

**YILDIZ TEKNİK ÜNİVERSİTESİ
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**

**GELENEKSEL ve YENİ METOD İLE YAPIŞTIRMA
PORSELEN LAMİNE VENERLERDE KENAR
ADAPTASYONUNUN İNCELENMESİ**

Metalurji ve Malzeme Müh. Tuğçe TAŞELİ

**FBE Biyomühendislik Anabilim Dalında
Hazırlanan**

YÜKSEK LİSANS TEZİ

Tez Danışmanı : Yrd. Doç. Dr. A. Binnaz HAZAR (YTÜ)

İSTANBUL, 2006

İÇİNDEKİLER

	Sayfa
SİMGE LİSTESİ	iv
KISALTMA LİSTESİ.....	v
ŞEKİL LİSTESİ.....	vi
ÇİZELGE LİSTESİ	ix
ÖNSÖZ	x
ÖZET	xi
1. DİŞİN YAPISI	1
1.1 GİRİŞ	1
1.2 Dişin Yapısı.....	2
1.3 Dişin Yapısında Yer Alan Tabakaların Özellikleri	3
1.3.1 Mine	3
1.3.2 Dentin.....	4
1.3.3 Pulpa (diş özü).....	6
1.3.4 Sement.....	6
1.3.5 Diş Etinin Yapısı	6
1.4 Dişlerin Çene Kemiğine Tutunma Mekanizması	9
2. SERAMİKLER.....	12
2.1 Seramiklerin Üretimi	12
2.1.1 Hammadde Hazırlama	12
2.1.2 Şekillendirme.....	13
3. DENTAL SERAMİKLER	17
3.1 Dental Porselenin Yapısı.....	20
3.2 IPS-Empress	23
4. PORSELEN LAMİNE VENERLER.....	25
4.1 Lamine Venerlerin Tarihçesi.....	26
4.1.1 Direkt Yöntem	26
4.1.2 Yarı-Direkt Yöntem (Semi-Direct Method).....	28
4.1.3 İndirekt Yöntem (Indirect Method)	28
4.2 Biyouyumluluk	31
5. DİŞ HAZIRLAMA	33
5.1 Diş Hazırlama Yöntemleri	34
5.1.1 Labial Uzaklaştırma- Preperasyon Derinliği.....	34
5.1.2 İnsisal Uzaklaştırma (Insisal removal)	35
5.1.3 İnterproksimal Uzaklaştırma	38
5.1.4 Servikal Bitim Çizgileri	38
5.2 Yapıştırma Teknikleri	39

5.2.1	Yapıştırma Tekniğinin Tarihçesi	39
5.2.2	Bağlanma Yöntemleri	41
5.2.2.1	Mineye Bağlanma.....	42
5.2.2.2	Dentine Bağlanma	43
5.2.3	Kimyasal Bağlanma Mekanizmaları.....	45
5.2.3.1	Hidroksiapatite bağlanma	46
5.2.3.2	Kollajene bağlanma	48
5.2.4	Yapıştırma Yöntemleri.....	48
5.2.4.1	Geleneksel Yöntem.....	49
5.2.4.2	Yeni Yöntem	49
5.3	Kenar Uyumu (Marjinal Adaptasyon)	50
6.	DENEYSEL ÇALIŞMALAR	52
6.1	Diş Hazırlama.....	55
6.1.1	İnsisal Uzaklaştırma.....	55
6.1.2	Fasial Uzaklaştırma	56
6.2	Replika Oluşturulması	60
6.3	Seramik Vener Üretimi	60
6.4	Seramik Venerlerin Yapıştırılması	66
7.	DENEY SONUÇLARI ve TARTIŞMA.....	73
	KAYNAKLAR.....	89
	ÖZGEÇMİŞ.....	93

SİMGE LİSTESİ

g	gram
kg	kilogram
mm	milimetre
µm	mikrometre
µm	mikrometre
N	newton

KISALTMA LİSTESİ

SEM	Taramalı elektron mikroskobu
PLV	Porselen lamine vener
HA, HAP	Kalsiyum hidroksiapatit
DCPA	Dibazik kalsiyum fosfat anhidrat
DCPD	ibazik kalsiyum fosfat dihidrat
PAA	Poliakrilik Asit
TCP	Tribazik kalsiyum fosfat
ACP	Amorf kalsiyum fosfat
OCP	Oktakalsiyum fosfat
FA	Floroapatit
MPa	Megapaskal
E	Elastiklik modülü
USPHS	Birleşmiş milletler kamu sağlık servisi
NPG-GMA	N-fenilglisinglisidilmetakrilat

ŞEKİL LİSTESİ

	Sayfa
Şekil 1.1	Dişin anatomisi [1]..... 2
Şekil 1.2	Dişin yapısı (Gemalmaz, 2003). 3
Şekil 1.3	Diş minesinin prizmalarının SEM görüntüsü (McCabe, 1998). 4
Şekil 1.4	Dentin tübüllerinin SEM görüntüsü (McCabe, 1998). 5
Şekil 1.5	Smear Tabakası [3]. 5
Şekil 1.6	Dentin ve mine tabakaları için gerilme-gerinim eğrisi, [BG: basma gerilmesi, OL: orantı limiti, E: elastiklik modülü] (Mano vd, 2004). 8
Şekil 2.1	Seramik tanelerin kuru preslenmesi: (a) ve (b) doldurma, (c) presleme, (d) kalıptan çıkartma (Smith, 1996). 14
Şekil 2.2	Seramik şekillerin asıltı dökümü. (a) Alçı kalıp içinde boşaltılmalı döküm, (b) Dolu döküm (Smith, 1996). 15
Şekil 2.3	Ekstrüzyon makinesinin kesiti (Smith, 1996). 16
Şekil 3.1.	Dental seramiklerin kuvvetlendirilme mekanizmalarına göre sınıflandırması (Çelik, 1999; Elkawash, 2005). 19
Şekil 3.2	Silisyum ve oksijen atomlarından oluşan porselen yapısı (Gemalmaz, 2005). 21
Şekil 3.3	Camın yapısına katılan oksitlerin yapıya etkisi (Gemalmaz, 2005). 22
Şekil 3.4	Camın tetrahedral yapısı (Gemalmaz, 2005). 23
Şekil 5.1	Lamine viner hazırlama şekilleri: (a) Pencere Tipi, (b) Feathered, (c) Eğme (d) Overlap (Gür, 2004) 36
Şekil 5.2	Dentin-kompozit temas yüzeyinin konfokal mikroskop görüntüsü: smear tabakası tam olarak uzaklaştırılamamış olduğundan, dentin tübülleri kompozit ile tam olarak doldurulamamış ve hibrit tabaka net olarak görüntülenememiştir (Pióch, 1996). 42
Şekil 5.3	Mine 30 saniye süre ile asitle pürüzlendirildikten sonra oluşan madde kaybının SEM görüntüsü: sol alt taraf; asitle pürüzlendirilmiş mine; sol üst taraf; pürüzlendirilmemiş mine, seviye farkının yüksekliği (oklarla gösterilen); madde kaybı, sağ taraf; asitle pürüzlendirilmiş minenin daha büyük görüntüsü (Gürel, 2004). 43
Şekil 5.5	a) Kompozit-dentin arası boşluk ve b) demineralize dentin tübüllerinin içine penetre olmuş kompozitin konfokal (Confocal) mikroskop görüntüsü (Pióch, 2001). 45
Şekil 5.6	Dentin bağlama ajanının genel formülü: M; metakrilat grubu, R; dişe bağlanan grup [8]. 46
Şekil 5.7	Aminokarboksilat esaslı bağlama ajanının kimyasal bağlanması [8]. 46
Şekil 5.8	Fosfat esaslı bağlama ajanının kimyasal bağlanması [8]. 47
Şekil 5.9	Karboksilat esaslı bağlama ajanının kimyasal bağlanması [8]. 47
Şekil 5.10	Kollajene kimyasal bağlantı [8]. 48
Şekil 6.1	Simantasyon çizgisi (a) ve bu çizginin 2 mm altından (b) yapılmış işaretleme. 53
Şekil 6.2	Ortodontik tel kullanılarak kalıbın ortasına yerleştirilmiş dişin görüntüsü. 53
Şekil 6.3	Dişlerin epoksi ile kalıplanması. 54
Şekil 6.4	Epoksi reçinenin silikon kalıplara dökülmesi. 54
Şekil 6.5	Epoksi ile kalıplanmış diş numuneleri. 55
Şekil 6.6	Kalıptan çıkartılmış dişin görüntüsü. 55
Şekil 6.7	Pergelle uzunluk ölçümü. 56
Şekil 6.8	Elmas dikenli fisürle yivlerin derinliğinin belirlenmesi. 56

Şekil 6.9	Yivlerinin araları düzeltilmiş ve temizlenmiş diş yüzeyi.	56
Şekil 6.10	Fasial uzaklaştırma işlemi.....	57
Şekil 6.11	Yivlerin oluşturulması.	57
Şekil 6.12	Yivlerin arasından minenin uzaklaştırılması.....	58
Şekil 6.13	Yivlere ikinci uygulama işlemi.	58
Şekil 6.14	Yivlerin arasındaki mine tabakasının uzaklaştırılması işlemi.....	58
Şekil 6.15	Preperasyonun bitirilmesi işlemi.....	58
Şekil 6.16	Preperasyonun son şekli a) fasial yüzey, b) insisal yüzey	58
Şekil 6.17	Opti Bond-FL marka yapıştırıcı.....	59
Şekil 6.18-a-	Dentin yüzeyinin dağlanması işlemi.	59
Şekil 6.18-b-	Dentin yüzeyinin dağlandıktan sonraki görüntüsü.	59
Şekil 6.19	Dağlanmış yüzeye primer uygulaması.	59
Şekil 6.20	Primer uygulanmış yüzeye yapıştırıcı uygulaması.	59
Şekil 6.21	Işık ile yapıştırıcının sertleştirilmesi.	59
Şekil 6.22	Mine marjininin temizlenmesi.	60
Şekil 6.23	Preperasyonun bitiminden sonra dişin görüntüsü.	60
Şekil 6.24	Dişin replikasını almak üzere hazırlanmış ölçü kalıpları.	60
Şekil 6.25	Tekli balmumu modeli a) labial yüzey, b) lingual yüzey.....	61
Şekil 6.26	İkili balmumu modeli.	62
Şekil 6.27	Vakumlu karıştırıcı.....	62
Şekil 6.28	Manşet içindeki modelin üzerine Empress dökülerek kalıplanması.	62
Şekil 6.29	Manşetler.	63
Şekil 6.30	Manşetin kapağının uzaklaştırılması.	63
Şekil 6.31	Ön ısıtma fırını.	63
Şekil 6.32	Empress ingotlar.	64
Şekil 6.33	Presleme Fırını.	64
Şekil 6.34	Empress ingotların kalıp boşluğuna yerleştirilmesi a) 1. kademe, b) 2. kademe, c) 3. kademe, d) 4. kademe.	64
Şekil 6.35	Kalıbın üzerindeki pistonun uzunluğunun ölçülmesi.....	65
Şekil 6.36	Ayırma diski ile ingotun kesilmesi a) 1. kademe, b) 2. kademe.....	65
Şekil 6.37	Kumlama makinası.....	65
Şekil 6.38	Kumlama işlemi.	65
Şekil 6.39	Alçı üzerine yerleştirilmiş lamine.	66
Şekil 6.40	Diş üzerine yerleştirilmiş lamine.	66
Şekil 6.41	Düz yüzey oluşturma ve yapışkanlı mumun uygulanması.	67
Şekil 6.42	Seramik yüzeyinin asitle dağlanması.	67
Şekil 6.43	Seramik yüzeyinin yıkanması.....	68
Şekil 6.44	Diş yüzeyine silan uygulanması.....	68
Şekil 6.45	Bağlama ajanının uygulanması.	68
Şekil 6.46	Diş yüzeyinin asitle dağlanması	68
Şekil 6.47	Asit uygulanmış diş.....	68
Şekil 6.48	Primerin uygulanması.	68
Şekil 6.49	Yapıştırıcının uygulanması.....	69
Şekil 6.50	Astar simanın uygulanması.	69
Şekil 6.51	Işıkla serleştirme.	69
Şekil 6.52	Gliserin uygulaması.	69
Şekil 6.53	Lamine vener kaplanmış dişin a) labial yüzeyi, b) insisal yüzeyi.	69
Şekil 6.54	Yapıştırıcı yüzeyin pürüzlendirilmesi.	70
Şekil 6.55	Yüzeyi pürüzlendirilmiş diş.....	70

Şekil 6.56	a) Mine marjinin dağlanması , b) dağlanan minenin insisal görünümü.	70
Şekil 6.57	Yapıştırıcı uygulanması.	70
Şekil 6.58	Lamine venerin bitirilmesi a) 1.kademe, b) 2 kademe.	71
Şekil 6.59	Parlatma işlemi.	71
Şekil 6.60	Parlatılmış diş.	71
Şekil 6.61	Isıl çevrim cihazı.	71
Şekil 7.1	1 numaralı dişe lingual (a), labial (b) ve interproximal (c) yüzeylerdeki yapışma kalitesinin SEM görüntüsü, (A: Düzgün Yapışma, B: Boşluk).	74
Şekil 7.2	2 numaralı dişe lingual (a), labial (b) ve interproximal (c) yüzeylerdeki yapışma kalitesinin SEM görüntüsü (A: Düzgün Yapışma).	75
Şekil 7.3	3 numaralı dişe lingual (a) yüzeydeki yapışma kalitesinin SEM görüntüsü (A: Düzgün Yapışma)	75
Şekil 7.4	4 numaralı dişe lingual (a) ve interproximal (c) yüzeylerdeki yapışma kalitesinin SEM görüntüsü (A: Düzgün Yapışma, B: Boşluk).	76
Şekil 7.5	5 numaralı dişe labial (b) yüzeydeki yapışma kalitesinin SEM görüntüsü (B: Boşluk).	76
Şekil 7.6	8 numaralı dişe lingual (a), labial (b) ve interproximal (c) yüzeylerdeki yapışma kalitesinin SEM görüntüsü (A: Düzgün Yapışma, B: Boşluk).	77
Şekil 7.7	9 numaralı dişin interproximal (c) yüzeyindeki yapışma kalitesinin SEM görüntüsü (A: Düzgün Yapışma).	78
Şekil 7.8	10 numaralı dişin lingual (a) ve interproximal (c) yüzeylerindeki yapışma kalitesinin SEM görüntüsü (A: Düzgün Yapışma, B: Boşluk).	78
Şekil 7.9	11 numaralı dişin lingual (a), ve interproximal (c) yüzeylerindeki yapışma kalitesinin SEM görüntüsü (A: Düzgün Yapışma, B: Boşluk).	79
Şekil 7.10	13 numaralı dişin labial (b) yüzeyindeki yapışma kalitesinin SEM görüntüsü (B: Boşluk).	79
Şekil 7.11	14. numaralı dişe ait labial (b) ve interproximal (c) yüzeylerdeki yapışma kalitesinin SEM görüntüsü (B: Boşluk).	80
Şekil 7.12	15 numaralı dişin interproximal (c) yüzeyindeki yapışma kalitesinin SEM görüntüsü. (A: Düzgün Yapışma)	81
Şekil 7.13	16 numaralı dişin labial (b) ve interproximal (c) yüzeylerindeki yapışma kalitesinin SEM görüntüsü (A: Düzgün Yapışma).	81
Şekil 7.15	19 numaralı dişin interproximal (c) yüzeyindeki yapışma kalitesinin SEM görüntüsü (A: Düzgün Yapışma, C: Tanımsız)	82
Şekil 7.16	22 numaralı dişin lingual (a) ve interproximal (c) yüzeylerindeki yapışma kalitesinin SEM görüntüsü (B: Boşluk)	83
Şekil 7.17	27 numaralı dişe labial (b), ve interproximal (c) yüzeylerdeki yapışma kalitesinin SEM görüntüsü (A: Düzgün Yapışma, B: Boşluk).	84
Şekil 7.18	Single Bond + Rely X Unicem Maxicaps ile yapıştırılmış bir numunede iyi marjinal uyum gösteren SEM fotoğrafı (Ibarra, 2006).	87
Şekil 7.19	Mine ile siman ara yüzeyinde boşluk oluşumunu gösteren SEM görüntüsü (Ibarra, 2006).	87
Şekil 7.20	Mine ile siman ara yüzeyinde iyi marjinal uyumu gösteren SEM görüntüsü (Ibarra, 2006).	88

ÇİZELGE LİSTESİ

	Sayfa
Çizelge1.1 Dentin ve Mine Tabakalarının Basma Özellikleri (Anusavice, 1996).....	7
Çizelge 1.2 Sert dokulara ait mekanik özellikler (Şahin, 2000).....	10
Çizelge 1.3 Yumuşak dokuya ait mekanik özellikler (Şahin, 2000)	11
Çizelge 3.1 Empressin Bileşimi (Elkawash, 2005).	24
Çizelge 4.1 Direkt yöntemle uygulanan restoratif malzemelerin özellikleri (Kükrer, 2002; Saito vd, 1999).	27
Çizelge 4.2 USPHS klinik değerlendirme sistemi (Kükrer, 2002).....	30
Çizelge 4.3 Dental Restoratif Malzemelerin Biyouyumluluklarının Karşılaştırılması [5]..	32
Çizelge 7.1 1. ve 2. grup numunelerin yapışma kalitelerinin oranları.....	85

ÖNSÖZ

Tez çalışmalarım boyunca bendenengin bilgilerini ve sonsuz sabrını eksik etmeyip, her aşamada çalışmalarına destek ve yön veren tez danışmanım Yrd. Doç. Dr. A. Binnaz (YORUÇ) HAZAR'a teşekkürlerimi sunarım.

