorative material samples at the end of each cycle, while the enamel specimens were moving on restorative materials back and forward within a distance of 6 mm.

To prepare enamel specimens, 60 extracted maxillary first premolar human teeth, which were free of caries, were separated from cervical lines and placed on specially designed specimen holders. Ten plate shaped specimens for each restorative material were prepared according to manufacturers' directions. The enamel and restorative material specimen couples were subjected to 25.000 cycles under a constant load of 1,5 kg. at

a speed of 80 cycles per minute while they were continuously being bathed with 37°C distilled water.

The amount of wear for enamel and restorative material specimens were determined by pre-test and post-test weighing of the samples to a precision of 0.0001 g using a digital scale. The results were converted from weight to volume by the use of the values for density of each material and enamel. To support the method of calculating the volume loss by detecting loss in weight and to measure the loss in vertical height, enamel and restorative material specimens were examined with a profile projection unit and profilometer, respectively. In addition, alterations on surface texture of enamel and restorative material specimens after wear test were evaluated under scanning electron microscope.

According to the results obtained, it was observed that Finesse All-Ceramic caused the highest volume loss on the enamel, and the least volume loss was caused by Bio Porta G Type IV gold alloy. The highest volume loss among all restorative materials was determined to be in IPS Empress II full ceramic material, while the least volume loss was again in Bio Porta G Type IV gold alloy.

Among the restorative materials, Finesse All-Ceramic caused maximum loss in vertical height of the enamel specimens. The minimum vertical height loss was seen on enamel specimens opposing Type IV gold alloy. While similar vertical height loss values were obtained in all of the restorative materials after wear test, the minimal vertical height loss was in Type IV gold alloy.

It was observed that profile area loss findings for enamel specimens were consistent with the volumetric findings obtained from gravimetric results. The scanning area loss findings were also parallel to the volumetric

findings calculated from gravimetric results for restorative material specimens.

In statistical analysis, a correlation was defined between findings of volume loss, profile area loss and vertical height loss in enamel specimens, where the correlation between volume loss, scanning area loss and vertical height loss in restorative materials was not as strong as the correlation for enamel specimens.



8. KAYNAKLAR

1. Smith B.G.N., Robb N.D., (1996). The Prevalence of Tooth Wear in 1007 Dental Patients, *J Oral Rehabil*, 23: 232-239
2. Smith B.G.N., Knight J.K., (1984). An Index for Measuring the Wear of Teeth, *Br Dent J*, 156: 435-438
3. Jagger D.C., Harisso A., (1995). An in-vitro Investigation into the Wear Effects of Selected Restorative Materials on Enamel, *J Oral Rehabil*, 22: 275-281
4. Bishop K., Kelleher M., Briggs P., Joshi R., (1997). Wear Now? An Update on the Etiology of Tooth Wear, *Quintessence Int*, 28: 305-313
5. Magne P., Oh W.S., Pintado M.R., DeLong R., (1999). Wear of Enamel and Veneering Ceramics After Laboratory and Chair side Finishing Procedures, *J Prosthet Dent*, 82: 669-679
6. Monasky G.E., Taylor D.F., (1971). Studies on the Wear of Porcelain, Enamel, and Gold, *J Prosthet Dent*, 25: 299-306
7. Mohd Z.A., Sulong N.Sc., Aziz R.A., (1990). Wear of Materials Used in Dentistry: A Review of The Literature, *J Prosthet Dent*, 63: 342-349
8. Ramp M.H., Suzuki S., Cox C.F., Lacefield W.R., (1997). Evaluation of Wear: Enamel Opposing Three Ceramic Materials and a Gold Alloy, *J Prosthet Dent*, 77: 523-530

9. Hudson J.D., Goldstein G.R., Georgescu M., (1995). Enamel Wear Caused by Three Different Restorative Materials, *J Prosthet Dent*, 74: 647-654
10. Koczorowski R., Wloch S., (1999). Evaluation of Wear of Selected Prosthetic Materials in Contact with Enamel and Dentin, *J Prosthet Dent*, 81: 453-459
11. Derand P., Vereby P., (1999). Wear of Low Fusing Dental Porcelains, *J Prosthet Dent*, 81: 460-463
12. Ogle R.E., Davis E.L., (1998). Clinical Wear Study of Three Commercially Available Artificial Tooth Materials: Thirty-six Month Results, *J Prosthet Dent*, 79: 145-151
13. Ratledge D.K., Smith B.G.N., Wilson R.F., (1994). The Effect of Restorative Materials on the Wear of Human Enamel, *J Prosthet Dent*, 72: 194-202
14. Alhiyasat A.S., Saunder W.P., Sharkey S.W., Smith G.McR., Gilmour W.H., (1998). Investigation of Human Enamel Wear Against Four Dental Ceramics and Gold, *J Dent*, 26: 487-495
15. Mahalick J.A., Knap F.J., Weiter E.J., (1971). Oclusal Wear in Prosthodontics, *JADA*, 82: 154-159
16. Jacobi R., Shillingburg H.T., Duncanson M.G., (1991). A Comparison of the Abrasiveness of Six Ceramic Surfaces and Gold, *J Prosthet Dent*, 66: 303-309
17. DeLong R., Pintado M.R., Douglas W.H., (1992). The Wear of Opposing Shaded Ceramic Restorative Materials: An in-vitro Study, *J Prosthet Dent*, 68: 42-48

18. Hacker C.H., Wagner W.C., Razzoog M.E., (1996). An in-vitro Investigation of the Wear of Enamel on Porcelain and Gold in Saliva, *J Prosthet Dent*, 75: 14-17
19. Al-Hiyasat A.S., Saunder W.P., Smith G.M., (1999). Three-body Wear Associated with Three Ceramics and Enamel, *J Prosthet Dent*, 82: 476-481
20. Marquis P.M., Shortall C.A., Xiadqiang H., (2000). Two-Body Wear of Dental Composites Under Different Loads, *Int J Prosthodont*, 13: 473-479
21. Gee A.J., Pallav P., (1994). Occlusal Wear Simulation with the Acta Wear Machine, *J Dent Suppl*, 22: 21-27
22. Dahl B.L., Qilo G., (1994). In-vivo Wear Ranking of Some Restorative Materials *Quintessence Int*, 25: 561-565
23. Knobloch L.A., Kerby R.E., Seghi R.S., Putten M.V., (1999). Two-Body Wear Resistance and Degree of Conversion of Laboratory-Processed Composite Materials, *Int J Prosthodont*, 12: 432-438
24. Mandikos M.N., McGivney G.P., Davis E., Bush P.J., Carter J.M., (2001). A Comparison of the Wear Resistance and Hardness of Indirect Composite Resins, *J Prosthet Dent*, 85: 386-395
25. Mair L.H., Stolarski A.T., Vowles W.R., Lloyd C.H., (1996). Wear: Mechanism, Manifestations and Measurement. Report of A Workshop, *J Dent*, 24: 141-148
26. Mair L.H., (1992). Wear in Dentistry-Current Terminology, *J Dent*, 20: 140-144
27. Dahl B.L., Carlsson G.E., Ekfeldt A., (1993). Occlusal Wear of Teeth and Restorative Materials, *Acta Odontol Scand*, 51: 299-311