Derin bilgi ve deneyimlerinden yararlandığım Biyomühendislik Ana Bilim Dalı Başkanı Sayın Prof. Dr. Mehmet Mustafaev Akdeste'ye saygı ve şükranlarımı sunarım.

Deneyisel çalışmalarım sırasında bilgilerini ve yardımlarını benden esirgemeyen sayın Prof. Dr. Deniz GEMALMAZ'a, teşekkür ederim.

SEM çalışmalarım sırasında yardımlarını gördüğüm Uzman Polat TOPUZ'a, Hend ELKAWASH'a, Kaan KIRAÇ'a, Dt. Yakup GÜLNAHAR'a, N&R Dış Laboratuvarı'na, Burçak KALDIRIMCI'ya, Gantenbein Ticaret'e, Era Metalurji San ve Tic. Ltd. Şti'ne ve saygı değer patronum Dr. Mehmet CİNGİ'ye sonsuz teşekkürlerimi sunarım.

Ayrıca tüm eğitim-öğretim hayatım boyunca benden maddi ve manevi desteğini esirgemeyip, iyi ve kötü günümde bana destek veren sevgili babam Mete TAŞELİ, annem Rahşan TAŞELİ ve kardeşim Ayça TAŞELİ'ye sonsuz sevgi ve teşekkürlerimi sunarım.

ÖZET

Bu çalışmanın amacı, geleneksel ve yeni yapıştırma yöntemi uygulanmış porselen lamine venerlerin diş ile marjinal adaptasyonlarını kıyaslamalı bir şekilde incelenmesidir. Bu çalışmada, hastaların ağızlarından çıkartılmış 20 adet üst santral diş kullanılmıştır. Dişlerin ön ve ısırma yüzeyleri aşındırılarak hazırlama işlemi uygulanmış ve ardından iki farklı yöntemle yapıştırma işlemine tabi tutulmuştur.

Her iki yöntemle porselen lamine vener uygulanmış dişler, düşük vakum altında SEM (taramalı elektron mikroskop) ile 35, 150 ve 200 büyütme altında incelenmiş ve yapışma kalitelerine göre; düzgün yapışma, boşluk oluşumu ve tanımlanamayan görüntü olmak üzere 3 ayrı kategoride değerlendirilmiştir.

Yapılan deneyler sonucunda geleneksel ve yeni yapıştırma yöntemleri uygulanmış dişlerin yapışma kaliteleri arasında önemli bir fark belirlenmemiştir. Her iki yöntemde de klinik açıdan yaklaşık olarak %50 yapışma kalitesi belirlenmiştir.

Anahtar kelimeler: porselen lamine vener, marjinal adaptasyon, yapışma, geleneksel yöntem, yeni yöntem.

ABSTRACT

The aim of this study is to investigate the marginal adaptation between porcelain laminate veneers and human teeth, bonded with conventional and new bonding method, comparatively. In this study, 20 anterior teeth, which are taken from human mouth, are used. The teeth are prepared with the material removal from facial and insisor faces of teeth and then treated with two different bonding methods.

In both methods, porcelain laminate veneer treated teeth are investigated under low vakum SEM (scanning elektron microscope) with 35, 150 and 200 times magnifications and evaluated in three different classes as perfect marginal adaptation, gap formation and undetectable view, according to their bonding quality.

No serious difference is determined between conventional bonding method and new bonding method by the results of the investigations. In both methods, clinically %50 bonding success is determined.

Keywords: porcelain laminate veneers, marginal adaptation, bonding, conventional method, new method.

1. DİŞİN YAPISI

1.1 GİRİŞ

Dışhekimliği kavramı son 30 yıl içerisinde belirgin olarak değişmiş ve tamamen yeni bir restoratif dişhekimliği dönemi başlamıştır. Yeni yöntemler ile diş kayıplarını yüksek oranda içeren işlemlerin yer aldığı klasik dişhekimliği çağı terkedilerek en az düzeyde invaziv işlemler ile gerçekleştirilen konservatif restorasyonlar dönemine geçilmiştir. Bu işlemler her geçen gün daha basit ve çok daha konservatif hale gelmektedir. Daha az miktarda yapılan diş preperasyonu ile daha memnuniyet verici sonuçlar elde edilmektedir.

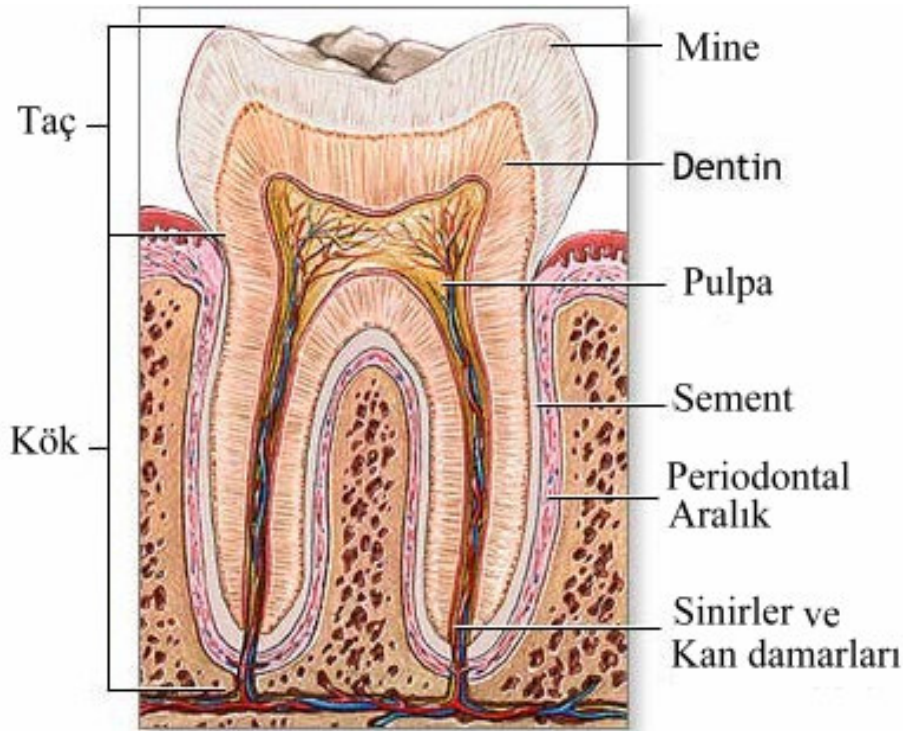
Hastaların posterior bölgede olduğu kadar anterior bölgede de estetik restorasyonlara yönelik gittikçe artan talepleri sonucunda, posterior bölge için büyük önem taşıyan güç ve direnç ile anterior bölgede arzu edilen estetik özellikleri biraraya getiren yeni malzemeler üretmek gerekliliği ortaya çıkmıştır. Porselen lamine venerler (PLV'ler) seramik kuronlar ve geleneksel metal destekli porselenlere karşı estetik alternatif haline gelmiştir. Porselen lamine venerler başarılı uygulamaları ile yüz estetiğini tamamen güzelleştiren ve koruyan restorasyonlar yapılabilmektedir. Tüm bunlara ilaveten, elde edilen değişim uzun dönemde kalıcı bir sonuç doğurur. Günümüzde porselen veneerler estetik için tercih edilen restorasyon türüdür. Doku cevabı mükemmel, yüzey özellikleri ise doğal diştekine çok yakındır. Porselen venerler doğal bir floresans özellik sergilediğinden, ışığı aynen doğal diş yapısı gibi emer, yansıtır ve iletirler.

Asitle pürüzlendirme tekniklerinin geliştirilmesiyle, venerlerin kullanım sürelerini daha da uzatmıştır. Horn, Simonsen ve Calamia; hidroflorik asitle pürüzlendirilmiş ve silanlanmış edilmiş venerin yapıştırıcı kompozit reçineye bağlanma gücünün, aynı yapıştırma reçinesinin pürüzlendirilmiş mine yüzeyine bağlanma gücünden daha fazla olduğunu göstererek, porselen veneerlere olan ilgiyi arttırmışlardır.

Porselen lamine venerlerin belki de en önemli avantajlarından birisi, peridontal reaksiyonun en az düzeyde oluşudur. Pürüzsüz biçimde bitirilmiş marjinler, periodontal sağlığın ve oral hijyenin korunmasına yardımcı olurlar.

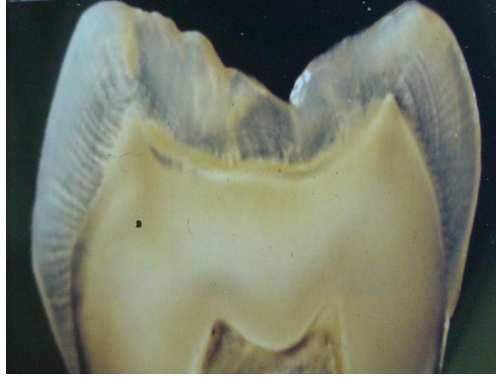
1.2 Dişin Yapısı

Ağız boşluğu; biyolojik uygulamalar için ideal bir ortamdır. Diğer bölgelere göre en belirgin avantajı, çalışma kolaylığıdır. Diş dokularının yapısı, kemiğinki ile aynıdır. Ancak, ağız içindeki malzemeler; lipidler, sakkaridler ve proteinleri içeren fizyolojik sıvılarla ve biyolojik açıdan önemli iyon türleri ile sürekli olarak etkileşim içindedirler. Ağız aynı zamanda bakteriler için uygun bir yaşam alanıdır.



Şekil1.1 Dişin anatomisi [1]

Diş, şekil 1 'de görüldüğü gibi diş birçok farklı kısımdan oluşmuş olup diş, bir çok fiziksel ve kimyasal etkileşimle karşı karşıya gelmektedir. Bunların başında; baskı gerilmesi (700N'a kadar), aşınma ve en önemlisi asidik yiyecekler ve bakteri metabolizması sonucu oluşan kimyasal saldırılar gelmektedir. Tüm bu etkilerden korunma amacıyla, dişin dentin kısmı, sert mine tabakasıyla kaplıdır [1].



Şekil 1.2 Dişin yapısı (Gemalmaz, 2003).

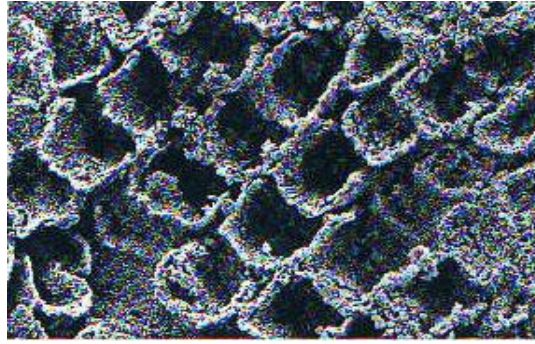
1.3 Dişin Yapısında Yer Alan Tabakaların Özellikleri

1.3.1 Mine

Vücuttaki en sert maddedir. Dişi en dıştan koruyucu bir katman olarak çevreler. İçinde sinir hücreleri olmadığı için duyarlı değildir [1]. Olgun bir mine tabakasının % 96'sı kalsiyum tuzlarından, (kalsiyum hidroksiapatit, $\text{Ca}_5(\text{PO}_4)_3(\text{OH})$); % 3'ü su ve % 1'i organik maddelerden oluşur (McCabe vd,1998; Jones, 2001;Taşeli 2003). Diş minesini altıgen “apatit” kristalleri şeklinde düzenlenmiştir [1]. Bu yapı, mine fosforik asitle pürüzlendirildiğinde en iyi şekilde görülebilir. Kristaller toplam hacmin yaklaşık %1-2'sini meydana getirir Diş yüzeyinde mm^2 'de yaklaşık olarak 20,000-30,000 prizma bulunur. Mine-dentin birleşim bölgesinde yoğunluk yaklaşık % 10 daha fazladır. Bu rakamlar odontoblast sayıları ile uyumludur (Gürel, 2004).

Minenin yapısına giren kalsiyum tuzları, organik diş üzerinde yavaş yavaş çökerek birikir ve kristalleşir. Bu birikme, ana rahminde iken başlar. Anne, gebelik süresince bazı ilaçlar alırsa veya çocuk mine teşekkülü sırasında bir hastalık geçirirse mine birikimi aksaklığa uğrayabilir. O zaman dişler sarı, gri veya kahverengi olur. Bazen de eksik (hipoplazik) teşekkül eder [1].

Mine, beyaz ve geçirgen yapıda olup, gerçek rengi dişin kesici köşelerinde belirgindir. Minenin çok ince bir katman halinde teşekkül ettiği durumlarda alttaki daha koyu bir katman olan dentin görülebilir (Taşeli, 2003).



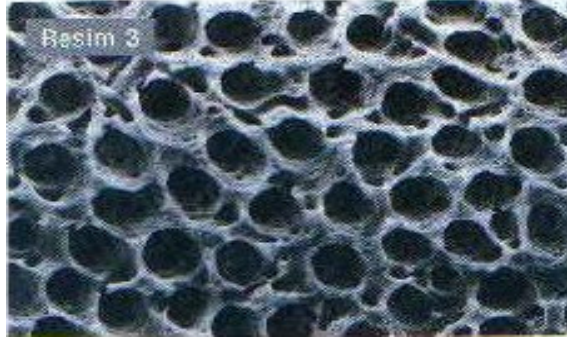
Şekil 1.3 Diş minesi prizmalarının SEM görüntüsü (McCabe, 1998).

Mine tabakasının bir grup proses sonucu oluşumuna "**amelogenesis**" denir. Ameloblast üzerindeki protein jel; kalsiyum ve fosfat iyonları bakımından çok zengin olduğundan, üzerinde kalsiyum hidroksiapatit birikimi gerçekleşir. Ameloblastların protein biriktirmeyi durdurmasıyla birlikte, apatit kristalleri büyür ve proteinler çözünür (olgunlaşma süreci). Sonuçta ameloblastlar, apatit kristallerini minece zengin sınır tabakalarına sahip prizmalar içinde yığarak çekilir. Diş oluşumu tamamlandığında, mine yapıcı hücreler kaybolur ve bu hücrelerin yeniden onarılması mümkün değildir (Jones, 2001).

Mine prizmaları ince ve uzundur ve dentin-mine arayüzeyinden, yüzeye doğru uzanır.

1.3.2 Dentin

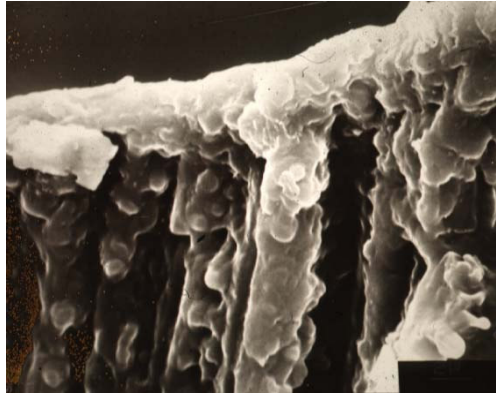
Dentin, minenin altındaki tabakadır. Yetişkin bir insan dişinin %75'ini oluşturur. Kemikle aynı yoğunluğa sahip olmasına [1,2], fiziksel ve kimyasal özellikleri bakımından kemiğe benzerlik göstermesine (Taşeli, 2003) rağmen ısıya ve dokunmaya duyarlıdır. Gerekğinde içerdiği tamir hücreleri ile yeniden dentin dokusu oluşturabilirler. Dişin asıl kitlesini dentin (fildişi) tabakası oluşturur. Dentin, taç kısmında mine; kök kısmında da sement ile örtülüdür. Dentin canlı bir yapı olup, ve % 70'i mineral tuzları; % 20'si organik madde ve % 10'u da sudan oluşur. Dentin çok sayıda kanalcık içerir [1]. Bu kanalcıklar yaklaşık olarak 0.5-4.0 μm çapta ve 10 000- 96 000 mm^{-2} yükseklikindedir (Gale vd., 1999). Bu kanalcıkların içi diş özü sınırındaki dentin yapıcı hücrelerin uzantıları olan iplikçiklerle doludur. Dentin yapan hücrelere "**odontoblast**" denir. Dentin kanalcıklarının milimetre karede sayıları 10.000'e yaklaşır. Diş; dolgu veya kaplama yapılmak için oyulup, küçültüldüğünde bu kanalcıklar açığa çıktığından soğuk, sıcak ve tat değişimleri nedeniyle ağrı duyulur.



Şekil 1.4 Dentin tübüllerinin SEM görüntüsü (McCabe,1998).

Dentinin yapısındaki odontoblastik uzantı, peritübüler dentin denilen yüksek derecede mineralize olmuş dentinal tübüllerdeki bir sıvı içerisinde yer alır. Bu tüpler, intertübüler dentin adı verilen ve daha düşük derecede mineralize olmuş bir dentin ile birbirine bağlanmış durumdadırlar. Tübüllerin dizilimi merkeze doğru olduğundan, birim yüzey alana düşen miktar değişkenlik gösterir.

Bağlanma için dentinin de kullanılacağı durumlarda, göze alınması gereken bir diğer konu ise, her işlemten sonra meydana genel smear tabakasıdır. Yaklaşık 1-7 μm 'lik bir poröz tabaka olan smear tabaka, hidroksiapatit ve değişime uğramış kolajenden oluşur. Smear tabakasının morfolojisi ve kalınlığı kullanılan aletin tipine, kullanılma yöntemine ve dentin yüzeyine bağlıdır. Dentin tübülerini kapatır ve dentin sıvısının akışına engel olur. En önemli dezavantajı, dentin yüzeyi ile herhangi bir potansiyel bağlanma ajanı arasındaki teması engellemesidir. Smear tabaka asitle pürüzlendirme ile kolaylıkla uzaklaştırılabilir; fakat bu işlem tübüller içerisindeki smear tıkaçlarını da uzaklaştırarak dentinin geçirgenliğini artırır [1].



Şekil 1.5 Smear Tabakası [3].

1.3.3 Pulpa (diş özü)

Dişin orta kısmına ve burada bulunan yumuşak dokuya verilen addır. Kökün ucuna kadar devam eder. Bu kısımda kan damarları yer alır ve bu damarlar sayesinde diş enfeksiyondan korunur ve daima aktif halde kalır. Aynı zamanda pulpada aşırı duyarlı sinir hücreleri bulunur ve bu hücreler sayesinde sıcak, soğuk ve basınç gibi duyular hissedilir (1; 2; Jones, 2001; Taşeli,2003). **“Pulpa”** adı da verilen diş özü, dentin tarafından oluşturulan bir odacık içinde yerleşen kılcal atar ve toplar damarlar; duyu sinirleri ve bütün bu yapıları koruyan bir destek dokusundan oluşur [1;2]. Pulpa tabakası içerdiği farklı tipte hücreler, kollajen lifler, sinirler, lenf ve kan damarları açısından bağ dokularına benzerlik gösterir (Jones, 2001; Taşeli, 2003).

Diş özünün dış çevresi odontoblastlarla kuşatılmıştır. Herhangi bir nedenle oluşan çürüğe karşı odontoblastlar üstün gelirlerse bu hücreler diş özü kalesini dentinle sıvarlar; yenik düşerlerse diş özü açılır ve iltihaplanır. Bu etkinlik genç insanların diş özünde daha yoğundur [1].

1.3.4 Sement

Kökün etrafını kaplayan sementoblast adı verilen hücreler sayesinde yapılanmış, kemiksi, bir tabakadır [1,2] (Jones, 2001) ve çok incedir. Diş kökünün çene kemiğine tutunmasını sağlar. %65'i inorganik maddedir. Bazen kök etrafında ve kök ucunda aşırı sement birikebilir. Buna **"Hipersementoz"** denir [1].

Diş ve kemiğin organik kısmının esas yapı malzemesi kalsiyum fosfat bileşikleridir. Kalsiyum fosfat değişik faz oranlarında bulunabilir. Örneğin; dibazik kalsiyum fosfat anhidrat, DCPA (CaHPO_4); brusit veya dibazik kalsiyum fosfat dihidrat [$\text{DCPD}:\text{CaHPO}_4 \cdot 2\text{H}_2\text{O}$]; tribazik kalsiyum fosfat [$\alpha\text{-TCP}$, $\beta\text{-TCP}:(\text{Ca}_3(\text{PO}_4)_2)$]; amorf kalsiyum fosfat, [$\text{ACP}:\text{Ca}_3(\text{PO}_4)_2 \cdot \text{XH}_2\text{O}$]; oktakalsiyum fosfat, [$\text{OCP}:\text{Ca}_8\text{H}_2(\text{PO}_4)_6 \cdot \text{H}_2\text{O}$]; hidroksiapatit [HA veya HAP: $\text{Ca}_5(\text{PO}_4)_3(\text{OH})$] ve apatitin florür içeren analogu, floroapatit [FA: $\text{Ca}_5(\text{PO}_4)_3\text{F}$] (Jones, 2001).

1.3.5 Diş Etinin Yapısı

Bir dişin dışarıdan sadece taç kısmı görülür ve diğer kısımları çene kemiği içinde gizlenmiştir; üzeri dişeti dokusu ile örtülüdür [1] (Jones, 2001).

Diş eti, kollajen lifler içeren ve keratinli epitel dokularla kaplanmış bağlayıcı bir dokudur [4]. Sert, lifli ve kan dolaşımı ile iyi beslenen bir yapı olup; normal rengi uçuk pembedir. Sert ve kemiğe sıkı-sıkıya yapışan 4-5 mm'lik dişeti daha yumuşak bir bağlantı ile yanak ve dudak

içini döşer; bu yapıya “Mukoza” denir. Yanak ve dudakların iç yüzü ile diş dizileri arasında “Vestibül” yer alır [1].

İşlev sırasında dişler yalnızca dikey değil, yanal ve anteroposterior (önden arkaya doğru) kuvvetlere de maruz kalırlar. Dikey kuvvetlerin, yanal veya anteroposterior kuvvetlerine göre orantılı olarak daha yüksek olduğu yerlerde, mevcut doku için sağlıklı koşullar ve diş için de uzun bir ömür beklenebilir. Çalışmalar, diş üzerine aşırı yüklerin binmesi durumunda dişin bu yükleri zayıflatmaması halinde kendisinin zayıfladığı ve sonunda dişin kaybına sebep olduğunu göstermiştir [1] (Tylman, 1954).

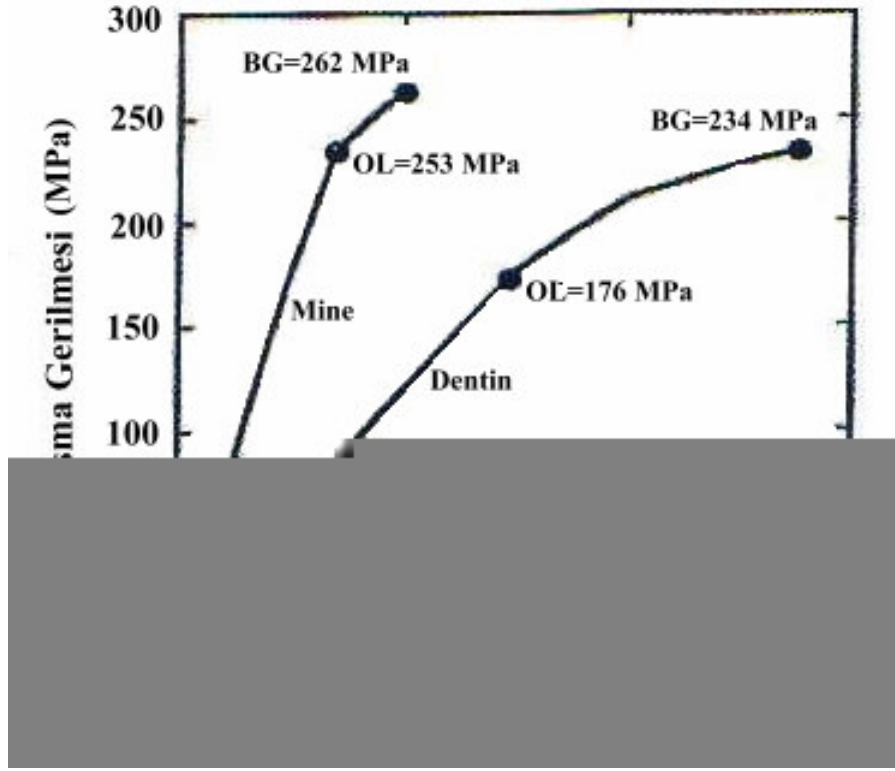
Normal koşullarda bir ısırığın enerjisi, diş ve periodontal bağlar tarafından olduğu kadar yiyecek kütlesi tarafından da absorbe edilir. Bununla birlikte, dişin yapısı, genellikle dinamik enerjileri absorbe ettiği kadar statik enerjileri de absorbe etmesi açısından bir mühendislik mucizesidir [1] (Thylman, 1954; Anusavice, 1996).

Dişin dentin ve mine tabakalarına ait elastiklik modülü, orantı limiti, esneklik modülü ve basma dayanımı değerleri çizelge 1'de verilmiştir.

Çizelge1.1 Dentin ve Mine Tabakalarının Basma Özellikleri (Anusavice, 1996).

		Elastiklik Modülü	Orantı Limiti	Esneklik Modülü	Basma Dayanımı
Diş	Yapı	MPa x 104	MPa	MJ/m ³	MPa
Azı	Dentin	1.2	148	0,94	305
	Mine	4.6	224	0,55	261
Küçük azı	Dentin	1.4	146	0,77	248
	Mine	-	-	-	-
Köpek Dişi	Dentin	1.4	140	0.71	276
	Mine	4.8	194	0,41	288
Kesici Diş	Dentin	1.3	125	0,60	232

Mine ve dentin tabakalarının mekanik özellikleri kıyaslandığında, dentin tabakasının elastiklik modülünün mine tabakasına oranla yaklaşık ¼ oranında düşük olduğu ve bunun yanı sıra basma dayanımları değerlerinde ise ufak farklılıklar olduğu görülmektedir. Bunun sebebi, mine dentin tabakalarının fiziksel yapılarından kaynaklanmaktadır.



Şekil 1.6 Dentin ve mine tabakaları için gerilme-gerinim eğrisi, [BG: basma gerilmesi, OL: orantı limiti, E: elastiklik modülü] (Mano vd, 2004).

Malzemelerde tokluk; bir malzemeyi kırmak gerekli olan elastik ve plastik deformasyon enerjisi olarak tanımlanır. Tokluk değeri, kırılma dayanımının bir ölçüsüdür. Esneklik modülü ise bir malzemeye orantı limitine ulaşana kadar verilmesi gereken gerilimdir ve gerilim-gerinim eğrisinin lineer kısmının altında kalan elastik bölgenin alanı ile hesaplanabilir. Aynı şekilde tokluk; gerilim-gerinim eğrisinin sıfırdan kırılma noktasına kadar olan bölümünün altında kalan alan yardımıyla hesaplanabilir. Tokluk; malzemenin dayanımı ve sünekliğine bağlıdır. Bir malzemedeki dayanım arttıkça, süneklik (toplam plastik gerilim) ve tokluk artar. Bundan yola çıkarak; tok bir malzeme dayanıklıdır denebilirken, dayanıklı malzeme her zaman toktur denemez (Anusavice, 1996).

1.4 Dişlerin Çene Kemiğine Tutunma Mekanizması

Dişler, çene kemiğine ile kaynaşmış ve bir çivinin tahtaya girdiği gibi çakılmıştır. Dişlerle çene kemiği arasında "**periodontal aralık**" denilen; canlı, içinde elastik lifler, hücreler, kılcal damarlar bulunan bir yapı vardır. Bu aralık:

- 1- Dişi alveole bağlar.
- 2- Elastik lifler içerdiğinden çok küçük diş hareketlerine imkan verir.
- 3- Dişi dış etkenlerden korur (bakteriler bu engeli aşarlarsa, dişler sallanır ve kendiliğinden düşebilir).
- 4- Periodontal aralık dişe canlılık verir. Diş özü çıkarılmış olsa bile, diş, kendisini alveole bağlayan bu aralık sayesinde yaşar.

Eski zamanlarda doğal malzemelerin ahşap, yapıştırıcı, kauçuk ve canlılardan alınan dokular gibi türleri ve demir, altın, çinko ve cam gibi imal edilmiş malzemeler deneme amaçlı kullanıldı. Konakçı dokunun bu malzemelere yanıtı çok değişkendi. Bazı malzemeler vücut tarafından tolere edilirken diğerleri edilemedi. Son 30 yıl içerisinde doku ile malzeme arasındaki etkileşimi anlamak amacıyla birçok çalışma yapıldı (Şahin, 2000).

Biyomalzemelerin saldırgan vücut iç ortamında işlev görmesi beklenmektedir. Örneğin; farklı dokulardaki vücut sıvılarının pH'ı 1 ila 9 arasında değişmektedir. Günlük aktiviteler sırasında kemikler üzerine etkiyen gerilim yaklaşık 4 MPa iken, tendonlara ve bağlara etkiyen gerilim 40-80 MPa arasında olmaktadır (Graig, 1996). Dişlerde ise, yetişkin bir kişinin çiğneme işlevi sırasında dişe 350 kp'a kadar ulaşan gerilimler etkiyebilmektedir.

Araştırmacılar "**biyomalzeme**" ve "**biyouyumululuk**" kelimelerini, malzemelerin biyolojik performansını belirtmek için kullanmışlardır. Biyouyumlu malzemeler, biyomalzemelerdir ve biyouyumluluk ise bir malzemenin spesifik bir uygulamada kendisine uygun konakçı doku ile beraber işlev görebilme kabiliyetidir. Daha basit haliyle, biyomalzemenin canlı sistem ile uyumu veya ahengidir (Şahin, 2000).

Wintermantel ve Mayer (Wintermantel and Mayer, 1995) bu tanımları genişletmiş, implantın yüzey ve yapısal uyumluluğu olarak ayırmışlardır. Yüzey uyumluluğu; bir implantın yüzeyinin konakçı dokuya kimyasal, biyolojik ve fiziksel (yüzey morfolojisi de dahil) açıdan

uygunluğudur. Yapısal uyumluluk ise, implant/doku arayüzeyinde elastiklik modülü, dayanımı, implant dizaynı ve optimal yük dağılımı gibi mekanik özellikleri temsil eder. Dokular genel olarak sert ve yumuşak dokular olmak üzere iki gruba ayrılır. Sert dokulara örnek olarak kemik ve dış, yumuşak dokulara örnek olarak ise kan damarları, deri ve bağlar verilebilir. Yapısal uyumluluk düşünüldüğünde, metaller ya da seramikler sert doku uygulamaları için, polimerlerse yumuşak doku uygulamaları için seçilebilir (Şahin, 2000).

Metaller ve seramiklerin "elastik modül" ile tanımlanan sertlik dereceleri, insan vücudundaki sert dokulara oranla 10-20 kat daha fazladır. Ortopedik cerrahide karşılaşılan en önemli problemlerden biri, kemikle metal ya da seramik implantın sertlik derecesinin birbirini tutmamasıdır. Kemik ve implanta binen yükün paylaşılması doğrudan bu malzemelerin sertliğiyle ilgilidir. İmplantın sertlik derecesinin, temasta olduğu dokularla aynı olacak şekilde ayarlanması, kemikte oluşacak deformasyonları engellemektedir. Kullanımdaki tüm bu olumsuzlukları ortadan kaldırmak amacıyla, liflerle güçlendirilmiş malzemeler, yani kompozitler alternatif olarak sunulmaktadır (Graig, 1996).

Çizelge 1.2 Sert dokulara ait mekanik özellikler (Şahin, 2000)

Sert Doku	Elastiklik Modülü (GPa)	Çekme Gerilmesi (MPa)
Kortikal Kemik Uzunlamasına	17.7	133
Kortikal Kemik Enine	12.8	52
Hasarlı kemik	0.4	7.4
Mine	84.3	10
Dentin	11.0	39.3

Çizelge 1.3 Yumuşak dokuya ait mekanik özellikler (Şahin, 2000)

Yumuşak doku	Elastiklik Modülü (MPa)	Çekme Gerilmesi (MPa)
Eklemler kıkırdığı	10.5	27.5
Fibrokıkırdak	159.1	10.4
Bağ	303.0	29.5
Tendon	401.5	46.5
Deri	0.1-0.2	7.6
Atardamar dokusu/uzunlamasına	-	0.1
Atardamar dokusu /enine	-	1.1
Göz içi lensler	5.6	2.3

2. SERAMİKLER

Seramik malzemeler, metal ve ametal (metal olmayan) elementlerin birbirlerine birinci derecede iyonik ve/veya kovalent bağıyla bağlandığı inorganik, metal dışı malzemelerdir. Seramik malzemelerin kimyasal bileşimi, basit bileşiklerden karmaşık fazlara kadar geniş bir aralıkta gelişir.

Seramik malzemelerin özellikleri atomlar arası bağ türlerine göre değişir. Seramik malzemeler genel olarak, düşük tokluk ve süneklikte olup sert ve kırılğan malzemelerdir. Seramikler, valans elektronları olmadığından, elektrik ve ısıyı iyi yalıtır. Güçlü atom bağları nedeniyle çok ağır ortamlarda bile kimyasal olarak kararlıdır ve yüksek erime sıcaklığına sahiptir. Bu özellikleri seramik malzemeleri birçok mühendislik tasarımı için vazgeçilmez kılar.

Mühendislik uygulamalarında kullanılan seramik malzemeler genellikle iki grupta toplanır: geleneksel seramik malzemeler ve mühendislik seramik malzemeleri. Geleneksel seramikler üç temel bileşenden oluşur: kil, silika (çakmaktaşı) ve feldispat. Geleneksel seramiklere örnek olarak, yapı endüstrisinde kullanılan tuğlayı, fayansı ve elektrik endüstrisinde kullanılan elektroporseleni gösterebiliriz. Mühendislik seramikleri saf veya safa çok yakın olan alüminyum oksit (Al_2O_3), silisyum karbür (SiC) ve silisyum nitrür (Si_3N_4) gibi bileşiklerden oluşur (Smith, 1996).

2.1 Seramiklerin Üretimi

Geleneksel ve teknik seramik parçaların çoğunda, tozlar veya taneler sıkıştırılarak şekillendirildikten sonra, yeteri kadar yüksek sıcaklığa ısıtılarak tanelerin bağlanması sağlanır. Seramiklerin üretiminde ana adımlar şöyle sıralanabilir: (1) hammadde hazırlama, (2) şekillendirme veya döküm, (3) kurutarak (çoğunlukla gerekmebilir) ve pişirerek tanelerin bağlanması (Smith, 1996).