28. Roulet L.P., (1987). A Materials Scientist's View: Assessment of Wear and Marginal Integrity, *Quintessence Int*, 18: 543-552
29. Barlett D., Phillips K., Smith B., (1999). A Difference in Perspective the North American and European Interpretations of Tooth Wear, *Int J Prosthodont*, 12: 401-408
30. Lambrechts P., Braem M., Wauters M.V., Vanherle G., (1989). Quantitative in-vivo Wear of Human Enamel, *J Dent Res*, 68: 1752-1754
31. Lindquist T.J., Stanford C.M., (2000). Development and Application of a New Abrasion Testing Device, *J Prosthet Dent*, 84: 635-641
32. Chu F.C.S., Yip H.K., Newsome P.R.H., Chow T.W., Smales R.J., (2002). Restorative Management of the Worn Dentition: I. Aetiology and Diagnosis, *Dent Update*, 29: 162-168
33. Lambrechts P., Vanherle G., Vuylsteke M., et al. (1984). Quantitative Evaluation of the Wear Resistance of Posterior Dental Restorations: A New Three Dimensional Measuring Technique, *J Dent*, 12: 252-267
34. Mair L.H., (1990) The Measurement and Analysis of Clinical Abrasion- A Modified Approach, *Dent Materials*, 6:271-275
35. Whitehead S.A., Watts D.C., Wilson N.H.F., (1997). Changes of Surface Texture of Enamel in-vivo, *J Oral Rehabil*, 24: 449-453
36. Gil F.J., Espias A., Sanchez L.A., Plannell J.A., (1999). Comparison of the Abrasive Wear Resistance Between Amalgams, Hybrid Composite Material and Different Dental Cements, *J Int Dent*, 49: 337-342
37. Chadwick R.G., Mitchell H.L., (1999). Presentation of Quantitative Tooth Wear Data to Clinicians, *Quintessence Int*, 30: 393-398
38. Robb N.D., Smith B.G.N., (1990). Prevalence of Pathological Tooth Wear in Patients with Chronic Alcoholism. *Br Dent J*, 169: 367-369

39. Craig, R.G. (1996). Restorative Dental Materials, Mosby-Year Book, St. Louis, Baltimore, Boston
40. Yap A.U.J., Ong L.F.K.L., Teoh S.T., Hasting G.W., (1999). Comparative Wear Ranking of Dental Restoratives with the Biomat Wear Simulator, *J Oral Rehabil*, 26: 228-235
41. Philips, R.W. (1982). Science of Dental Materials, W.B. Saunders Company, London, Philadelphia, Toronto
42. McCabe, J.F. (1999) Diş Hekimliğinde Maddeler Bilgisi (Çeviri; Nayır E.), İ.Ü. Basımevi ve Film Merkezi, İstanbul
43. Oh W.S., DeLong R., Anusavice K.J., (2002). Factors Affecting Enamel and Ceramic Wear: A Literature Review, *J Prosthet Dent*, 87: 451-459
44. Kelly R.J., Nishimura I., Campbell D.S., (1996). Ceramics in Dentistry: Historical Roots and Current Perspectives, *J Prosthet Dent*, 75: 18-32
45. Metzler K.T., Woody R.D., Miller A.W., Miller B.H., (1999). In-vitro Investigation of the Wear of Human Enamel By Dental Porcelain, *J Prosthet Dent*, 81: 356-364
46. Combe, E.C. (1986). Notes on Dental Materials, Churchill Livingstone, London, Melbourne, New York
47. Zaimoğlu, A. (1993). Diş Hekimliğinde Maddeler Bilgisi, Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Yayınları, Ankara
48. O'Brien, W.J. (1997). Dental Materials and Their Selection, Quintessence Pub. Co, Chicago, Berlin, Rio de Janeiro
49. Jones D.W., Ceram F.I., (1985). Development of Dental Ceramics, *Dent Clin Nort Am*, 29: 621-644
50. McLean J.W., (2001). Evolution of Dental Ceramics in the Twentieth Century, *J Prosthet Dent*, 85: 61-66

51. Craig, R.G. (1992). *Dental Materials*, Mosby-Year Book, St. Louis, Baltimore, Boston
52. McLean, J.W. (1980). *The Science and Art of Dental Ceramics*, Volume II: Bridge Design and Laboratory Procedures in Dental Ceramics, Quintessence Pub. Co, Chicago, Berlin, Rio de Janeiro
53. Akın, E. (1990). *Diş Hekimliğinde Porselen*, İ.Ü. Basımevi ve Film Merkezi, İstanbul
54. Al-Hiyasat A.S., Saunders W.P., Sharkey S.W., Smith G.McR., (1997). The Abrasive Effect of Glazed, Unglazed, and Polished Porcelain on the Wear of Human Enamel, and the Influence of Carbonated Soft Drinks on the Rate of Wear, *Int J Prosthodont*, 10: 269-282
55. Al-Wahadni A.M., Martin D.M., (1999). An in-vitro Investigation into the Wear Effects of Glazed and Refinished Dental Porcelain on an Opposing Material, *J Oral Rehabil*, 26: 538-546
56. Toksavul S., Ulusoy M., Yılmaz G., User A., (1993). Tüm Seramik Kuronlar, *E. Ü. Dişhekimliği Fak Derg*, 14: 21-26
57. Qualtrough A.J.E., Piddock V., (2002). Dental Ceramics: What's New?, *Dent Update*, 29: 25-33
58. IPS Empress 2, (1999). Scientific Documentation, Research and Development Scientific Service
59. Suzuki S., (1996). In Vitro Wear of Ceramco Porcelain as Opposed to Human Enamel, *Ceramco Research Report*, 1-3
60. Willems G., Lambrechts P., Braem M., Vanherle G., (1993). Composite Resins in The 21st Century, *Quintessence Int*, 24: 641-658
61. Yercan H.E., (1999). Posterior Restorasyonlar İçin Önerilen Kompozit Materyallerin Aşınmalarının in-vitro Olarak İncelenmesi, Doktora Tezi, İzmir

62. Türkün L.Ş., (1998). Değişik Posterior Kompozit Materyallerin Uzun Dönemli Klinik İncelemesi, Doktora Tezi, İzmir
63. Leinfelder K.F., (1987). Wear Patterns and Rates of Posterior Composite Resins. *Int Dent J*, 37: 152-157
64. Willems G., Braem L. M., Vanherle G., (1993). Three-year Follow-up of Five Posterior Composites: In Vivo Wear, *J Dent*, 21: 74-78
65. Leinfelder K.F., (1993). Posterior Composites State-of-The-Art Clinical Applications, *Dent Clin Nort Am*, 37: 411-419
66. Wendt S.L., (1987). The Effect of Heat Used as a Secondary Cure Upon the Physical Properties of Three Composite Resins. I. Strength; and Marginal dimensional stability, *Quintessence Int*, 18: 265-271
67. McCabe J.F., Kagi S., (1991). Mechanical Properties of a Composite Inlay Material Following Post-Curing, *Br Dent J*, 171: 246-248
68. Hu X., Marquis P.M., Shortall A.C., (1999). Two-body in-vitro Wear Study of Some Current Dental Composites and Amalgams, *J Prosthet Dent*, 82: 214-220
69. Lim B.S., Ferracane J.L., Condon J.R., Adey J.D., (2002). Effect of Filler Fraction and Filler Surface Treatment on Wear of Microfilled Composites, *Dent Materials*, 18: 1-11
70. Smith, B.G.N. (1986). The Clinical Handling of Dental Materials, IOP Pub, Wright, Bristol
71. Cvar J.F., (1971). Criteria for the Clinical Evaluation of Dental Restorative Materials, San Francisco, United States Public Health Service, 1-6
72. Friedl K.H., Schmalz G., Hiller K.A., Saller A., (1996). In-Vivo Evaluation of a Feldspathic Ceramic System: 2-Year Results, *J Dent*, 24; 25-31