2.1.1 Hammadde Hazırlama

Seramik ürünlerin çoğu tanelerin toplanmasıyla elde edilir. Bu ürünler için gerekli hammaddeler, bitmiş seramik üründe istenen özelliklere göre değişir. Bağlayıcı ve yağlayıcılar gibi diğer katkıları ve tozlar, kuru veya yaş olarak karıştırılır. Tuğlalar, künkler ve diğer kil ürünlerinde olduğu gibi "kritik" özellikler aranmayan ürünlerde katkıların suyla yapılması yaygın olarak kullanılan yöntemdir. Diğer bazı seramik ürünlerde hammadde,

bağlayıcılar ve katkılarla birlikte kuru olarak öğütülür. Bazen hammaddelerin yaş ve kuru işlemleri birlikte yapılır. Örneğin; bir tür yüksek alüminalı yalıtkan üretmek için hammaddeler mum bağlayıcıyla yaş öğütülerek süspansiyon elde edilir, bu daha sonra püskürtmeli kurutucuda küçük küresel peletler oluşturacak şekilde kurutulur (Smith, 1996).

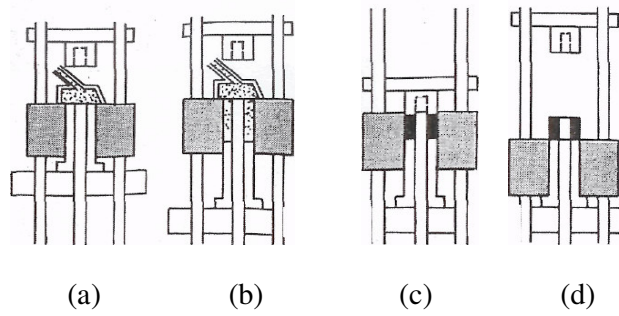
2.1.2 Şekillendirme

Seramik ürünlerde tanelerin bir araya getirilmesi kuru, viskoz veya sıvı koşullarda çeşitli yöntemlerle yapılır. Seramik endüstrisinde genellikle soğuk şekillendirme yöntemleri kullanılır ve az miktarda sıcak presleme yapılır. Presleme, süspansiyon döküm ve ekstrüzyon genellikle kullanılan seramik şekillendirme yöntemleridir.

Presleme: Seramik taneli hammaddeler belli şekildeki ürünler elde etmek için kuru, viskoz veya yaş olarak bir kalıpta basılabilir.

Kuru Presleme: Bu yöntem, yapısal refrakterler (yüksek sıcaklığa dirençli malzemeler) ve elektronik seramik parçalar gibi ürünlerde yaygın olarak kullanılır. Kuru presleme, toz halindeki malzemenin su ve/veya organik bağlayıcıyla bir kalıp içinde tek eksenli (tek veya çift yönlü) sıkıştırılması ve şekillendirilmesi diye tarif edilebilir.

Şekil 2.1’de seramik tozların basit şekilli bir parça halinde preslenmesiyle ilgili işlemler görülmektedir. Soğuk preslemeden sonra, parçalar gerekli dayanım ve mikroyapısal özellikleri kazanması için pişirilir (sinterlenir). Çok çeşitli şekillerin hassas ve hızlı bir şekilde elde edilebildiği kuru presleme yaygın olarak kullanılmaktadır. Örneğin, alüminalar, titanatlar, ciritler milimetrenin onda biri kadar boyuttan sekiz on santimetrebüyükliğe kadar dakikada 5000 adet kuru preslenebilmektedir.



Şekil 2.1 Seramik tanelerin kuru preslenmesi: (a) ve (b) doldurma, (c) presleme, (d) kalıptan çıkartma (Smith, 1996).

Eşbasıncılı presleme: Bu yöntemde seramik toz, basıncın uygulandığı hidrolik sıvı veya hava içerisinde bulunan esnek (genellikle lastik) hava geçirmez bir kalıba konur. Uygulanan basınç, tozu her yönde eşit olarak sıkıştırır ve ürün esnek kalıbın şeklini alır. Soğuk eşbasıncılı preslemeden sonra parça istenen özellikleri ve mikroyapıyı elde etmek için sinterlenmelidir. Eşbasıncılı preslemeyle üretilen seramik parçalar arasında güçerirler, karbür takımlar, potalar, tuğlalar, buji yalıtkanlar, radar kubbesi ve yataklar sayılabilir.

Sıcak presleme: Bu yöntemde presleme ve sinterleme işlemleri bir arada yapılarak yüksek yoğunlukta ve daha iyi mekanik özellikte seramik parçalar elde edilmektedir. Presleme tek eksenli veya eşbasıncılı olarak yapılabilmektedir.

Süspansiyon döküm: Seramik şekiller süspansiyon döküm adı verilen ve Şekil. 2.2'de gösterilen özel bir yöntemle dökülebilir. Süspansiyon döküm işleminin ana aşamaları şunlardır:

Toz seramik malzeme ile bir sıvıdan (genellikle kil ve su) kararlı bir katı süspansiyon hazırlanması.

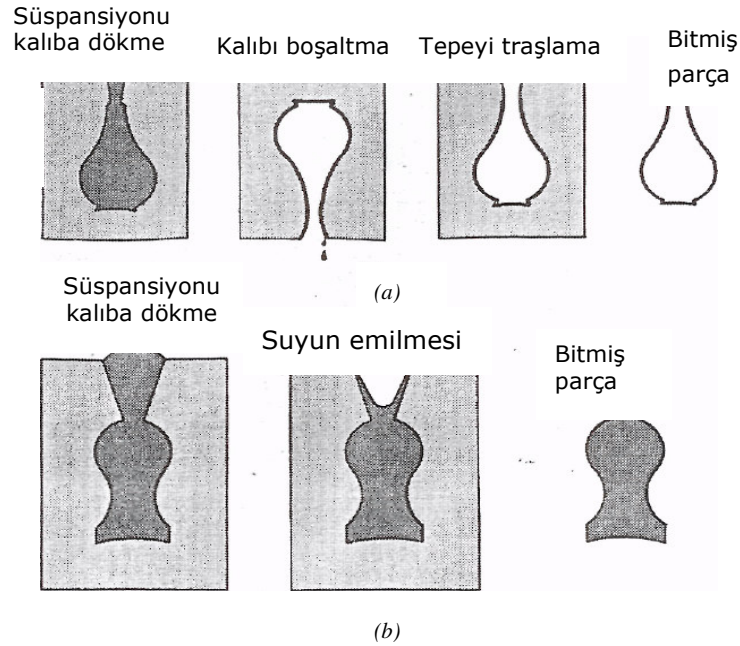
Asıltının genellikle alçıdan yapılmış bir kalıba doldurulması ve asıltının sıvı kısmının kalıp tarafından kısmen emilmesi. Sıvının asıltıdan uzaklaştırılması sırasında kalıp yüzeyinde yarı sert bir malzeme tabakası oluşur.

Yeterli bir et kalınlığı oluştuğunda, döküm sürecinin durdurulup kalan süspansiyonun geriye boşaltılması (Şekil 2.2 a). Bu işlem **hassas döküm** diye adlandırılır. Başka bir işlemde ise, Şekil 2.2 b gösterildiği gibi döküm devam ettirilerek bütün kalıp boşluğunu dolduran katı bir şekil elde edilir. Bu tür süspansiyon döküme **dolu döküm** denir.

Kalıptaki malzemenin elle tutulacak dayanıma sahip oluncaya kadar kurumaya bırakılması ve daha sonra kalıptan çıkarılması.

Son olarak parçanın kurutulması ve istenen mikroyapıya ve özelliklere sahip olacak şekilde sinterlenmesi.

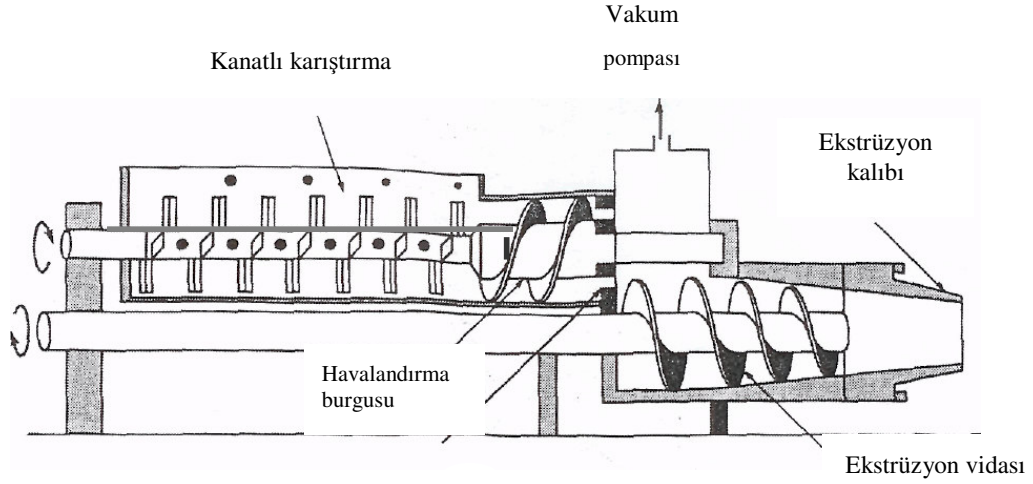
Asıltı döküm, aynı kalınlıkta ince duvarlı ve karmaşık şekillerin üretimine elverişlidir. Özellikle geliştirme işlemlerinde ve az sayıda üretim için ekonomiktir. Asıltı dökümün yeni şekilleri arasında basınçlı ve vakumda asıltı döküm sayılabilir; bunlarda basınç ve vakum uygulanmaktadır.



Şekil 2.2 Seramik şekillerin asıltı dökümü. (a) Alçı kalıp içinde boşaltmalı döküm, (b) Dolu döküm (Smith, 1996).

Ekstrüzyon: Tek kesitli ve içi boş seramik şekiller yogruk durumdaki malzeme bir kalıptan ekstrüzyonla itilebilir. Bu yöntem yaygın olarak refrakter tuğla, künk, teknik seramikler ve elektriksel yalıtkanlar gibi malzemelerde kullanılır. Vakum vidalı ekstrüzyon makinesi en çok kullanılan cins olup, yogruk malzeme (örneğin, kil ve su) sert bir çelik veya alaşım

kalıp içinden döner bir vidayla itilir (şekil 2.3). Özel teknik seramikler için hassas ölçüler istendiğinden, daha çok yüksek basınçta çalışan pistonlu ekstrüzyonla üretilir (Smith, 1996).



Şekil 2.3 Ekstrüzyon makinesinin kesiti (Smith, 1996).

3. DENTAL SERAMİKLER

Seramik sözü Yunancada "**yanmış madde**" anlamına gelen "**keramos**" sözcüğünden gelmektedir ve yakarak veya pişirerek üretilen malzeme anlamındadır. İnsanlar tarafından ilk üretilen seramikler; yerli hayat için kullanılan çanak çömlek olmuştur. Bu malzeme opak, nispeten zayıf ve gözenekli olmakla beraber yüksek oranda kaolin içerdiğinden dental uygulamalar için uygun değildi. Bu malzemenin silika ve feldspar gibi farklı minerallerle karıştırılması sonucu; dental restorasyonlar için gerekli geçirgenlik ve ekstra dayanım elde edilir. Bu önemli ilave malzemeleri içeren malzemeye "**porselen**" adı verilir (McCabe, 1998).

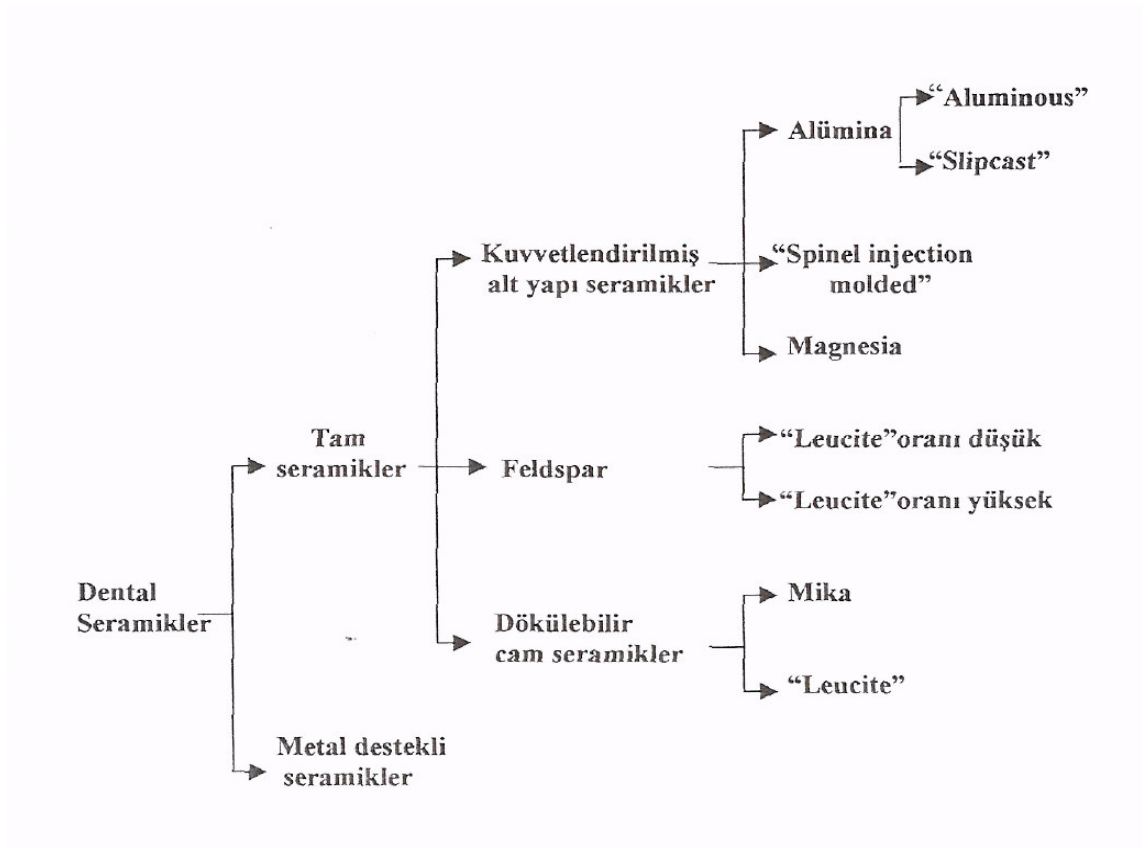
Metallere ait birçok özellik onları diş hekimliği alanında kullanışlı malzemeler haline getirir de, doğal diş görünümünde değillerdir. Buna karşılık, mükemmel estetik sonuçlar seramik malzemelerin kullanımı ile elde edilmektedir. Seramik malzeme; bir metalik element ile bir metalik olmayan elementin oluşturduğu bir bileşiktir. Bu malzemelerin çoğu, silisyum, alüminyum, kalsiyum ve magnezyum gibi metallerin oksijenle bileşik yapılarıyla oluşan oksitlerdir. Cam, çimento, kaliteli cam ve alçı taşı seramiktir. Porselen; endüstride ve özellikle diş hekimliğinde kullanılan özel bir seramiktir. Seramikler kristalin veya amorf (non-kristalin) olabilirler. Seramiği oluşturan atomlar birbirine iyonik veya kovalent bağ ile bağlanmış olabilir. Bu da malzemenin ağız ortamındaki ısısal ve kimyasal etkenlere karşı dirençli olmasını sağlamaktadır (Ferracane, 2001; Çelik, 1999). Seramikler genellikle çok kırılgan olduklarında çatlak veya kırık olmaksızın bükülemezler ve deforme edilmezler. Seramikler yüksek ergime noktaları ve düşük ısı ve elektrik iletkenlikleri ile tanınırlar. Bundan dolayı, birçok endüstriyel uygulamada yalıtkan olarak kullanılırlar (Ferracane, 2001).

Seramik inleyler, diğer restoratif materyallerle karşılaştırıldıklarında daha estetikler, aşınmaya dirençlidirler, adeziv simantasyon teknikleri kullanılarak kalan diş dokularının dayanıklılığını arttırırlar ve kron restorasyonlarına oranla daha konservatiftirler. Ayrıca cilalanmış seramik yüzeyi, diğer sistemlere nazaran daha az plak retansiyonuna neden olur. Bir klinik çalışmada bazı araştırmacılar, adeziv teknikle ideal şartlar altında yapıştırılan seramik inleyler için, dentinal bölgede yer alan bitim sınırlanma bile, başarısızlık nedeni olamayacağını bildirmişlerdir (Çelik, 1999).

Bildirilen avantajlarının yanı sıra seramik materyallerinin birtakım dezavantajları da

mevcuttur. Porselen inley restorasyonlarının devamlılığı marjinal çözünme, aşınma ve mekanik başarısızlıklarla kısıtlanmaktadır (Kükrer, 2002). Dental seramiklerin en büyük dezavantajı, içeriğindeki 3-6 μm uzunluğunda "Griffith's flaws" adı verilen mikroçatlak yapı nedeni ile gerilme dirençlerinin düşük olmasıdır. Bu nedenle dental seramiklerin mekanik özelliklerinin arttırılarak, düşük gerilmeler altında gelişen çatlak oluşumunu engelleyen mekanizmalar ile kuvvetlendirilmelidir (Çelik, 1999). İnley restorasyonlarının başarısındaki en önemli faktörlerden biri marjinal adaptasyondur. Seramik inley materyalleri ile elde edilen marjinal aralık değerleri ortalama 100-120 μm olarak belirtilmiştir (Kükrer, 2002).

Son yıllardaki gelişmeler seramik restoratif materyallerde daha güçlü bir yapının oluşturulmasına yönelik olmuştur. Estetiğin korunarak, direncin arttırılmasının hedeflendiği bu çalışmalar neticesinde hem metalik restoratif materyallere hem de geleneksel feldspatik ve alümina porselenlere alternatif olabilecek çeşitli tipte dental seramikler üretilmiştir. Bu seramiklerin içeriklerine göre yapılan sınıflaması ve kuvvetlendirilme mekanizmaları Şekil 3.1.'de gösterilmiştir (Çelik, 1999; Elkawash, 2005).



Şekil 3.1. Dental seramiklerin kuvvetlendirilme mekanizmalarına göre sınıflandırması (Çelik, 1999; Elkawash, 2005)

Feldspatik porselenler dişhekimliğinde kullanılan en eski seramiklerdir. Feldspar; bu seramiklerin yapısını oluşturan ana malzemelerden (%75-%85 oranında) biridir. Potasyum ve sodyum feldspar, doğal olarak bulunan potas, soda, alümina ve silika bileşenli minerallerden meydana gelir. Yaygın şekilde kullanılan dental porselenler esas olarak potas feldspar'dan üretilmiştir (Anusavice, 1996; Çelik, 1999). Yaklaşık 70 MPa bükülme dayanıklılığına sahip feldspatik porselenin ağız içersindeki kuvvetlere direnç gösterebilmesi için dayanıklılığının artırılması gerekmektedir.

Kondenzasyon ve "**sinterleme**" metodları uygulanan feldspatik seramikler, fırınladığı zaman sinterlemeden kaynaklanan su kaybı ve porselenin yoğunlaşmasına bağlı olarak hacimsel azalma sonucunda büzülürler. Bu büzülmenin hacimsel olarak % 30-38 ve doğrusal olarak % 11-15 oranında olduğu bildirilmektedir. Bu durumda feldspatik seramikten yapılan restorasyonların marjinal bitimlerinin, metal destekli restorasyonlar kadar iyi

uyuma sahip olması güçleşir. Negatif boşluğa dökülerek elde edilen metal alt yapılar hem yeterli marjinal uyumun sağlanması, hem de oral kavitenin her bölgesindeki çok üyeli sabit restorasyonlara yeterli direnci sağlaması açısından, porselenin kuvvetlendirilmesinde tercih edilmişlerdir. Ancak metal-destekli seramik restorasyonların yeterli ışık geçirgenliğinin olmaması, metalin seramiğe yansması gibi estetik olumsuzlukları, önemli ölçüde diş preparasyonu gerektirmesi, toksisite ve alerjiye yol açan alaşım korozyonu, metal ile seramik arasındaki ısısal uyumsuzluklar ve bağlantı kuvvetleri ile ilgili yetersizlikler gibi dezavantajları metal alt yapı içermeyen tam seramik sistemlerin araştırılmasına yol açmıştır.

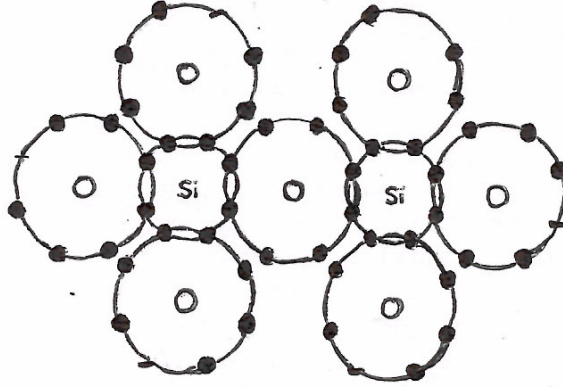
Porselenin yapısında bulunan feldspar ($K_2O.Al_2O_3.6SiO_2$), 6 SiO_2 bağı yerine 4 SiO_2 bağı içerdiğinde kristalin adı "**leucite**" olarak adlandırılır. Seramiklerdeki "leucite" içeriğinin miktarı, termal genleşme katsayısını ve dayanıklılığını etkiler. Yüksek "leucite" içerikli (%50.6) feldspatik seramiklerin (Optec HSP, Rx Jeneric, Wallingford, CT) dayanıklılığı düşük içerikli (% 19.3) seramiklerden iki kat daha büyüktür (Çelik, 1999).

56 ila 137 MPa arasında değişen bükülme dayanımına sahip olan leucite destekli seramikler, tipik olarak ağırlıkça % 17 ila 41 arasında leucite içerirler (Gürel, 2004).

Yaklaşık % 25.4 ve % 41.1 leucite oranına sahip seramikler, ortalama olarak $2.4 \pm 2.6 \mu m^2$ tanecik boyutuna sahiptirler. Yeni yapıştırma teknikleri bu tip restorasyonların kırılma dayanımını arttırsa da in vitro çalışmalar, bu seramiklerde mevcut olan mikro yapısal hataların, malzemelerin dayanımını ve ömrünü azalttığını göstermektedir. Büyük leucite yapılarıyla ($5.5 \pm 9.2 \mu m^2$) birleşen mikroçatlaklar, camsı matriks yapının uniform bir leucite kristal dağılımı içermemesine bağlı olarak kırılma hassasiyeti geliştirirler (Gürel, 2004).

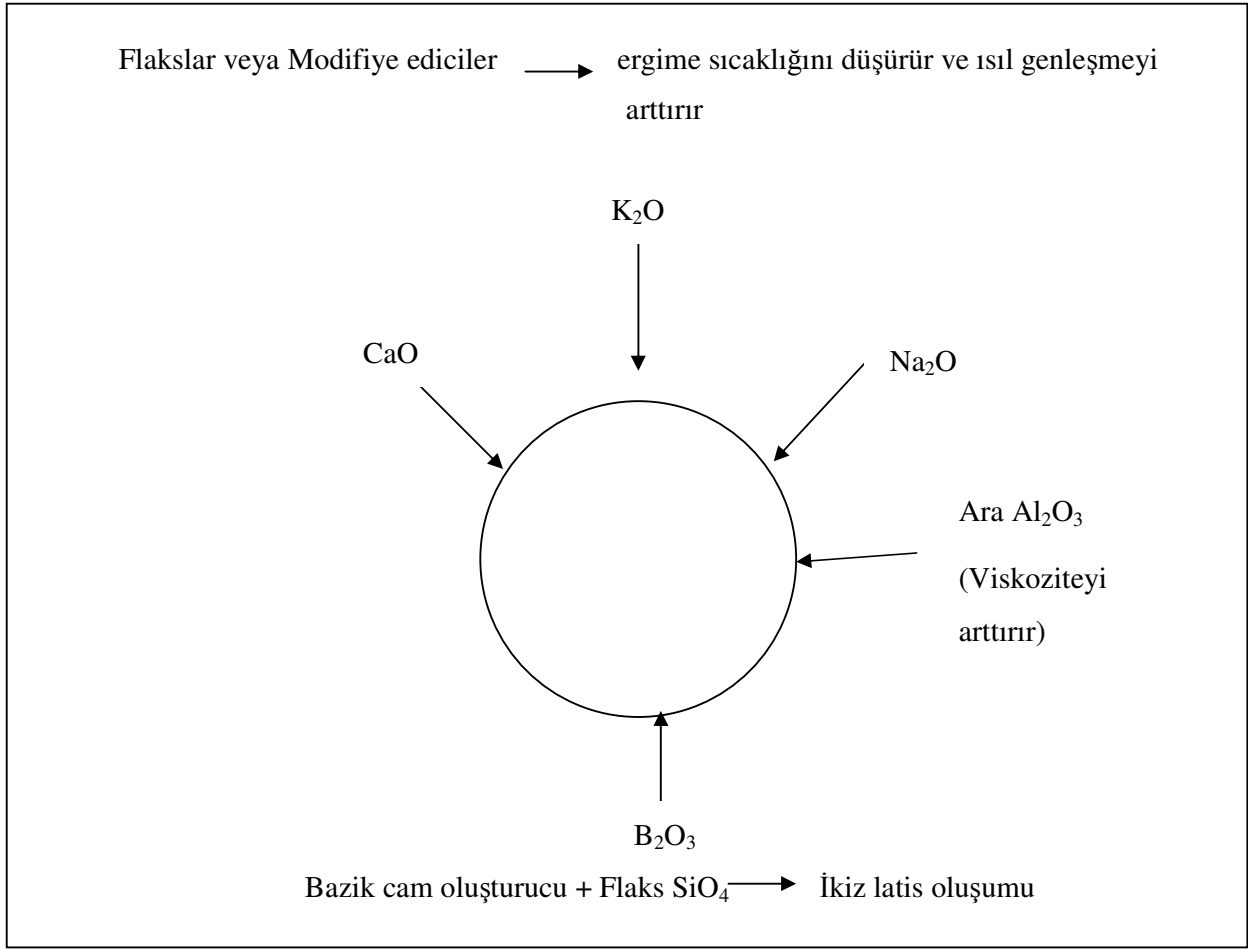
3.1 Dental Porselenin Yapısı

Tüm camsı yapılarda esas iyon olarak bulunan oksijen (anyon); silikon, boron, germanyum ve fosfor gibi küçük atomlarla (katyon) çok stabil bağlar oluşturular. Dental porselenler, silikon ve oksijen atomlarının kombinasyonu ile meydana gelen non-kristalin cam yapıdan oluşurlar. Esas yapıyı oluşturan büyük oksijen atomları matriks olarak görev yaparken, daha küçük olan silikon atomları boşluklara yerleşirler. Silisyum ve oksijen atomlarını birarada tutan atomik bağlar hem kovalent hem de iyonik karakterdedir. Bu sayede porselen sert, yüksek elastisite modülüne sahip ve ısı ve kimyasal ajanlara dirençli olur.



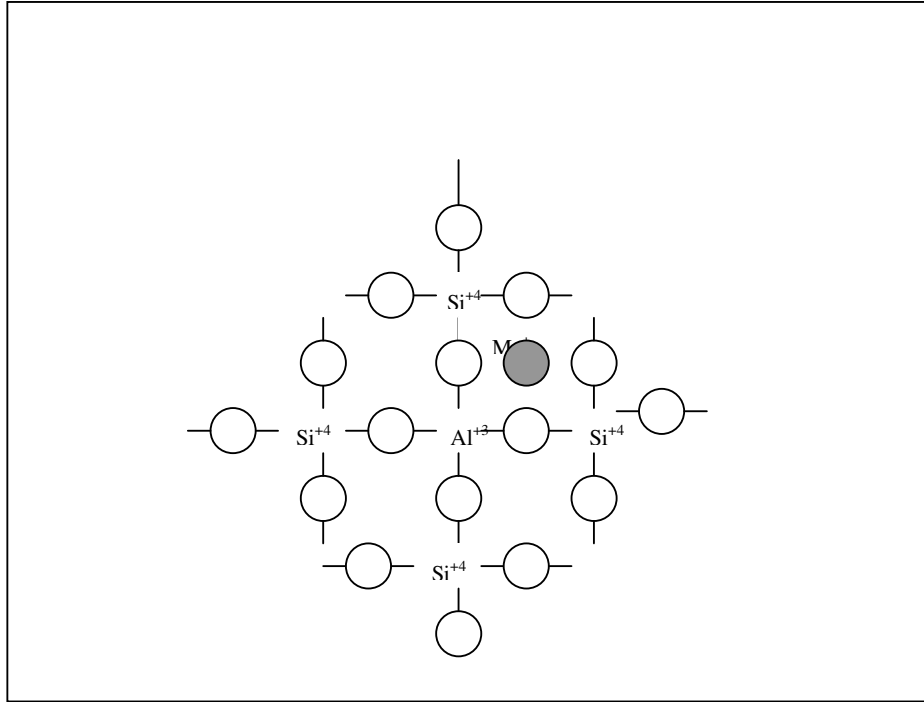
Şekil 3.2 Silisyum ve oksijen atomlarından oluşan porselen yapısı (Gemalmaz, 2005).

Matriksi oluşturan SiO_4 (silisyum tetrahedra) yapının katı özelliklerinin modifiye edilmesi için cam modifiye edici ajanlar (flakslar) adı verilen metal oksitleri ana yapıya katılır (Şekil 3.3) (Gemalmaz, 2005).



Şekil 3.3 Camın yapısına katılan oksitlerin yapıya etkisi (Gemalmaz, 2005).

Kalsiyum oksit (CaO), sodyum oksit (Na_2O) ve potasyum oksit (K_2O) gibi cam modifiye edici ajanların katılması ile ergime derecesinin düşürülmesi ve ısıl genleşme katsayısının arttırılması amaçlanır. Ancak bu oksitlerin ilavesi, aynı zamanda yapının viskozitesini düşürür ve daha akışkan bir hamur haline getirir. Bu durum ise porselene istenen şeklin verilmesini güçleştireceği gibi, verilen şeklin fırınlama sırasında sabit kalmasını da güçleştirir. Bu nedenle porselenin viskozitesini ve direncini arttırmak amacıyla "**ara oksit**" adı verilen Al_2O_3 ilave edilir. Al_2O_3 'ün ara oksit olarak tanımlanmasının sebebi; alüminyumun (+3) yüklü olması nedeni ile (+4) yüklü silisyum iyonu ile silisyum tetrahedra yapısı oluşturamamasıdır. Tetrahedral yapının oluşabilmesi için ortamda (+) yüklü bir metal iyonunun bulunması gerekir. Na gibi bir alkali metali varlığında, Na^+ elektronötraliyeti sağlar.



Şekil 3.4 Camın tetrahedral yapısı (Gemalmaz, 2005).

Dental porselenlerde camlaşma reaksiyonunun kolaylaşması için yapıya ayrıca bor oksit ilave edilir. Borik oksit (B_2O_3), "**cam yapıcı**" olarak adlandırılır.

Tüm bu yapıların porselende belirli oranlarda kullanılması ile ideal bir porselen karışımı elde edilir. Porselen yapıya ilave edilen cam modifiye eden ajanların uygun oranlarda kullanılmaması neticesinde "**devitrifikasyon**" adı verilen camsı yapının bozulması olayı meydana gelir. Devitrifikasyon; vitrifikasyon adı verilen camlaşma reaksiyonunun gerçekleşmemesi olayıdır (Gemalmaz, 2005).

Dental porselenler ayrıca borik oksit (B_2O_3), alimüna (Al_2O_3), potasyum oksit (K_2O), sodyum oksit (Na_2O), kalsiyum oksit (CaO), çinko oksit (ZnO) gibi metalik iyonları da içerirler (Silver, 1999).

3.2 IPS-Empress

Leucite kristal dağılımı prensibini kullanan porselen yapıştırma malzemesi, 1991 yılında, IPS-Empress ticari adıyla piyasaya sunuldu. Bu malzeme Zürih Üniversitesi'nde Wohlwend tarafından geliştirildi.

Çizelge 3.1 Empressin Bileşimi (Elkawash, 2005).

Bileşik Adı	% Ağırlık
Al_2O_3	17.0 - 21.0
B_2O_3	0.0 - 1.0
BaO	0.0 - 1.5
CaO	0.5 - 2.5
CeO_2	0.0 - 1.0
K_2O	10.0 - 14.0
Na_2O	3.5 - 6.5
SiO_2	59.0 - 63.0
TiO_2	0.0 - 0.5
Pigmentler	1.0 - 1.5

4. PORSELEN LAMİNE VENERLER



4.1 Lamine Venerlerin Tarihçesi

Hollywood film aktörleri için mükemmel bir gülümseyiş yaratmak, Dr. Charles Pincus'un dişe ilgili çalışmalarının önemli bir kısmını oluşturmuştur.

Pincus; Hollywood gülümseyişinin, görüntünün bütünlüğü açısından ne kadar önemli olduğunun farkındaydı. Bu durum; tam kron uygulaması için dişinin kesilmesini istemeyen aktörler için estetik geçici bir restorasyonun gelişimini tetikledi. Pincus, aktörler kamera karşısında iken dişe diş tozu aracılığı ile yapışan, havada yakılmış, porselenden yapılmış geçici ince kaplamalar kullanılmıştır.

Bu kaplamalar, çok düşük dayanıma sahipti ve gülüşü geçici olarak değiştirmektedir fakat, venerin dişe kalıcı olarak bağlanmasını sağlamak için gerekli olan teknoloji henüz çok yeterli değildi.

Vener kaplama üç farklı yöntemle uygulanmaktadır:

- (1) Direkt yöntem,
- (2) Yarı-direkt yöntem,
- (3) İndirekt yöntem (laboratuvarda üretilmiş akrilik reçine, kompozit reçine veya seramik venerler gibi) üretilmiş venerler (Kükre, 2002; Elkawash, 2005).

4.1.1 Direk Yöntem

Tek seanslık intraoral işlemlerle hazırlanan restorasyonlardır. Bu metod küçük başlangıç lezyonlarının restorasyonu için en uygun yöntemdir. Cam iyonomer, hibrid iyonomer ve kompozit rezin restoratif materyaller bu yöntem kullanılarak uygulanırlar. Direkt metod kullanılarak uygulanan restoratif materyaller ve materyallerin özellikleri Tablo 4.1'te gösterilmiştir.

Diş rengi ile uyumlu estetik restorasyonların temel yapım sebebinin, mevcut restorasyonların yenilenmesi olduğu bildirilmiştir. Bazı araştırmacılar, 9805 adet restorasyonu değerlendirerek, direkt yöntemle uygulanan tüm restorasyonlar için temel başarısızlık sebeplerini sekonder çürükler (%41), sırasıyla bunu izleyen restorasyondaki kütleli kırıklar (%14) ve özellikle rezin bazlı materyallerde gözlenen renkleşmeler (%8) olarak bildirmişlerdir (Kükre, 2002; Elkawash, 2005).