73. Ekfeldt A., Fransson B., Soderlund B., Qilo G., (1993). Wear Resistance of Some Prosthodontic Materials in Vivo, *Acta Odontol Scand*, 51: 99-107
74. Yap A.U.J., Teoh S.H., Hastings W.G., Lu C.S., (1997). Comparative Wear Ranking of Dental Restorative Materials Utilizing Different Wear Simulation Modes, *J Oral Rehabil*, 24: 574-580
75. Condon R.J., Ferracane L.J., (1996). Evaluation of Composite Wear with a New Multi Mode Oral Wear Simulator, *Dent Mater*, 12: 218-226
76. Harrison A., Lewis T.T., (1988). The Development of an Abrasion Testing Machine for Dental Materials, *J Biomed Mater Res*, 9: 341-353
77. DeLong R., Douglas W.H., (1983). Development of an Artificial Oral Environment for the Testing of Dental Restoratives: Bi-axial Force and Movement Control, *J Dent Res*, 62: 32-36
78. Kern M., Strub J.R., (1999). Wear of Composite Resin Veneering Materials in a Dual-axis Chewing Simulator, *J Oral Rehabil*, 26: 372-378
79. Winkler M.M., Lautenschlager E.P., Boghosian A., Greener E.H., (1996). An Accurate and Simple Method for the Measurement of Dental Composite Wear, *J Oral Rehabil*, 23: 486-493
80. Azzopardi A., Barlett D.W., Watson T.F., Sherriff M., (2001). The Measurement and Prevention of Erosion and Abrasion, *J Dent*, 29: 395-400
81. Dastane A., Vaidyanathan T.K., Vaidyanathan J., Mehra R., Hesby R., (1996). Development and Evaluation of a New 3-D Digitization and Computer Graphic System to Study the Anatomic Tissue and Restoration Surfaces, *J Oral Rehabil*, 23: 25-34

82. Perry R., Kugel G., Kunzelmann K.H., Flessa H.P., Estafan D., (2000). Composite Restoration Wear Analysis: Conventional Methods vs. Three-Dimensional Laser Digitizer, *JADA*, 131: 1472-1477
83. Mehl A., Gloger W., Kunzelmann H., Hickel R., (1997). A New Optical 3-D Device for the Detection of Wear, *J Dent Res*, 76: 1799-1807
84. Mitchell H.L., Chadwick R.G., (1998). Mathematical Shape Matching as a Tool in Tooth Wear Assessment-Development and Conduct, *J Oral Rehabil*, 25: 921-928
85. Seghi R.R., Rosenstiel S.F., Bauer P., (1991). Abrasion of Human Enamel by Different Dental Ceramics in-vitro, *J Dent Res*, 3: 221-225
86. Pavone B.W., (1985). Bruxism and Effect on the Natural Teeth, *J Prosthet Dent*, 53: 692-696
87. Jagger D.C., Harrison A., (1995). An in-vitro Investigation into the Wear Effects of Selected Restorative Materials on Dentine, *J Oral Rehabil*, 22: 349-354
88. Pintado M.R., Anderson G.C., DeLong R., Douglas W.H., (1997). Variation in Tooth Wear in Young Adults Over a Two-year period, *J Prosthet Dent*, 77: 313-320
89. Kramer N., Frankenbenger R., Pelka M., Petschelt A., (1999). IPS Empress Inlays and Onlays After Four years- A Clinical Study, *J Dent*, 27: 325-331
90. Mair L.H., (1995). Wear Patterns in Two Amalgams and Three Posterior Composites After 5 Years Clinical Service, *J Dent*, 23: 107-112

91. Krejci I., Lutz F., Reimer M., (1994). Wear of CAD/CAM Ceramic Inlays : Restorations, Opposing Cusps, and Luting Cements, *Quintessence Int*, 2 : 199-207
92. Hirano S., May K.B., Wagner W.C., Hacker C.H., (1998). In-vitro Wear of Resin Denture Teeth, *J Prosthet Dent*, 79: 152-155
93. Shabanian M., Richards L.C., (2002). In-vitro Wear Rates of Materials Under Different Loads and Varying pH, *J Prosthet Dent*, 87: 650-656
94. Wassell R.W., Mc Cabe J.F., Walls W.G.,(1994). A Two-body Frictional Wear Test, *J Dent Res*, 73: 1546-1553
95. McDowell G.C., Bloem I.J., Lang B.R., Asgar K., (1988). In-vivo Wear. Part I: The Michigan Computer-Graphic Measuring System, *J Prosthet Dent*, 60: 112-120
96. Coffey J.P., Goodking R.J., DeLong R., Douglas W.H., (1985). In-vitro Study of the Wear Characteristics of Natural and Artificial Teeth, *J Prosthet Dent*, 54: 273-280
97. Ogle R.E., Ortman L.F., (1985). Measuring Wear of Artificial Teeth with Stereophotography: Part I., *J Prosthet Dent*, 53: 807-812
98. Suzuki S., Leinfelder K.F., (1994). An in-vitro Evaluation of a Copolymerizable Type of Microfilled Composite Resin, *Quintessence Int*, 25: 59-64
99. Yap A.U.J., Chew C.L., Ong L.F.K.L., Teoh S.H., (2002). Environmental Damage and Occlusal Contact Area Wear of Composite Restoratives, *J Oral Rehabil*, 29: 87-97
100. Fisher R.M., Moore B.K., Swartz M.L., Dykema R.W., (1983). The Effects of Enamel Wear on the Metal-Porcelain Interface, *J Prosthet Dent*, 50: 628-631

101. Taylor D.F., Bayne S.C., Sturdevant J.R., Wilder A.D., (1990). Correlation of M-L, Leinfelder and USPHS Clinical Evaluation Techniques for Wear, *Dent Mater*, 6: 151-153
102. Gibbs C.H., Mahan P.E., Lundeen H.C., Brehnan K., Walsh E.K., Holbrook W.B., (1981). Occlusal Forces During Chewing and Swallowing as Measured by Sound Transmission, *J Prosthet Dent*, 46: 443-449
103. Krejci I., Lutz F., Reimer M., Heinzmann L., (1993). Wear of Ceramic Inlays, Their Enamel Antagonist, and Luting Cements, *J Prosthet Dent*, 69: 425-430
104. Yap A.U.J., (2002). Occlusal Contact Area (OCA) Wear of Two New Composite Restoratives, *J Oral Rehabil*, 29: 194-200
105. Sorensen J.A., Sultan E., Condon J.R., (1999). Three-Body in-vitro Wear of Enamel Against Dental Ceramics, IADR, Vancouver
106. Suzuki S., Leinfelder K.F., (1993). Wear of Enamel Cusps Opposed by Posterior Composite Resin, *Quintessence Int*, 24: 885-890
107. Sorensen J.A., Dyer S.R., Condon J.R., Ferracane J.L., (2000). In-vitro Wear Measurements of Fixed Prosthodontic Composite Systems Materials, *J Dent Res*, 79:159 (abstr. 432)
108. Christensen G.J., (1986). The Use of Porcelain-fused-to-metal Restorations in Current Dental Practice: A Survey, *J Prosthet Dent*, 56: 1-3

9. ÖZGEÇMİŞ

1972 yılında Balıkesir’de doğdum. İlk öğrenimimi Balıkesir Atatürk İlkokulunda, orta öğrenimimi Balıkesir Sırrı Yırcalı Anadolu Lisesinde tamamladım. 1992 yılında Hacettepe Üniversitesi, Diş Hekimliği Fakültesinde üniversite öğrenimime başlayarak 1996’da mezun oldum. 1997 yılında Ege Üniversitesi, Sağlık Bilimleri Enstitüsüne bağlı Diş Hekimliği Fakültesi, Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı Doktora Programına katıldım. 1998 yılında Anabilim Dalı’na Araştırma Görevlisi olarak atandım. Halen bu görevi sürdürmekteyim.