Çizelge 4.1 Direkt yöntemle uygulanan restoratif malzemelerin özellikleri (Kükre, 2002; Saito vd, 1999).

	Geleneksel Cam iyonomer	Rezin Modifiye Cam İyonomer	Kompomer	Kompozit Reçine
Basma Dayanımı MPa/gün	160-240	180-240	220-340	240-340
Gerilme Dayanımı MPa/gün	10-20	40-70	120-160	120-200
Flor Salımı	++	++	+	-
Işık Geçirgenliği	Zayıf	İyi	İyi	İyi
Yüzey Pürüzlülüğü	-	-/+	+/-	+/-
Radyoopazite	+	+	+	+
Dentine Bağlanma Kuvveti MPa/gün				
Parlatılmış Dentin yüzeyi ile	3-6	4-10	Bağlantı yok	Bağlantı yok
Bağlantı ajanı ile	3-6	6-20	3-15	10-20

Direkt yöntemle uygulanan kompozit restorasyonlardaki temel problem, özellikle sınıf II ve geniş sınıf I kavitelere meydana gelen polimerizasyon büzülmesinin kompanse edilmesidir. Bu durum çift karbon bağının (C=C), tek karbon bağlarına (C-C) dönüşüm derecesiyle ilgilidir. Bu amaçla, tabakalı teknik uygulanarak polimerize olan kompozit kütlesinin azaltılması, kondenzasyon ve polimerizasyon uçları kullanılarak polimerizasyon etkisinin azaltılması ya da seramik ilaveler yerleştirilerek polimerize olan kompozit malzemenin hacminin azaltılması gibi pek çok işlem önerilmektedir. Polimerizasyon büzülmesini azaltmak için önerilen bir diğer yöntem de "**soft-start**" adı verilen iki aşamalı polimerizasyon yöntemidir. Bu yöntemde, iki farklı ışık yoğunluğu derecesine sahip "light-cure" (ışıkla sertleştirme) cihazlarından

faaydalanılır. Düşük yoğunluktaki ışıkla 10 saniyelik polimerizasyonun ardından 30 saniye süreyle uygulanan yüksek yoğunluktaki ışıkla, polimerizasyon işlemi tamamlanır. Ferracane ve arkadaşları “soft-start” polimerizasyon işleminin, herhangi bir yan etkiye neden olmaksızın, kompozit reçine malzemelerinin yüzey sertliği, dönüşüm derecesi, büzülme ve sertleşme derinliği (depth of cure) gibi kinetik özelliklerini olumlu yönde değıştirdiğini göstermişlerdir (Kükrrer, 2002; Ferracana, 2004).

4.1.2 Yarı-Direkt Yöntem (Semi-Direct Method)

Kavite boyutları ve mine-sement sınırına uzanımlar, direkt yöntemin uygulanımını imkansız kıldığında ve sınırlı sayıdaki dişin aynı anda restorasyonu söz konusu olduğunda, en uygun kullanım yeri yarı-direkt yöntemidir. Bu yöntemin amacı; indirekt olarak laboratuvar da hazırlanan inleylerin maliyeti elimine edilerek yapıştırma restorasyonların avantajlarını hastaya sunabilmektir.

Polimerizasyon büzülmesi, direkt dolgu yöntemiyle tam olarak kontrol edilemediğinden, marjinal adaptasyon, yapıştırma restorasyonlara oranla yetersizdir. Ayrıca direkt yöntemle uygulanan sınıf II restorasyonlar için yeterli proksimal konturları ve kontakları elde etmek her zaman mümkün değildir. Bu durum yarı-direkt tekniklerin geliştirilmesine yol açmıştır. Bu restoratif teknikle, intraoral ve ekstraoral aşamalarla tek seansta hazırlanan seramik yada kompozit restorasyonlar yapıştırma yöntemiyle kaviteye yerleştirilebilirler.

Endikasyon klinik şartlara bağılı olarak değışebilir. Geniş sınıf I ve sınıf II kaviteler intraoral kompozit inleylerle restore edilebilir. Ulaşmanın zor olduğu bölgelerdeki geniş sınıf I ve II kaviteler için ise ekstraoral kompozit inleyler daha iyi bir seçenektir. Her iki durumda da CAD/CAM seramik inleyler uygulanabilir (Kükrrer, 2002).

4.1.3 İndirekt Yöntem (Indirect Method)

Yeterli estetik ve fonksiyona sahip seri restorasyonlar hazırlamak amacıyla direkt yada yarı-direkt yöntemlerin uygulanması, intraoral (ağız içi) işlemler için harcanan sürenin artmasına neden olur. Klinik çalışma süresinin azaltılması amacıyla laboratuvar ortamında indirekt yöntemle hazırlanan seramik ve kompozit reçine inley teknikleri geliştirilmiştir. Ancak indirekt yönleme geçildiğinde ölçü alma, laboratuvar işlemleri ve işlemin bir seans daha uzaması gibi dezavantajlar ortaya çıkmaktadır.

İndirekt yöntemde, yarı-direkt yöneme oranla daha az açılanmaya sahip kaviteler hazırlandıktan sonra restorasyonlar, hastadan alınan ölçülerden elde edilen modeller üzerinde hazırlanır. Bu nedenle de indirekt yöntemle hazırlanan restorasyonlar, anatomik form bakımından direkt yöntemle hazırlanan restorasyonlara oranla daha üstündür.

Seramik inleylerin, laboratuvar ortamında hazırlanan modeller üzerinde şekillendirilmesinde farklı teknikler kullanılmaktadır. Seramik inley; modelden elde edilen silisyum kopyası (silicon duplicate) ile refraktör güdük oluşturularak ya da direkt alçı model üzerinde mum modelaj hazırlanarak; a) döküm, b) enjeksiyon kalıplama c) kopyalama tekniği kullanılarak elde edilebilir [4] (Kükre, 2002; Lehner, 1998).

Kompozit inleyler, laboratuvar da alçı modeller üzerinde, "**die spacer**" kullanılmadan, uygulanan sistemin içeriğine bağlı olarak, tabakalar halinde uygulanarak hazırlanırlar. Ara aşamalarda tabakalar, düşük süreli ara polimerizasyon işlemine tabi tutulur. Alçı model üzerine "die spacer" uygulanmadığından kompozit inleylerin kaviteye uyumları seramik inleyle oranla daha iyidir (Kükre, 2002; Duke, 1999; Scientific Documentation, 1997).

Restorasyonların klinik başarısının değerlendirilmesinde ilk gerçekçi atılımlar 1971 yılında Cvar ve Ryge'in Birleşmiş Milletler Kamu Sağlık Servisi (USPHS) kriterlerini geliştirmesi ile gerçekleşmiştir. Bu kriterler, bugün de temel haliyle pek çok restoratif malzeme ve tekniğin klinik olarak değerlendirilmesinde kullanılmaktadır. USPHS sistemi restoratif malzemelerin bozulma aşamalarındaki belirgin farklılıkları ölçerken, temel olarak üç farklı performans derecesi verir:

- (1) Alfa: Tüm özellikleri klinik olarak ideal.
- (2) Bravo: Klinik olarak kabul edilebilir; restorasyonun tüm özellikleri yeterli ve fonksiyonda.
- (3) Charlie-Delta: Klinik olarak kabul edilemez; bir ya da daha fazla özellikteki bozulmadan dolayı restorasyonun değiştirilmesi gerekmektedir (Kükre, 2002, Randall vd., 1999).

USPHS değerlendirme sisteminin anatomik form, marjinal adaptasyon, renk uyumu, marjinal renkleşme ve sekonder çürüklerin değerlendirilmesinde geçerli olan ayrıntıları Çizge 4.2' de gösterilmiştir.

Çizelge 4.2 USPHS klinik değerlendirme sistemi (Kükreer, 2002).

Kategori	Tanım	Skor
Anatomik form	- Restorasyon mevcut anatomi ile devamlılık arz eder.	Alpha
	- Restorasyonda mevcut anatomiden sapmalar mevcut, fakat malzeme kaybı dentinin açığa çıkmasına neden olmayacak miktarda.	Bravo
	- Dentin ya da kaidenin açığa çıkmasına yetecek miktarda madde kaybı var.	Delta
Marjinal adaptasyon	- Marjin boyunca sondun girebileceği bir açıklık yok.	Alpha
	- Sond ile belirlenebilen marjinal açıklık mevcut.	Bravo
	- Marjinal açıklık sondun girebileceği boyutlarda, dentin yüzeyi açığa çıkmış.	Charlie
	- Restorasyonun bir kısmı ya da tamamı mobil, kırık ya da kayıp.	Delta
Renk uyumu	- Restorasyon renk ve geçirgenliği bakımından komşu diş dokuları ile uyumlu	Alpha
	- Renk uyumunda hafif değişiklik mevcut fakat komşu diş dokuları ile uyumlu.	Bravo
	- Renk ve geçirgenlik bakımından komşu diş dokuları ile uyumsuz değişiklik var.	Charlie
Marjinal renkleşme	- Restorasyon ve diş dokuları arasındaki marjinde renkleşme yok.	Alpha
	- Renkleşme mevcut fakat marjine pulpal yönde penetrasyon yok	Bravo
	- Renkleşme pulpal yönde marjine penetre olmuş.	Charlie
Sekonder çürükler	- Restorasyon marjinlerinde hiçbir çürük belirtisi yok	Alpha
	- Restorasyon marjinlerinde çürük var.	Bravo

4.2 Biyouyumluluk

Bazı biyomalzemeler vücuda zarar vermezken, bazılarının ise verdikleri bilinmektedir. Kavitelere siman veya reçine uygulandıktan aylar ya da yıllar sonra pulpa reaksiyona girebilir ve bozulmalara uğrayabilir. Yapıştırıcı ve reçine kompozit, cam iyonomer simanlar ve cam iyonomer siman ile reçine kompozit karışımı gibi yeni malzemeler geliştirilmiş olmasına rağmen halen reaksiyonlar görülebilmektedir.

Bergenholtz'a göre pulpa reaksiyonundan, kavite yüzeyi ile restoratif malzeme arasında mevcut olan bakteriler sorumludur. Bu bağlamda, bakteri mevcudiyeti ile dentin tübüllerinden pulpaya doğru egzotoksin nüfuziyeti arasında belirgin bir ilişki bulunduğu söylenebilir. Bu durum özellikle 1980lerde üretilmiş birçok ürün için geçerlidir. O dönemdeki uygulamalarda kavite duvarı ile dolgu malzemesi arasında daima bir miktar çatlak bulunduğu bilinmektedir. Dolgu malzemesindeki büzülmenin bir kısmı numuneler hazırlanırken meydana gelen dehidratasyon (susuz kalma) ve numuneler tarama tarama elektron mikroskobu (SEM) ile incelenirken maruz kaldıkları yüksek vakum dolayısıyla gerçekleşmekteydi. Biyomalzeme ile dental doku arasındaki boşluğun 10 ila 25 µm arasında olduğu kabul edilmektedir. Bu durum aynı anda yüzlerce mikroorganizmanın arayüzeye girmesine olanak tanımaktadır (Goldberg, 1999).

Çizelge 4.3 Dental Restoratif Malzemelerin Biyouyumluluklarının Karşılaştırılması [5].

Restoratif Malzeme	Biyouyumluluk
Dental Amalgam	-Civadan kaynaklanan ters bir cevap yok -Korozyon marjinal sızıntıyı engelleyebilir fakat uzun süreli kullanımda, özellikle düşük bakır içerikli amalgamlarda marjinal bütünlüğün bozulmasına neden olabilir -Likenoid* rapor edildi -Pulpaya ısı iletimi var
Reçine-esaslı kompozit	-Az miktarda ters etki var -Sistemik biyouyumluluk konusunda çok az araştırma mevcut -Etkileri belirlenmemiş birçok organik bileşikle işbirliği halinde -Eksik bağlanma -Polimerizasyon büzülmesine eğilimli -Pulpal ve dentin reaksiyonlarına olanak tanır, çürük ve ağrılara sebep olur -Bakteri veya yerel sepelerle oluşan ileri derecede çürüklere sebep olan plak oluşumunu arttır -Likenoid rapor edildi
Cam iyonomer siman	-Az miktarda ters etki var -Simanlar ve Kompozit reçinelere oranla daha az olmasına rağmen kolay tedavi edilebilir erken pulpal reaksiyon görülür -Bileşimi, malzemenin dentin tübüllerinden pulpaya nüfuz etmesine engel olur -Kaide simanı olarak kullanıldığında, marjinler korunur -Yerleştirme sırasında oluşan hidrolik basınç ve dağlama, pulpayı aşındırır -Dişeti dokusunda aşırı reaksiyona sebep olmaz -İyi bağlanma, marjinlerde minimum sızıntı, iyi biyouyumluluk -Bileşenlerin liç** edilmesinden dolayı yavaş flor salımına izin verir
Altın folyo ve Döküm alaşımlar	-Soydur, çok ender hassasiyet görülür -Kondenzasyona bağlı potansiyel pulpal reaksiyon -Alaşım metallerine nadiren allerjik reaksiyon
Seramikler	-Diş çekimine veya restorasyona karşı aşınma dışında bir reaksiyona sebep olmaz -Biyouyumlulukla ilgili uzun süreli bir bilgi yok.

* Kronik egzema durumunda ciltteki normal lekelerin belirginleşmesi **Katıdan ayırma işlemi

5. DİŞ HAZIRLAMA

Porselen lamine vener uygulamalar için, dişe hangi tip hazırlama yönteminin uygulanması ile ilgili birçok farklı fikir mevcuttur. Bazı klinisyenler; çok az diş uzaklaştırması yeterli hatta hiç diş uzaklaştırmaya gerek yok fikrini savunurken, öte taraftan diğerleri dişin labial yüzeyinde çoğu ya da tamamı interproksimal temas yüzeylerinde olmak üzere tam ve derin bir oluk açmanın gerekliliğini savunurlar.

Mine hazırlama, birçok nedenle uygulanabilmektedir:

1. Porselen malzeme için uygun boşluk sağlamak.
2. Gerekli görülen durumlarda opaklaştırıcı ve kompozit reçine kaide ajanı için gerekli boşluğu sağlamak.
3. Lamineyi dişe yerleştirirken yerine tam olarak oturabilmesini sağlamak.
4. Çıkıntıları uzaklaştırmak ve insisal veya interproksimal alanların vener içersinde kalacağı durumlarda yerleştirme için düzgün bir yol oluşturmak.
5. Mine yüzeyini dağlama ve laminenin yapıştırılması için hazırlamak.
6. Rengi aşırı bozulmuş dişlerde dişeti kenarına uygulanan yerleştirmeleri kolaylaştırmak.
7. Dişin; pürüzsüz, restorasyonda yüksek gerilim bölgelerine sebep olan keskin iç hat açıları olmaksızın tamamlanmasını sağlamak.

Mine uzaklaştırmasında beş cephe göz önünde bulundurulmalıdır:

- a- labial uzaklaştırma
- b- insisal uzaklaştırma
- c- interproksimal genişleme
- d- servikal (boyuna) bitim çizgileri (Elkawash, 2005).

5.1 Diş Hazırlama Yöntemleri

5.1.1 Labial Uzaklaştırma- Preperasyon Derinliği

Porselen venerle optimum bağlanmayı sağlayabilmek için arzu edilen uzaklaştırma, mineyi tamamen uzaklaştırmamaktır. Bundan dolayı uzaklaştırma derinliğinin çok dikkatle kontrol edilmesi gerekir. Mine kalınlığının servikal marjinin insisal köşelerine göre değişiklik gösterdiği bilinmektedir. Bundan dolayı, preperasyon derinliği, dentine mümkün olduğu kadar zarar vermemek için, diş boyunca değişiklik göstermelidir.

Preperasyon derinliği, dişin büyük bir bölümünde, porselenin minimum kalınlığına izin veren, 0,5 mm - 0,7 mm arasındaki değerlerde olmalıdır. Bunu başarmanın en iyi yolu, dişin yüzeyinde çukurlar oluşturan, 1 mm - 0,5 mm arasında çapa sahip yuvarlak aşındırıcı çıkıntılara sahip, LVS kesici elmas (brasseler, savannah Ga) gibi bir çeşit derinlik ölçer kullanmaktır.