10. EKLER



RESTORATİF MATERYAL ÖRNEKLER										MİNE ÖRNEKLER										
Örnek No:	Aşındırma Öncesi			Aşındırma Sonrası			Fark (mgr)	Örnek No:	Aşındırma Öncesi			Aşındırma Sonrası			Fark (mgr)					
	İlk An	Son An	Ortalama	İlk An	Son An	Ortalama			İlk An	Son An	Ortalama	İlk An	Son An	Ortalama						
1	1535,7	1535,7	1535,70	1534,9	1534,9	1534,90	0,80	1	2559,9	2559,7	2559,80	2553,7	2553,6	2553,65	6,15					
2	1397,8	1397,7	1397,75	1396,4	1396,4	1396,40	1,35	2	2757,9	2757,7	2757,80	2752,8	2752,7	2752,75	5,05					
3	1515,2	1515,2	1515,20	1513,9	1513,9	1513,90	1,30	3	2677,5	2677,3	2677,40	2671,2	2671,1	2671,15	6,25					
4	1424,7	1424,7	1424,70	1423,6	1424,5	1423,55	1,15	4	2596,3	2596,1	2596,20	2590,3	2590,2	2590,25	5,95					
5	1449,3	1449,3	1449,30	1448,0	1447,9	1447,95	1,35	5	2704,1	2704,0	2704,05	2698,1	2698,0	2698,05	6,00					
6	1410,8	1410,7	1410,75	1409,5	1409,5	1409,50	1,25	6	2559,6	2559,5	2559,55	2554,2	2554,1	2554,15	5,40					
7	1447,6	1447,5	1447,55	1446,6	1446,5	1446,55	1,00	7	2539,8	2539,6	2539,70	2533,7	2533,6	2533,65	6,05					
8	1574,9	1574,8	1574,85	1574,0	1574,0	1574,00	0,85	8	2673,7	2673,5	2673,60	2667,5	2667,4	2667,45	6,15					
9	1485,8	1485,8	1485,80	1484,8	1484,7	1484,75	1,05	9	2627,0	2626,8	2626,90	2620,7	2620,6	2620,65	6,25					
10	1582,0	1581,9	1581,95	1581,1	1581,0	1581,05	0,90	11	2638,8	2638,6	2638,70	2632,5	2632,4	2632,45	6,25					
							ORTALAMA AĞIRLIK KAYBI: 1,10 ± 0,21 mgr							ORTALAMA AĞIRLIK KAYBI: 5,95 ± 0,40 mgr						

Ek 1-1: Vita VMK 95 ve karşısındaki mine örnekler ait ağırlık kaybı bulguları.

RESTORATİF MATERYAL ÖRNEKLER										MİNE ÖRNEKLER										
Örnek No:	Aşındırma Öncesi			Aşındırma Sonrası			Fark (mgr)	Örnek No:	Aşındırma Öncesi			Aşındırma Sonrası			Fark (mgr)					
	İlk An	Son An	Ortalama	İlk An	Son An	Ortalama			İlk An	Son An	Ortalama	İlk An	Son An	Ortalama						
1	943,2	943,2	943,20	942,2	942,2	942,20	1,00	13	2640,9	2640,7	2640,80	2635,9	2635,8	2635,85	4,95					
2	989,5	989,5	989,50	988,4	988,4	988,40	1,10	14	2713,3	2713,1	2713,20	2708,2	2708,1	2708,15	5,05					
3	917,9	917,9	917,90	916,8	916,7	916,75	1,15	15	2716,9	2716,7	2716,80	2711,7	2711,6	2711,65	5,15					
4	989,8	989,8	989,80	988,6	988,6	988,60	1,20	16	2423,9	2423,7	2423,80	2418,8	2418,7	2418,75	5,05					
5	964,6	964,5	964,55	963,3	963,3	963,30	1,25	17	2609,8	2609,6	2609,70	2604,1	2604,0	2604,05	5,65					
6	988,3	988,2	988,25	987,1	987,0	987,05	1,20	18	2633,6	2633,4	2633,50	2628,2	2628,1	2628,15	5,35					
7	1028,0	1028,0	1028,00	1026,4	1026,4	1026,40	1,60	19	2632,0	2631,8	2631,90	2626,4	2626,3	2626,35	5,55					
8	937,9	937,9	937,90	936,3	936,3	936,30	1,60	20	2429,5	2429,3	2429,40	2424,1	2424,0	2424,05	5,35					
9	1059,4	1059,3	1059,35	1057,8	1057,8	1057,80	1,55	21	2653,4	2653,2	2653,30	2647,9	2647,8	2647,85	5,45					
10	987,5	987,5	987,50	986,3	986,2	986,25	1,25	12	2555,2	2555,0	2555,10	2549,2	2549,1	2549,15	5,95					
							ORTALAMA AĞIRLIK KAYBI: 1,29 ± 0,22 mgr							ORTALAMA AĞIRLIK KAYBI: 5,35 ± 0,31 mgr						

Ek 1-2: IPS Empress II ve karşısındaki mine örnekleri ait ağırlık kaybı bulguları.

RESTORATİF MATERYAL ÖRNEKLER										MİNE ÖRNEKLER										
Örnek No:	Aşındırma Öncesi			Aşındırma Sonrası			Fark (mgr)	Örnek No:	Aşındırma Öncesi			Aşındırma Sonrası			Fark (mgr)					
	İlk An	Son An	Ortalama	İlk An	Son An	Ortalama			İlk An	Son An	Ortalama	İlk An	Son An	Ortalama						
<u>1</u>	1406,6	1406,5	1406,55	1405,5	1405,5	1405,50	1,05	<u>51</u>	2624,0	2623,9	2623,95	2616,0	2616,0	2616,00	7,95					
<u>2</u>	1399,8	1399,7	1399,75	1398,5	1398,5	1398,50	1,25	<u>52</u>	2545,2	2545,1	2545,15	2538,5	2538,4	2538,45	6,70					
<u>3</u>	1413,6	1413,5	1413,55	1412,7	1412,7	1412,70	0,85	<u>53</u>	2478,7	2478,5	2478,60	2470,5	2470,5	2470,50	8,10					
<u>4</u>	1428,0	1428,0	1428,00	1426,9	1426,8	1426,85	1,15	<u>54</u>	2513,5	2513,3	2513,40	2507,0	2506,9	2506,95	6,45					
<u>5</u>	1364,3	1364,2	1364,25	1363,3	1363,2	1363,25	1,00	<u>55</u>	2508,9	2508,8	2508,85	2500,7	2500,7	2500,70	8,15					
<u>6</u>	1410,5	1410,5	1410,50	1409,3	1409,3	1409,30	1,20	<u>56</u>	2352,4	2352,2	2352,30	2344,5	2344,5	2344,50	7,80					
<u>7</u>	1364,2	1364,1	1363,4,15	1363,4	1363,3	1363,35	0,80	<u>57</u>	2618,1	2617,9	2618,00	2611,6	2611,5	2611,55	6,45					
<u>8</u>	1309,2	1309,1	1309,15	1308,2	1308,1	1308,15	1,00	<u>58</u>	2513,3	2513,1	2513,20	2506,8	2506,7	2506,75	6,45					
<u>9</u>	1346,0	1345,9	1345,95	1344,9	1344,8	1344,85	1,10	<u>59</u>	2796,4	2796,3	2796,35	2789,5	2789,4	2789,45	6,90					
<u>10</u>	1408,8	1408,7	1408,75	1407,7	1407,7	1407,70	1,05	<u>60</u>	2490,6	2490,4	2490,50	2482,5	2482,4	2482,45	8,05					
							ORTALAMA AĞIRLIK KAYBI: 1,04 ± 0,14 mgr							ORTALAMA AĞIRLIK KAYBI: 7,30 ± 0,77 mgr						

Ek 1-3: Finesse All-Ceramic ve karşısındaki mine örnekleri ait ağırlık kaybı bulguları.

RESTORATİF MATERYAL ÖRNEKLER										MİNE ÖRNEKLER										
Örnek No:	Aşındırma Öncesi			Aşındırma Sonrası			Fark (mgr)	Örnek No:	Aşındırma Öncesi			Aşındırma Sonrası			Fark (mgr)					
	İlk An	Son An	Ortalama	İlk An	Son An	Ortalama			İlk An	Son An	Ortalama	İlk An	Son An	Ortalama						
<u>1</u>	730,9	730,9	730,90	730,7	730,6	730,65	0,25	<u>41</u>	2410,7	2410,5	2410,60	2408,7	2408,6	2408,65	1,95					
<u>2</u>	847,3	847,2	847,25	847,0	846,9	846,95	0,30	<u>42</u>	2444,6	2444,5	2444,55	2443,0	2443,0	2443,00	1,55					
<u>3</u>	865,5	865,4	865,45	865,1	865,1	865,10	0,35	<u>43</u>	2631,0	2630,8	2630,90	2629,3	2629,3	2629,30	1,60					
<u>4</u>	782,7	782,6	782,65	782,4	782,4	782,40	0,25	<u>44</u>	2620,8	2620,7	2620,75	2619,3	2619,2	2619,25	1,50					
<u>5</u>	679,6	679,5	679,55	679,3	679,3	679,30	0,25	<u>45</u>	2640,2	2640,1	2640,15	2638,5	2638,4	2638,45	1,70					
<u>6</u>	797,7	797,6	797,65	797,3	797,3	797,30	0,35	<u>46</u>	2672,8	2672,7	2672,75	2670,8	2670,7	2670,75	2,00					
<u>7</u>	744,8	744,7	744,75	744,6	744,5	744,55	0,20	<u>47</u>	2651,6	2651,5	2651,55	2650,4	2650,3	2650,35	1,20					
<u>8</u>	704,3	704,2	704,25	704,1	704,1	704,10	0,15	<u>48</u>	2436,3	2436,2	2436,25	2435,0	2435,0	2435,00	1,25					
<u>9</u>	758,0	758,0	758,00	757,8	757,7	757,75	0,25	<u>49</u>	2584,3	2584,2	2584,25	2582,7	2582,6	2582,65	1,60					
<u>10</u>	794,7	794,5	794,60	794,5	794,4	794,45	0,15	<u>50</u>	2415,4	2415,3	2415,35	2413,7	2413,7	2413,70	1,65					
							ORTALAMA AĞIRLIK KAYBI: 0,25 ± 0,07 mgr							ORTALAMA AĞIRLIK KAYBI: 1,60 ± 0,26 mgr						

Ek 1 -4: Targis ve karşısındaki mine örnekleri ait ağırlık kaybı bulguları.

RESTORATİF MATERYAL ÖRNEKLER										MİNE ÖRNEKLER										
Örnek No:	Aşındırma Öncesi			Aşındırma Sonrası			Fark (mgr)	Örnek No:	Aşındırma Öncesi			Aşındırma Sonrası			Fark (mgr)					
	İlk An	Son An	Ortalama	İlk An	Son An	Ortalama			İlk An	Son An	Ortalama	İlk An	Son An	Ortalama						
1	783,4	783,4	783,40	783,0	782,9	782,95	0,45	22	2473,3	2473,1	2473,20	2471,7	2471,6	2471,65	1,55					
2	797,5	797,4	797,45	797,0	797,0	797,00	0,45	23	2414,7	2414,6	2414,65	2413,1	2413,0	2413,05	1,60					
3	859,5	859,5	859,50	859,2	859,2	859,20	0,30	24	2748,6	2748,5	2748,55	2747,3	2747,3	2747,30	1,25					
4	781,7	781,7	781,70	781,4	781,4	781,40	0,30	25	2429,3	2429,1	2429,20	2428,2	2428,1	2428,15	1,05					
5	774,8	774,7	774,75	774,5	774,5	774,50	0,25	26	2479,1	2479,0	2479,05	2477,5	2477,4	2477,45	1,60					
6	743,2	743,1	743,15	742,9	742,8	742,85	0,30	27	2449,7	2449,5	2449,60	2448,6	2448,4	2448,50	1,10					
7	863,2	863,2	863,20	863,0	863,0	863,00	0,20	28	2554,1	2553,9	2554,00	2552,9	2552,8	2552,85	1,15					
8	836,3	836,2	836,25	836,0	836,0	836,00	0,25	29	2621,6	2621,5	2621,55	2620,2	2620,1	2620,15	1,40					
9	785,5	785,4	785,45	785,2	785,1	785,15	0,30	30	2537,4	2537,2	2537,30	2536,1	2536,0	2536,05	1,25					
10	802,3	802,3	802,30	802,1	802,1	802,10	0,20	10	2577,1	2576,9	2577,00	2536,0	2575,9	2575,95	1,05					
							ORTALAMA AĞIRLIK KAYBI: 0,30 ± 0,09 mgr							ORTALAMA AĞIRLIK KAYBI: 1,30 ± 0,22 mgr						

Ek 1-5: Tetric Ceram HB ve karşısındaki mine örneklerle ait ağırlık kaybı bulguları.

RESTORATİF MATERYAL ÖRNEKLER										MİNE ÖRNEKLER										
Örnek No:	Aşındırma Öncesi			Aşındırma Sonrası			Fark (mgr)	Örnek No:	Aşındırma Öncesi			Aşındırma Sonrası			Fark (mgr)					
	İlk An	Son An	Ortalama	İlk An	Son An	Ortalama			İlk An	Son An	Ortalama	İlk An	Son An	Ortalama						
1	2196,0	2195,9	2195,95	2195,7	2195,6	2195,65	0,30	31	2489,5	2489,4	2489,45	2489,0	2,4890	2489,00	0,45					
2	2246,1	2246,0	2246,05	2245,6	2245,6	2245,60	0,45	32	2550,2	2550,1	2550,15	2549,7	2,5496	2549,65	0,50					
3	2227,7	2227,7	2227,70	2227,2	2227,2	2227,20	0,50	33	2625,3	2625,1	2625,20	2624,5	2,6244	2624,45	0,75					
4	2299,3	2299,3	2299,30	2299,1	2299,1	2299,10	0,20	34	2528,8	2528,7	2518,75	2518,4	2,5185	2518,35	0,40					
5	2226,1	2226,1	2226,10	2225,7	2225,7	2225,70	0,40	35	2502,7	2502,5	2502,60	2502,2	2,5021	2502,15	0,45					
6	2239,1	2239,1	2239,10	2238,8	2238,8	2238,80	0,30	36	2632,1	2631,9	2632,00	2631,7	2,6316	2631,65	0,35					
7	2181,0	2181,0	2181,00	2180,7	2180,6	2180,65	0,35	37	2424,3	2424,1	2424,20	2423,8	2,4237	2423,75	0,45					
8	2218,7	2218,7	2218,70	2218,4	2218,3	2218,35	0,35	38	2685,9	2685,8	2685,85	2685,5	2,6854	2685,45	0,40					
9	2230,1	2230,0	2230,05	2229,6	2229,6	2229,60	0,45	39	2522,6	2522,5	2522,55	2522,0	2,5219	2521,95	0,60					
10	2214,3	2214,2	2214,25	2213,8	2213,7	2213,75	0,50	40	2453,4	2453,2	2453,30	2453,0	2,4529	2452,95	0,35					
							ORTALAMA AĞIRLIK KAYBI: 0,38 ± 0,10 mgr							ORTALAMA AĞIRLIK KAYBI: 0,47 ± 0,12 mgr						

Ek 1-6: Tip IV Altın (Bio Porta G) ve karşındaki mine örnekler ait ağırlık kaybı bulguları.