Nattrass ve ark., deneyimli operatörlerle çalışılması ve kesici aletlerin çok dikkatli kontrol edilmesi durumunda dahi, minenin en ince bulunduğu bölgelerde, preperasyonun servikal ve proksimal bölgelerinde dentinin aşınmaya eğilimli olduğunu belirtmişlerdir. Aynı zamanda diş preperasyon derinliğinin çeşitliliğe eğilimli olduğunu belirtmişlerdir. Örneğin; rengi aşırı bozulmuş dişlerde daha büyük miktarda diş uzaklaştırma, teknisyenin renk bozulmalarını kamufle etmesini daha kolay hale getirir, böylece bu preperasyon dentine kadar genişler. Şayet dentin aşındırılırsa, preperasyon ile sementasyon arasındaki dönemde, uygulama sonrası hassasiyet ve bakteri saldırısı önlenmelidir. Mevcut geçici malzemeler, yüzeyi kısmen izole ederler. Bundan daha etkin olmak üzere dentin, bir astar ile korunabilir. Paul ve Scharer bakteri sızmasını ve geçici dönemde dentin hassasiyetini engellemek amacıyla diş hazırlığının tamamlanmasından hemen sonra, dentin bağlama ajanının uygulanmasını önermektedir (Elkawash, 2005). Cherukara ve arkadaşları, yapmış oldukları bir başka çalışmada, 0.5 mm labial diş minesini uzaklaştırılmış diş için, porselen lamine vener üretimi sırasında operatörün uygulaması için değişik yöntemler önermektedirler. Geleneksel el kullanılmadan uygulanan yöntem ek olarak derinlik ayarlayıcı yivler ve derinliği belirlemek için ufak çentikler oluşturmak amacıyla, yuvarlak dikenlerin kullanımını önermişlerdir. Uygun hazırlama tekniklerinin kullanımından sonra, preperasyonda hala idealden farklılıkları mevcut olmaktadır. 0.4 ile 0.6 arasında labial diş uzaklaştırma uygulandığında çentik yönteminin

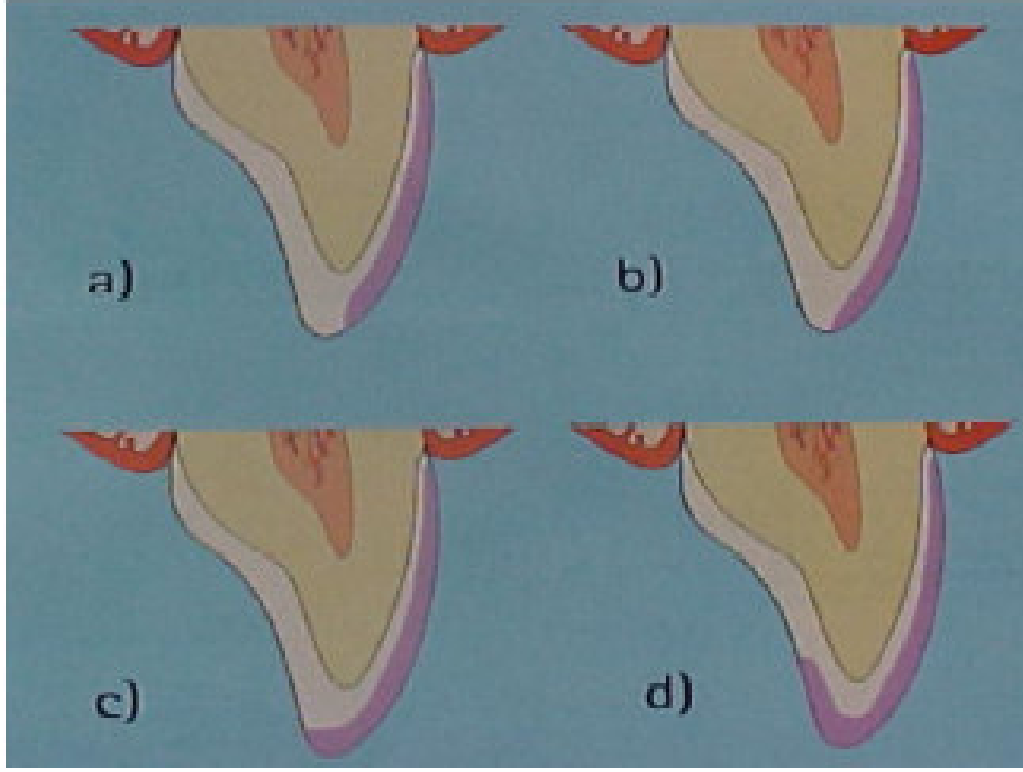
kullanımıyla daha yüksek uyum ve aslına daha fazla benzerlik elde edilir (Cherukara vd., 2002). Edelhoff ve arkadaşlarının yapmış oldukları diğer bir çalışmada ise, ön dişlerde farklı preperasyon yöntemlerine bağlı olarak uzaklaştırılan diş miktarını belirlemişler ve kıyaslamışlardır. Kısmen, geleneksel, genişletilmiş ve komple porselen lamine vener ile hazırlanmış, eksenel yönde 0.8 ve 0.1 mm uzaklaştırılmış ve gitgide azalan chamfer bitiş çizgisi ve omuz kısımları yuvarlatılmış, yivli üst orta dişler, köpek dişleri ve alt orta dişleri kullanmışlardır (Edelhoff vd., 2002, Elkawash, 2005).

5.1.2 İnsisal Uzaklaştırma (Insisal removal)

Dişi hazırlamaya başlamadan önce dişin insisal kenarları küçültülmeli mi yoksa küçültülmeyeceğine karar vermek gerekir. Insisal kenarlar için tanımlanmış dört farklı hazırlama şekli mevcuttur:

- a. **Pencere veya mine-içi hazırlama:** vener insisal kenara oldukça yakındır fakat insisal kenara kadar gelmez. Bu durum, insisal kenarlar üzerinde doğal diş bulundurulması açısından avantaj sağlarken, insisal kenarın hazırlanma sonucunda zayıflamasına sebep olur. Aynı zamanda, dolgu maddesinin gizlenmesinin zor olduğu durumlarda insisal kenarlar aşınırsa, vener marjinleri kırılğan hale gelir.
- b. **Feathered:** Vener dişin insisal kenarına kadar kaldırılır fakat kenardan madde uzaklaştırılmaz. Bu sayede yine doğal diş kütlesi korunurken vener insisal kenarlarda kırılğandır ve çıkıntılarda bükülme güçlerine maruz kalabilir.
- c. **Eğme:** Düz bir yüzeyde bucco-palatal preperasyonun tüm genişliğine çaprazlama bir eğim hazırlanır ve dişin insisal uzunluğunda uzaklaştırma yapılır. Buna aynı zamanda butt-joint adı verilir. Bu tip bir hazırlama, insisal estetik üzerinde daha fazla kontrol şansı verir ve denemeler sırasında daha iyi oturma sağlar. Dolgu maddesi ve marjinler çıkıntılar haricinde bükülme gerilimine maruz kalmazlar. Fakat bu tip bir preperasyon, diştten çok daha fazla madde uzaklaştırılmasını gerektirir.
- d. **Insisal Overlap:** insisal kenar, bucco-lingual yönde düz bir yüzey halinde uzaklaştırılır ve vener, chamfer kısımları yuvarlatılıp preperasyonun damağa bakan yüzüne doğru genişletilir. Bu tip bir preperasyon, dolgu maddesini yerleştirebilmek için uygun bir yer oluşturur ve bu tip bir insisal hazırlama, restorasyonun insisal kırılmalarına karşı daha dayanıklı olmasını sağlar. Diş teknisyeninin porselen venerin insisal kısımlarının estetik

karakteristiğini daha iyi kontrol etmesini sağlar (Elkawash, 2005).



Şekil 5.1 Lamine vener hazırlama şekilleri: (a) Pencere Tipi, (b) Feathered, (c) Eğme (d) Overlap (Gür, 2004)

İnsisal kenar preparasyonu üzerine verilecek karara kılavuzluk edecek bilgiler mevcuttur. Huie ve ark.'ın üç tip farklı hazırlama şekline bağlı olarak dayanıklılığı değerlendirdikleri araştırmada pencere preperasyonunun “overlap” ve “feathered” şeklinden daha kuvvetli olduğunu ortaya koymalarına karşılık (Çelik, 1999; Huie vd., 1991) Castelnouve ve ark. ile Kimura ve ark.'ın yaptıkları çalışmalar kesici kenarı içine alan 2 mm'lik preparasyonda restorasyonun dayanıklılığının kesici kenarı içine almayan preparasyon tipine göre daha yüksek olduğunu göstermiştir (Çelik, 1999; Castelnovo vd., 1998). Bunun dışında pencere tipi preparasyonda kesime dahil edilmeyen insisal kenarlar gülme hattında yer aldığından estetik görünümü de olumsuz yönde etkilerler (Çelik, 1999).

Rygh-Thoresen ve Henaug yaptıkları bir diğer çalışmada, ön dişlere insisal hazırlama yapmamış ve minesini 0.3-0.5 mm uzaklaştırılmış diş üzerine yerleştirilmiş porselen lamine venerlerin performansını değerlendirmişlerdir. Venerler; kopma, ufalanma, marjinal bütünlük

gibi kriterler gözönüne alınarak, maksimum 3 yıllık periyodlar ile incelenmiştir. Sonuçta, insisal overlapping uygulanmadan minimum porselen lamine vener uygulaması koruyucu ve sağlıklı bir uygulamadır (Elkawash, 2005; Nordbq vd., 1994). Magne ve ark. marjinlerin kenarından genişletilmiş oluklara kadar olan bölgede overlap insisal uzaklaştırılmış porselen venerlerle restore edilmiş insisorların gerilim dağılımını incelemek için sınırlı-element yöntemini kullanmışlardır. Aşırı yük uygulaması için insisal kenarlara 50 N'luk yatay yük uygulanmış, mineralize dişin geometrisi ve doğal elastiklik modülünden dolayı çekme gerilmesi, porselen lamine venerle restore edilmiş dişin damak çukurunda meydana gelmiştir. İnce porselen genleşmeleri, çok yüksek çekme gerilmesi alanı oluşturduğu için damak çukuruna doğru genişleyen uzun oluklar istenmemektedir. Kabul edilebilir veya şiddetli kron kırığı ya da şiddetli aşınma durumunda butt-joint veya mini oluklar tavsiye edilmektedir çünkü bunlar düşük çekme ve basma gerilmelerine sahiptir (Magne, 1999).

Hahn, Gustav ve Hellwig tarafından yapılan bir in vitro çalışmada; porselen lamine vener ile restore edilmiş yük taşıyan dişlerde, insisal hazırlamanın etkileri incelenmiştir. Çalışmada, biri insisal hazırlama yapılmamış, yalnız fasial uzaklaştırma yapılmış, biri ise insisal kenarı ve farklı bir oluk bölgesi yuvarlatılmış iki tip preperasyon kullanmışlardır. Simantasyon sonrası numunelerin insisal kırılma noktalarına yükleme yapıldı. İnsisal kenarı hazırlanmış dişin, hazırlanmamış dişe kıyasla en düşük kırılma dayanımını verdiğini görmüşlerdir (Hahn vd., 2000). Meijering ve ark. dişin dayanımı ile vener tipi ve hazırlama şekli arasındaki muhtemel ilişkileri incelemiştir. 2.5 yıllık bir değerlendirme döneminde; insisali kaplamak amacıyla yapılan insisal kenar hazırlama işleminin, venerin dayanımını sağlamak veya arttırmak için gereksiz bir işlem olduğuna ve porselenin baştan sona en iyi dayanımı verdiğine karar vermişlerdir (Meijering, 1998).

Castelnuovo vd. tarafından seramik venerlerin kırılma dayanımını ve kırılma şeklini değerlendirmek amacıyla yapılan bir diğer çalışmada 4 tip diş hazırlama yöntemi kullanılmıştır. Gruplar, insisal uzaklaştırmaz, palatal (damağa doğru) chamfer olmaksızın 2 mm insisal uzaklaştırma, 1 mm insisal uzaklaştırma ve 1mm yüksekliğinde palatal chamfer, 4 mm insisal uzaklaştırma ve 1 mm yüksekliğinde palatal boşluktan oluşmaktaydı. Simantasyon sonrası, kırılma yükleri mekanik bir test cihazı yardımıyla kaydedildi. Deneyler sonucunda; 2 mm'lik desteksiz insisal seramik ve butt-joint ve seramik feathered insisal kenarlı venerlerin en dayanıklı oldukları ve sağlam kaldıkları belirtilmiştir. Palatal boşluk

seramik venerlerde dayanımı yükseltmedi (Castelnuovo, 2000).

5.1.3 İnterproksimal Uzaklaştırma

Proximal marjinlerin temas alanına doğru genişlemesi istenmeyen bir durumdur, başka bir deyimle, temas noktasında birbirine bitişik dişlerin bulunması gerekir. Şayet temas bölgesi boyunca preperasyon gerekli ise, venerin diş hazırlama ve simantasyon bölgeleri arasında küçük diş hareketlerini önlemek için bir takım restorasyonlar uygulanmalıdır. Dentin içi kabarcığın hemen üzerindeki proximal bölgedeki, rengi bozulmuş diş yapısını maskelemek için preperasyonu damak eğimine doğru boyuna genişletmek gerekebilir. Aynı zamanda diastema durumunda preperasyon, lingual yüzeye genişletilmelidir (Elkawash, 2005).

5.1.4 Servikal Bitim Çizgileri

Venerde servikal bitim çizgileri, en az 0.25 mm uzaklaştırma gerektirir. Feather veya bıçak sırtı bitim çizgileri en uygun preperasyon yöntemleridir fakat hazırlanması ve gereken incelikte porseleni kusursuz şekilde üretmek oldukça zordur ve deneme ve simantasyon sırasında kırılma ihtimali mevcuttur. Bundan dolayı, bitim çizgisinin ideal formu maksimum 0.4 mm derinliğe sahip oluktur. Yuvarlatılmış iç açısı venerin marjinlerindeki gerilimi azaltmaya yardımcı olur, ayrıca porselenin üretim sırasında bu şekli alması çok daha kolaydır. Daha büyük dişeti-altı genişletmelerini gerektiren, birçok lekeleri maskelemek için kullanıldığı durumlar haricinde, bitim çizgisi, serbest dişeti marjininin hemen tepe noktasında bulunmalıdır. Belirgin bir boyuna bitim çizgisi bulunması, teknisyene venerin istenen genişletme miktarını belirlemede kolaylık sağlar (Elkawash, 2005).

Porselen venerin marjin şeklinin gerilime etkileri üzerine yapılmış bazı çalışmalar mevcuttur. Troedson vd. porselen içinde çiğneme sırasında oluşan gerilimden kaynaklanan klinik yetersizlikleri incelemişler ve uygulanan gerilimin porseleni kırmak için yeterli büyüklükte olup olmadığını belirlemek için bir çalışma yapmışlardır ve gerilim altında farklı marjin şekillerinin mukavemet üzerindeki etkilerini araştırmışlardır. Farklı yükleme açılarına maruz kalan bıçak sırtı, oluk ve omuz tipi preperasyonlar kullanmışlardır. Aynı koşullar altında, farklı boyuna dizaynlara sahip marjin bölümlerine ait gerilim değerlerinde ufak değişimler görülmüştür ve sonuçta, porselen lamine venerler için oluk veya omuz tipi preperasyonun önerilebileceğine karar vermişlerdir (Troedson, 1999).

Bir başka çalışma ise; Seymour vd. tarafından, oluk, omuz veya bıçak sırtı labial marjin

dizaynı kullanılmış porselenlerin ve porselen vener restorasyonların labial marjinlerindeki kompozitin basma ve çekme gerilmelerini incelemek amacıyla yapılmıştır. Sonuçlar göstermiştir ki; insisal overlap preperasyon, pencere tipi preperasyondan daha düşük basma gerilimi oluşturur. Labial yük uygulandığında çekme gerilmesi; oluk ve omuz tipi preperasyonda, bıçak sırtı preperasyona kıyasla 25 kat daha büyüktür. Sonuç olarak; labial marjinde bıçak sırtı tip preperasyon ile insisal overlap uygulamak, oklüzal yüzeylerin kırılma olmaksızın yük taşımasını kolaylaştırır (Seymour vd., 2001).

5.2 Yapıştırma Teknikleri

Mine yüzündeki prizmatik yapıya asit uygulaması 10 µm kalınlığında dokunun uzaklaşmasına ve 5-50 µm arasında değişen derinlikte mikroçukıntuların oluşmasına neden olur. 30.000-40.000 adet/ mm² civarında bulunan bu prizma çukıntılarının demineralize olması ile son derece tutucu bir yapı açığa çıkar. Yüksek akışkanlığa sahip doldurucu içermeyen yapıştırma bağlantı ajanının bu mikroçukıntılara nüfuz etmesiyle birlikte yaklaşık 20 MPa değerinde bir bağlantı kuvveti elde edilir. Mine ve reçine arasındaki bu bağlantı minenin yüksek inorganik içeriğinden dolayı uzun süreli, kararlı bir bağlantıdır. Buna karşılık, dentine olan bağlantıda karşılaşılan problemler aşağıda bildirilen durumlarla ilişkili bulunmuştur:

- 1- Mine ile dentinin inorganik ve organik yapı hacimleri arasındaki farklılıklar ve mineda düzenli şekilde dizilen hidroksiapatit (HA) kristallerinin dentin organik matriksi içerisinde rastgele dağılmış olması,
- 2- Dentin yapısının düzensiz dizilen tübüller nedeniyle mine kadar homojen olmaması,
- 3- Dentinin mineye oranla daha esnek olması ve kuvvetler karşısında farklı karakterde davranış göstermesi,
- 4- Dentin pulpal dokularla ilişkide olduğundan dentin tübüllerinin yaklaşık 20-30 mmHg basınca sahip sıvı içermesi,
- 5- Dentinin hidrofilik, yapıştırıcıların pek çoğunun hidrofobik yapıda olması,
- 6- Kesik dentin yüzeylerinde smear tabakası olarak adlandırılan ince, düzensiz bir tabakanın yer alması (Çelik, 1999).

5.2.1 Yapıştırma Tekniğinin Tarihçesi

Yapıştırma kurallarına ait veriler, 1955'te Buonocore'un (Kugel vd, 2000; Çelik, 1999)

endüstriyel yapıştırma tekniğini kullanmasına dayanır. Mineyi fosforik asitle dağlamanın su altında bağlantı ömrünü artırdığını buldu. 1963'te Buonocore, bilhassa Dr. Bowens'ın mine ve dentine ön uygulama şeklinde kullanılmak üzere diş yüzeyinden suyu uzaklaştıracak maddelerle ilgili araştırmasına atfederek mine ve dentine bağlanma farklarını tartışıp, görüşlerini diş hekimliği alanına sundu. 1960lar'da Buonocore'un fikri ile gündeme gelen, reçinenin dağlanmış minenin mikro gözeneklerine nüfuz etmesi (penetrasyon) ve mikro mekanik bağ oluşturması günümüzde kabul gören bir uygulamadır. Zaman geçtikçe dağlanmış mine için asitle dağlamamanın dayanımındaki ve konsantrasyonundaki değişim belirlendi (Kugel vd, 2000).