Değişken	(I) Materyal	(J) Materyal	İki Ortalama Arasındaki Fark (I-J)	Standart Hata	95% Güven Aralığı	
					Alt Sınır	Üst Sınır
Mine Hacim Kaybı	Vita VMK 95	IPS Empress II	,2001(*)	6,020E-02	8,588E-03	,3916
		Finesse All Ceramic	-,4501(*)	6,020E-02	-,7745	-,1257
		Targis	1,4498(*)	6,020E-02	1,2706	1,6290
		Tetric Ceram HB	1,5498(*)	6,020E-02	1,3769	1,7227
		Tip IV Altın	1,8267(*)	6,020E-02	1,6682	1,9852
	IPS Empress II	Vita VMK 95	-,2001(*)	6,020E-02	-,3916	-,8588E-03
		Finesse All Ceramic	-,6502(*)	6,020E-02	-,9600	-,3404
		Targis	1,2497(*)	6,020E-02	1,0985	1,4009
		Tetric Ceram HB	1,3497(*)	6,020E-02	1,2060	1,4934
		Tip IV Altın	1,6266(*)	6,020E-02	1,5007	1,7525
	Finesse All Ceramic	Vita VMK 95	,4501(*)	6,020E-02	,1257	,7745
		IPS Empress II	,6502(*)	6,020E-02	,3404	,9600
		Targis	1,8999(*)	6,020E-02	1,5975	2,2023
		Tetric Ceram HB	1,9999(*)	6,020E-02	1,7012	2,2986
		Tip IV Altın	2,2768(*)	6,020E-02	1,9863	2,5673
	Targis	Vita VMK 95	-1,4498(*)	6,020E-02	-1,6290	-1,2706
		IPS Empress II	-1,2497(*)	6,020E-02	-1,4009	-1,0985
		Finesse All Ceramic	-1,8999(*)	6,020E-02	-2,2023	-1,5975
		Tetric Ceram HB	1,000E-01	6,020E-02	-2,6868E-02	,2269
		Tip IV Altın	,3769(*)	6,020E-02	,2706	,4832
	Tetric Ceram HB	Vita VMK 95	-1,5498(*)	6,020E-02	-1,7227	-1,3769
		IPS Empress II	-1,3497(*)	6,020E-02	-1,4934	-1,2060
		Finesse All Ceramic	-1,9999(*)	6,020E-02	-2,2986	-1,7012
		Targis	-1,0000E-01	6,020E-02	-,2269	2,687E-02
		Tip IV Altın	,2769(*)	6,020E-02	,1816	,3722
	Tip IV Altın	Vita VMK 95	-1,8267(*)	6,020E-02	-1,9852	-1,6682
		IPS Empress II	-1,6266(*)	6,020E-02	-1,7525	-1,5007
		Finesse All Ceramic	-2,2768(*)	6,020E-02	-2,5673	-1,9863
Targis		-,3769(*)	6,020E-02	-,4832	-,2706	
Tetric Ceram HB		-,2769(*)	6,020E-02	-,3722	-,1816	

* The mean difference is significant at the .05 level.

Ek 7: Mine örneklerde oluşan hacim kaybının Dunnet C Testi tablosu.

Değişken	(I) Materyal	(J) Materyal	İki Ortalama Arsındaki Fark (I-J)	Standart Hata	95% Güven Aralığı	
					Alt Sınır	Üst Sınır
Rest. Hacim Kaybı	Vita VMK 95	IPS Empress II	-5,7900E-02	2,655E-02	-,1958	8,002E-02
		Finesse All Ceramic	4,010E-02	2,655E-02	-7,6993E-02	,1572
		Targis	,3331(*)	2,655E-02	,2273	,4389
		Tetric Ceram HB	,3251(*)	2,655E-02	,2175	,4327
		Tip IV Altın	,4377(*)	2,655E-02	,3394	,5360
	IPS Empress II	Vita VMK 95	5,790E-02	2,655E-02	-8,0019E-02	,1958
		Finesse All Ceramic	9,800E-02	2,655E-02	-1,8135E-02	,2141
		Targis	,3910(*)	2,655E-02	,2862	,4958
		Tetric Ceram HB	,3830(*)	2,655E-02	,2764	,4896
		Tip IV Altın	,4956(*)	2,655E-02	,3985	,5927
	Finesse All Ceramic	Vita VMK 95	-4,0100E-02	2,655E-02	-,1572	7,699E-02
		IPS Empress II	-9,8000E-02	2,655E-02	-,2141	1,814E-02
		Targis	,2930(*)	2,655E-02	,2177	,3683
		Tetric Ceram HB	,2850(*)	2,655E-02	,2072	,3628
		Tip IV Altın	,3976(*)	2,655E-02	,3334	,4618
	Targis	Vita VMK 95	-,3331(*)	2,655E-02	-,4389	-,2273
		IPS Empress II	-,3910(*)	2,655E-02	-,4958	-,2862
		Finesse All Ceramic	-,2930(*)	2,655E-02	-,3683	-,2177
		Tetric Ceram HB	-8,0000E-03	2,655E-02	-6,7494E-02	5,149E-02
		Tip IV Altın	,1046(*)	2,655E-02	6,446E-02	,1447
Tetric Ceram HB	Vita VMK 95	-,3251(*)	2,655E-02	-,4327	-,2175	
	IPS Empress II	-,3830(*)	2,655E-02	-,4896	-,2764	
	Finesse All Ceramic	-,2850(*)	2,655E-02	-,3628	-,2072	
	Targis	8,000E-03	2,655E-02	-5,1494E-02	6,749E-02	
	Tip IV Altın	,1126(*)	2,655E-02	6,792E-02	,1573	
Tip IV Altın	Vita VMK 95	-,4377(*)	2,655E-02	-,5360	-,3394	
	IPS Empress II	-,4956(*)	2,655E-02	-,5927	-,3985	
	Finesse All Ceramic	-,3976(*)	2,655E-02	-,4618	-,3334	
	Targis	-,1046(*)	2,655E-02	-,1447	-6,4456E-02	
	Tetric Ceram HB	-,1126(*)	2,655E-02	-,1573	-6,7918E-02	

* The mean difference is significant at the .05 level.

Ek 8: Restoratif materyal örneklerde oluşan hacim kaybının Dunnet C Testi tablosu.

Değişken	(I) Materyal	(J) Materyal	İki Ortalama Arsındaki Fark (I-J)	Standart Hata	95% Güven Aralığı	
					Alt Sınır	Üst Sınır
Mine İz. Kesit Alanı	Vita VMK 95	IPS Empress II	7,334E-02	2,117E-02	-2,2772E-02	,1695
		Finesse All Ceramic	-,1647(*)	2,117E-02	-,2775	-5,1793E-02
		Targis	,6345(*)	2,117E-02	,5629	,7062
		Tetric Ceram HB	,6407(*)	2,117E-02	,5690	,7125
		Tip IV Altın	,6644(*)	2,117E-02	,5930	,7358
	IPS Empress II	Vita VMK 95	-7,3340E-02	2,117E-02	-,1695	2,277E-02
		Finesse All Ceramic	-,2380(*)	2,117E-02	-,3466	-,1294
		Targis	,5612(*)	2,117E-02	,4966	,6259
		Tetric Ceram HB	,5674(*)	2,117E-02	,5026	,6322
		Tip IV Altın	,5911(*)	2,117E-02	,5267	,6554
	Finesse All Ceramic	Vita VMK 95	,1647(*)	2,117E-02	5,179E-02	,2775
		IPS Empress II	,2380(*)	2,117E-02	,1294	,3466
		Targis	,7992(*)	2,117E-02	,7116	,8868
		Tetric Ceram HB	,8054(*)	2,117E-02	,7177	,8931
		Tip IV Altın	,8291(*)	2,117E-02	,7416	,9165
	Targis	Vita VMK 95	-,6345(*)	2,117E-02	-,7062	-,5629
		IPS Empress II	-,5612(*)	2,117E-02	-,6259	-,4966
		Finesse All Ceramic	-,7992(*)	2,117E-02	-,8868	-,7116
		Tetric Ceram HB	6,190E-03	2,117E-02	-3,1410E-03	1,552E-02
		Tip IV Altın	2,984E-02(*)	2,117E-02	2,363E-02	3,605E-02
	Tetric Ceram HB	Vita VMK 95	-,6407(*)	2,117E-02	-,7125	-,5690
		IPS Empress II	-,5674(*)	2,117E-02	-,6322	-,5026
		Finesse All Ceramic	-,8054(*)	2,117E-02	-,8931	-,7177
		Targis	-6,1900E-03	2,117E-02	-1,5521E-02	3,141E-03
		Tip IV Altın	2,365E-02(*)	2,117E-02	1,622E-02	3,108E-02
Tip IV Altın	Vita VMK 95	-,6644(*)	2,117E-02	-,7358	-,5930	
	IPS Empress II	-,5911(*)	2,117E-02	-,6554	-,5267	
	Finesse All Ceramic	-,8291(*)	2,117E-02	-,9165	-,7416	
	Targis	-2,9840E-02(*)	2,117E-02	-3,6053E-02	-2,3627E-02	
	Tetric Ceram HB	-2,3650E-02(*)	2,117E-02	-3,1079E-02	-1,6221E-02	

* The mean difference is significant at the .05 level.

Ek 9: Mine örneklerde oluşan izdüşüm kesit alanı kaybının Dunnet C Testi tablosu.

Değişken	(I) Materyal	(J) Materyal	İki Ortalama Arsındaki Fark (I-J)	Standart Hata	95% Güven Aralığı	
					Alt Sınır	Üst Sınır
Rest. T. Kesit Alanı	Vita VMK 95	IPS Empress II	-2,9100E-03	4,621E-03	-2,2533E-02	1,671E-02
		Finesse All Ceramic	3,200E-04	4,621E-03	-2,6245E-02	2,688E-02
		Targis	4,105E-02(*)	4,621E-03	2,122E-02	6,088E-02
		Tetric Ceram HB	4,039E-02(*)	4,621E-03	2,055E-02	6,023E-02
		Tip IV Altın	5,615E-02(*)	4,621E-03	3,717E-02	7,513E-02
	IPS Empress II	Vita VMK 95	2,910E-03	4,621E-03	-1,6713E-02	2,253E-02
		Finesse All Ceramic	3,230E-03	4,621E-03	-1,6160E-02	2,262E-02
		Targis	4,396E-02(*)	4,621E-03	3,600E-02	5,192E-02
		Tetric Ceram HB	4,330E-02(*)	4,621E-03	3,530E-02	5,130E-02
		Tip IV Altın	5,906E-02(*)	4,621E-03	5,352E-02	6,460E-02
	Finesse All Ceramic	Vita VMK 95	-3,2000E-04	4,621E-03	-2,6885E-02	2,624E-02
		IPS Empress II	-3,2300E-03	4,621E-03	-2,2620E-02	1,616E-02
		Targis	4,073E-02(*)	4,621E-03	2,113E-02	6,033E-02
		Tetric Ceram HB	4,007E-02(*)	4,621E-03	2,046E-02	5,968E-02
		Tip IV Altın	5,583E-02(*)	4,621E-03	3,709E-02	7,457E-02
	Targis	Vita VMK 95	-4,1050E-02(*)	4,621E-03	-6,0877E-02	-2,1223E-02
		IPS Empress II	-4,3960E-02(*)	4,621E-03	-5,1923E-02	-3,5997E-02
		Finesse All Ceramic	-4,0730E-02(*)	4,621E-03	-6,0327E-02	-2,1133E-02
		Tetric Ceram HB	-6,6000E-04	4,621E-03	-9,1503E-03	7,830E-03
		Tip IV Altın	1,510E-02(*)	4,621E-03	8,874E-03	2,133E-02
	Tetric Ceram HB	Vita VMK 95	-4,0390E-02(*)	4,621E-03	-6,0232E-02	-2,0548E-02
		IPS Empress II	-4,3300E-02(*)	4,621E-03	-5,1301E-02	-3,5299E-02
		Finesse All Ceramic	-4,0070E-02(*)	4,621E-03	-5,9682E-02	-2,0458E-02
		Targis	6,600E-04	4,621E-03	-7,8303E-03	9,150E-03
		Tip IV Altın	1,576E-02(*)	4,621E-03	9,485E-03	2,203E-02
	Tip IV Altın	Vita VMK 95	-5,6150E-02(*)	4,621E-03	-7,5134E-02	-3,7166E-02
		IPS Empress II	-5,9060E-02(*)	4,621E-03	-6,4601E-02	-5,3519E-02
		Finesse All Ceramic	-5,5830E-02(*)	4,621E-03	-7,4574E-02	-3,7086E-02
Targis		-1,5100E-02(*)	4,621E-03	-2,1326E-02	-8,8738E-03	
Tetric Ceram HB		-1,5760E-02(*)	4,621E-03	-2,2035E-02	-9,4855E-03	

* The mean difference is significant at the .05 level.

Ek 10: Restoratif materyal örneklerde oluşan tarama kesit alanı kaybının Dunnett C Testi tablosu.

Değişken	(I) Materyal	(J) Materyal	İki Ortalama Arasındaki Fark (I-J)	Standart Hata	95% Güven Aralığı	
					Alt Sınır	Üst Sınır
Mine Dikey Boyut Kaybı	Vita VMK 95	IPS Empress II	4,200E-02	2,253E-02	-6,7009E-02	,1510
		Finesse All Ceramic	-,1341(*)	2,253E-02	-,2638	-4,4230E-03
		Targis	,4899(*)	2,253E-02	,3883	,5915
		Tetric Ceram HB	,5139(*)	2,253E-02	,4134	,6144
		Tip IV Altın	,5561(*)	2,253E-02	,4557	,6565
	IPS Empress II	Vita VMK 95	-4,2000E-02	2,253E-02	-,1510	6,701E-02
		Finesse All Ceramic	-,1761(*)	2,253E-02	-,2694	-8,2795E-02
		Targis	,4479(*)	2,253E-02	,4009	,4949
		Tetric Ceram HB	,4719(*)	2,253E-02	,4273	,5165
		Tip IV Altın	,5141(*)	2,253E-02	,4698	,5584
	Finesse All Ceramic	Vita VMK 95	,1341(*)	2,253E-02	4,423E-03	,2638
		IPS Empress II	,1761(*)	2,253E-02	8,280E-02	,2694
		Targis	,6240(*)	2,253E-02	,5395	,7085
		Tetric Ceram HB	,6480(*)	2,253E-02	,5648	,7312
		Tip IV Altın	,6902(*)	2,253E-02	,6072	,7732
	Targis	Vita VMK 95	-,4899(*)	2,253E-02	-,5915	-,3883
		IPS Empress II	-,4479(*)	2,253E-02	-,4949	-,4009
		Finesse All Ceramic	-,6240(*)	2,253E-02	-,7085	-,5395
		Tetric Ceram HB	2,400E-02(*)	2,253E-02	3,260E-03	4,474E-02
		Tip IV Altın	6,620E-02(*)	2,253E-02	4,614E-02	8,626E-02
	Tetric Ceram HB	Vita VMK 95	-,5139(*)	2,253E-02	-,6144	-,4134
		IPS Empress II	-,4719(*)	2,253E-02	-,5165	-,4273
		Finesse All Ceramic	-,6480(*)	2,253E-02	-,7312	-,5648
		Targis	-2,4000E-02(*)	2,253E-02	-4,4740E-02	-3,2596E-03
		Tip IV Altın	4,220E-02(*)	2,253E-02	2,879E-02	5,561E-02
	Tip IV Altın	Vita VMK 95	-,5561(*)	2,253E-02	-,6565	-,4557
		IPS Empress II	-,5141(*)	2,253E-02	-,5584	-,4698
		Finesse All Ceramic	-,6902(*)	2,253E-02	-,7732	-,6072
		Targis	-6,6200E-02(*)	2,253E-02	-8,6261E-02	-4,6139E-02
		Tetric Ceram HB	-4,2200E-02(*)	2,253E-02	-5,5610E-02	-2,8790E-02

* The mean difference is significant at the .05 level.

Ek 11: Mine örneklerde oluşan dikey boyut kaybının Dunnet C Testi tablosu.

Değişken	(I) Materyal	(J) Materyal	İki Ortalama Arsındaki Fark (I-J)	Standart Hata	95% Güven Aralığı	
					Alt Sınır	Üst Sınır
Rest. Dikey Boyut Kaybı	Vita VMK 95	IPS Empress II	-4,1400E-03	4,315E-03	-1,6636E-02	8,356E-03
		Finesse All Ceramic	-2,1000E-04	4,315E-03	-1,4340E-02	1,392E-02
		Targis	-2,9100E-03	4,315E-03	-2,3154E-02	1,733E-02
		Tetric Ceram HB	5,810E-03	4,315E-03	-6,1237E-03	1,774E-02
		Tip IV Altın	2,307E-02(*)	4,315E-03	1,389E-02	3,225E-02
	IPS Empress II	Vita VMK 95	4,140E-03	4,315E-03	-8,3556E-03	1,664E-02
		Finesse All Ceramic	3,930E-03	4,315E-03	-1,0631E-02	1,849E-02
		Targis	1,230E-03	4,315E-03	-1,9317E-02	2,178E-02
		Tetric Ceram HB	9,950E-03	4,315E-03	-2,4902E-03	2,239E-02
		Tip IV Altın	2,721E-02(*)	4,315E-03	1,738E-02	3,704E-02
	Finesse All Ceramic	Vita VMK 95	2,100E-04	4,315E-03	-1,3920E-02	1,434E-02
		IPS Empress II	-3,9300E-03	4,315E-03	-1,8491E-02	1,063E-02
		Targis	-2,7000E-03	4,315E-03	-2,4280E-02	1,888E-02
		Tetric Ceram HB	6,020E-03	4,315E-03	-8,0614E-03	2,010E-02
		Tip IV Altın	2,328E-02(*)	4,315E-03	1,144E-02	3,512E-02
	Targis	Vita VMK 95	2,910E-03	4,315E-03	-1,7334E-02	2,315E-02
		IPS Empress II	-1,2300E-03	4,315E-03	-2,1777E-02	1,932E-02
		Finesse All Ceramic	2,700E-03	4,315E-03	-1,8880E-02	2,428E-02
		Tetric Ceram HB	8,720E-03	4,315E-03	-1,1490E-02	2,893E-02
		Tip IV Altın	2,598E-02(*)	4,315E-03	7,262E-03	4,470E-02
	Tetric Ceram HB	Vita VMK 95	-5,8100E-03	4,315E-03	-1,7744E-02	6,124E-03
		IPS Empress II	-9,9500E-03	4,315E-03	-2,2390E-02	2,490E-03
		Finesse All Ceramic	-6,0200E-03	4,315E-03	-2,0101E-02	8,061E-03
		Targis	-8,7200E-03	4,315E-03	-2,8930E-02	1,149E-02
		Tip IV Altın	1,726E-02(*)	4,315E-03	8,152E-03	2,637E-02
	Tip IV Altın	Vita VMK 95	-2,3070E-02(*)	4,315E-03	-3,2253E-02	-1,3887E-02
		IPS Empress II	-2,7210E-02(*)	4,315E-03	-3,7042E-02	-1,7378E-02
		Finesse All Ceramic	-2,3280E-02(*)	4,315E-03	-3,5121E-02	-1,1439E-02
		Targis	-2,5980E-02(*)	4,315E-03	-4,4698E-02	-7,2622E-03
		Tetric Ceram HB	-1,7260E-02(*)	4,315E-03	-2,6368E-02	-8,1523E-03

* The mean difference is significant at the .05 level.

Ek 12: Restoratif materyal örneklerde oluşan dikey boyut kaybının Dunnet C Testi tablosu.

Değişken	(I) Materyal	İki Ortalama Arsındaki Fark (I-J)	Standart Hata	95% Güven Aralığı	
				Alt Sınır	Üst Sınır
Vita VMK 95	IPS Empress II	3,786E-02	2,246E-02	-7,0225E-02	,1459
	Finesse All Ceramic	-,1343(*)	2,246E-02	-,2616	-7,0524E-03
	Targis	,4870(*)	2,246E-02	,3817	,5923
	Tetric Ceram HB	,5197(*)	2,246E-02	,4175	,6219
	Tip IV Altın	,5792(*)	2,246E-02	,4780	,6803
IPS Empress II	Vita VMK 95	-3,7860E-02	2,246E-02	-,1459	7,022E-02
	Finesse All Ceramic	-,1722(*)	2,246E-02	-,2594	-8,4930E-02
	Targis	,4491(*)	2,246E-02	,3990	,4992
	Tetric Ceram HB	,4819(*)	2,246E-02	,4388	,5249
	Tip IV Altın	,5413(*)	2,246E-02	,5008	,5818
Finesse All Ceramic	Vita VMK 95	,1343(*)	2,246E-02	7,052E-03	,2616
	IPS Empress II	,1722(*)	2,246E-02	8,493E-02	,2594
	Targis	,6213(*)	2,246E-02	,5375	,7051
	Tetric Ceram HB	,6540(*)	2,246E-02	,5742	,7338
	Tip IV Altın	,7135(*)	2,246E-02	,6350	,7919
Targis	Vita VMK 95	-,4870(*)	2,246E-02	-,5923	-,3817
	IPS Empress II	-,4491(*)	2,246E-02	-,4992	-,3990
	Finesse All Ceramic	-,6213(*)	2,246E-02	-,7051	-,5375
	Tetric Ceram HB	3,272E-02	2,246E-02	-2,8331E-03	6,827E-02
	Tip IV Altın	9,218E-02(*)	2,246E-02	5,976E-02	,1246
Tetric Ceram HB	Vita VMK 95	-,5197(*)	2,246E-02	-,6219	-,4175
	IPS Empress II	-,4819(*)	2,246E-02	-,5249	-,4388
	Finesse All Ceramic	-,6540(*)	2,246E-02	-,7338	-,5742
	Targis	-3,2720E-02	2,246E-02	-6,8273E-02	2,833E-03
	Tip IV Altın	5,946E-02(*)	2,246E-02	3,952E-02	7,940E-02
Tip IV Altın	Vita VMK 95	-,5792(*)	2,246E-02	-,6803	-,4780
	IPS Empress II	-,5413(*)	2,246E-02	-,5818	-,5008
	Finesse All Ceramic	-,7135(*)	2,246E-02	-,7919	-,6350
	Targis	-9,2180E-02(*)	2,246E-02	-,1246	-5,9756E-02
	Tetric Ceram HB	-5,9460E-02(*)	2,246E-02	-7,9404E-02	-3,9516E-02

* The mean difference is significant at the .05 level.

Ek 13: Mine ve restoratif materyal örneklerde oluşan toplam dikey boyut kaybının Dunnet C Testi tablosu.