1979'da dentinal dağlamayı dile getiren ilk kişi Fusayama oldu. Fakat dentine bağlantı zayıftı çünkü dentin tübüllerinin içi bağlanmayı engelleyecek sıvılarla doluydu. Dentin bağlantısının başlarında bağlanma, smear tabakasından dolayı karmaşık bir yapıdaydı. Bu durum dentinin geçirgenliğini düşürerek pulpayı koruduğu için başlangıçta avantaj olarak değerlendirildi. Dentine bağlantı iyileştikçe smear tabakasının uzaklaştırılması gerekli hale geldi. Buonocore'dan günümüze dek bağlanma sistemlerindeki değişim, minenin dağlanması, dentinin dağlanma koşulları, smear tabaka uygulamaları, kullanım koşulları gibi bir çok faktörle bağdaştırılmıştır:

İlk kuşak, Buonocore ve çalışma arkadaşları 1956 yılında asitle dağlanmış dentine bağlanmayı sağlamak için gliserofosforik asit dimetakrilat içeren reçine kullanmışlardır. Fakat çalışmaların sonucunda bağın zayıf olduğunu fark etmişlerdir. Bu çalışmadan 9 yıl sonra Bowen, bir tarafı dentin ile, diğer tarafı reçine ile bağ yapan çift fonksiyonlu NPG-GMA [4] (N-phenylglycine-glycidylmethacrylate) [6,7] denemiş, ve sonuçta o da 1-3 MPa değerinde düşük bağlanma elde etmiştir (Kugel vd, 2000; Çelik, 1999) .

İkinci kuşakta bağlanma ajanlarında iyileşmeler elde edilmiş ve dentine yapışma da ilerlemeler kaydedilmiştir.

Üçüncü kuşak sistemlerinde asit, özellikle dentin tübüllerini açmış, smear tabakasına nüfuz eden ve su ile yer değiştirip dentine bağlanmayı sağlamlaştıran primer uygulanmadan önce su ile durulanmıştır. Daha sonraki primer uygulaması mine dentine uygulanmış olan reçineyi uzaklaştırdı ve ardından yapıştırıcı uygulanmıştır. Smear tabakasına veya modifiye edilmiş smear tabakasına bağlanma 1990'dan önceki dönemlerde başarılı olamadı çünkü, reçine,

smear tabakasına nüfuz etmedi.

Dördüncü kuşakta, smear tabakanın tamamen uzaklaştırılması başarılıdır. Fusayama ve çalışma arkadaşları preperasyonu % 40'lık fosforik asitle 15-20 dakika dağlayarak dentin ve mineye bağlantıyı kolaylaştırmaya çalıştılar.

Beşinci kuşakta; bağlama kademelerini azaltarak klinik prosedürün kolaylaştırılması hedeflenmiştir. Beşinci nesil yapıştırıcılar iki tip yapıştırıcı içerir: tek-şişe sistemleri ve self-etching primer (astar) bağlama sistemleri.

Tek-şişe sistemleri: Minenin ve dentinin dağlanmasından sonra uygulanan, astar ve yapıştırıcıyı içerir. Bu tip bağlama sistemleri reçine ve hibrid tabaka vasıtasıyla dağlanmış dentin ile sıkı bir bağlantı sağlar.

Self-etching primer: çalışma süresini azaltan, uygulama sonrası asid jelin yıkanmasını gerektirmeyen, aynı zamanda kollajen fiber birikimi riskini ortadan kaldıran, dağlama ve astarlama kademelerini içerir fakat sıvının yerleştiği bölgede kontrol edilememesi ve bazen bir miktar smear tabakasının yapıştırıcı malzeme ile dentin arasında kalması gibi dezavantajlara sahiptir.

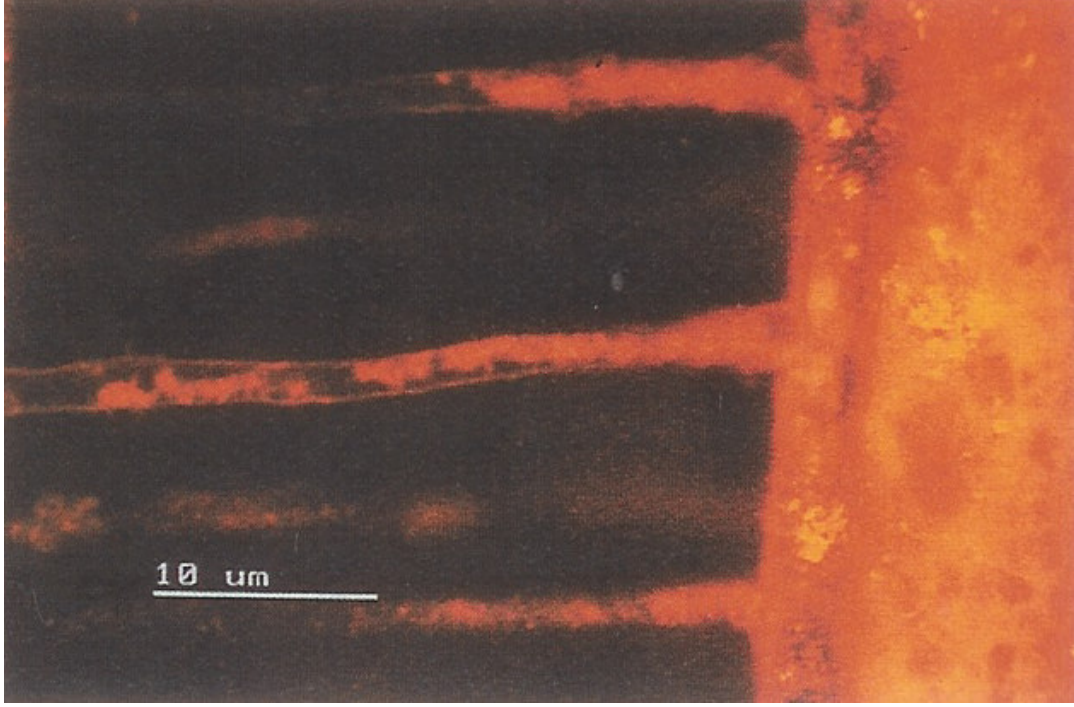
Altıncı kuşakta, birçok bağlama sistemi geliştirildi ve altıncı kuşak yapıştırma malzemeleri olarak üretildi. Bunlar, tek bir çözelti kullanılarak mineye ve dentine uygun yapışmayı sağlayabilmek amacıyla üretildi. Fakat tek-aşamalı bağlama sistemleri hazırlanmış dentine yeterli bağlanmayı sağlamış olmakla birlikte, asidik çözeltiyi yerinde tutabilme zorluğundan dolayı mine ile yetersiz bağlantı sağlamışlardır (Kugel vd, 2000).

5.2.2 Bağlama Yöntemleri

Smear tabaka gözönünde bulundurularak belirlenen yönteme göre, modern dentin yapıştırma sistemlerinde kullanılmakta olan üç çeşit bağlama yöntemi mevcuttur. Birincisi; smear tabakanın pulpayı koruyan ve pulpa sıvısının dışarı akmasını engelleyen doğal bir bariyer olmasından yararlanarak smear tabakayı düzenlemeyi ve olulu şekilde değerlendirmeyi hedeflemektedir. Smear tabakaya infiltre olan monomerlerin, uygun şekilde ıslatılması ve polimerizasyonu ile dentine mikromekanik ve kimyasal bağlama sağlayarak; smear tabakanın alttaki dentin yüzeyine bağlantısını güçlendirmesi beklenmektedir.

İkinci tür bağlama yöntemi, total-dağlama tekniğini kullanarak mine ve dentine eş zamanlı uygulanan asidik çözeltiler ile smear tabakanın tamamen uzaklaştırılmasını kapsar.

Üçüncü tür bağlanma yöntemi ise; diğer iki yöntemi birarada kapsayar ve self-etch astarlar ve asidik astarlardan çok az miktarda kullanarak smear tabakayı uzaklaştırmak yerine, kısmen smear tabakayı ve tübül ağzlarını tıkamadan alttaki dentin yüzeyini demineralize eden yöntemdir (Çelik, 1999).



Şekil 5.2 Dentin-kompozit temas yüzeyinin konfokal mikroskop görüntüsü: smear tabakası tam olarak uzaklaştırılamamış olduğundan, dentin tübülleri kompozit ile tam olarak doldurulamamış ve hibrit tabaka net olarak görüntülenememiştir (Pioch, 1996).

5.2.2.1 Mineye Bağlanma

Yaklaşık 50 yıl önce M.G. Buonocore eğer reçine uygulanmadan önce mine fosforik asit ile pürüzlendirilir ve durulanıp kurutulur ise, akrilik reçineleri mineye bağlamanın mümkün olduğunu gösteren bir makale yayınladı. Bu adeziv diş hekimliğine giden adımlardan biri olan mineye güvenilir bağlanma için atılan ilk temel adım oldu. Herhangi bir işlem görmemiş olan mine oldukça düşük yüzey enerjisine sahiptir ve dolayısıyla bağlanma için elverişli değildir. Ayrıca, tükürükten kaynaklanan glikopolisakkaritlerden oluşan bir biyofilm tabakası ile örtülüdür. Bu biyofilm tabakasını uzaklaştırıp mineyi % 37'lik fosforik asit çözeltisi ile pürüzlendirerek, bağlanma için çok faydalı olan iki değişiklik elde edilir. Minenin yüzey enerjisi belirgin bir biçimde yükseltilir ve seçici çözünme nedeniyle, kompozit reçinelerin

matriksini oluşturan ve mineye bağlanma ajanları olarak kullanılan hidrofobik diakrilat reçinelerin ideal biçimde penetre olabileceği mikroretantif bir yüzey yaratılır.

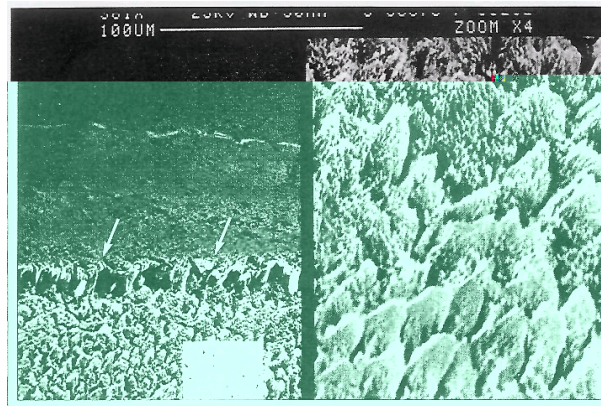
Dolayısıyla, mineye bağlanma süreci esas olarak reçinenin mine yüzeyi ile mikromekanik bir biçimde kilitlenme oluşturmaktan ibarettir.

Klasik mineye bağlanma yöntemi; minenin hassas biçimde 30 saniye süre ile fosforik asit jeli kullanılarak pürüzlendirilmesin, tüm artıkların uzaklaştırılabilmesi için bir hava-su spreyi ile iyice durulanmasını ve son olarak, hidrofobik mineye bağlayıcı ajanını uygulamadan önce mine yüzeyinin dikkatlice ve tamamen hava spreyi ile kurutulmasını içermektedir (Gürel, 2004).

5.2.2.2 Dentine Bağlanma

Dentine bağlanmanın daha karmaşık ve zor olduğu ispat edilmiştir. Ancak bir mikromekanik bağlanma elde edilebilirse dentine kalıcı bir bağlanmanın mümkün olabileceği anlaşıldıktan sonra, dişhekimlerine güvenilir malzeme ve teknikler sunulmaya başlanmıştır. Tedavi felsefesindeki iki önemli yaklaşımda değişim meydana gelmiştir.

1. Dentin, asit ile pürüzlendirilmelidir, ki bu pulpaya zarar vermez.
2. Nemli ortamına rağmen asitle pürüzlendirilmiş dentin yüzeyi içersine penetre olabilen hidrofilik reçineler kullanılmalıdır.

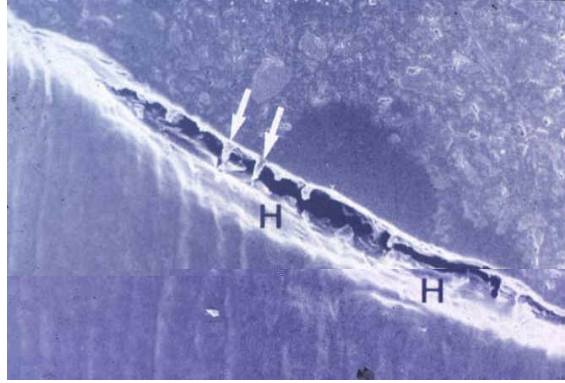


Şekil 5.3 Mine 30 saniye süre ile asitle pürüzlendirildikten sonra oluşan madde kaybının SEM görüntüsü: sol alt taraf; asitle pürüzlendirilmiş mine; sol üst taraf; pürüzlendirilmemiş mine, seviye farkının yüksekliği (oklarla gösterilen); madde kaybı, sağ taraf; asitle pürüzlendirilmiş minenin daha büyük görüntüsü (Gürel, 2004).

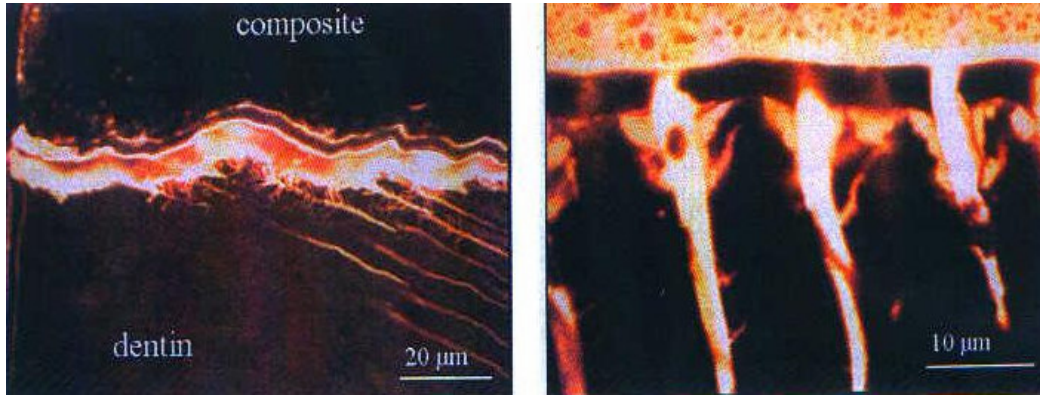
Dentine, yaklaşık 30 MPa'lık bir güç sergileyen uygun bir mikromekanik bağlanma elde etmek için, aşağıdaki temel adımlar izlenmelidir.

1. Yüzeyi birkaç mikronluk derinlikte dekalsifiye etmek için dentin yüzeyi asitle pürüzlendirilir. Bu şekilde kollajen lifler açığa çıkar ve yapıştırma sisteminin bileşenleri olarak kullanılmaya hazır hale gelir. Bu safhada dentini fazla kurutmak gerekir, çünkü kollajen lifler çökerek birbirine yapışıp yapıştırma sisteminin herhangi bir bileşeninin düzgün bir biçimde penetre olmasını engelleyebilir. Diğer taraftan dentin çok ıslak bırakılırsa, bu seferde “aşırı ıslaklık” olgusu meydana gelir. Bu durumda yapıştırma sistem bileşenleri olan monomerlerin aşırı derecede ıslanması neticesinde yeterli dercede penetrasyonları engellenmiş olur.

Eğer dentin uzun süre asitle pürüzlendirilirse, asidin etkisi daha derin bölgelere ilerler ve sonuçta monomerler çözündürülen derin bölgelere tam olarak penetr olamayabilir, ki bu da zayıf bir bağlantıya ve muhtemel nanosızıntı (hibrit tabaka içersindeki mikro sızıntı oluşumuna) yol açar (Gürel, 2004).



Şekil 5.4 Dentin ile kompozit arası marjinal boşluğun görüntüsü

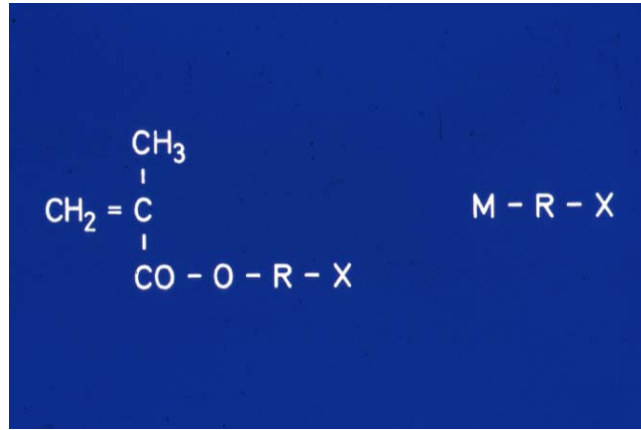


Şekil 5.5 a) Kompozit-dentin arası boşluk ve b) demineralize dentin tübüllerinin içine penetre olmuş kompozitin konfokal (Confocal) mikroskop görüntüsü (Pioch, 2001).

2. Asitle pürüzlendirilmiş dentin yüzeyine primer (astar) uygulanmalıdır, yani hidrofobik veya amfifilik monomerler penetre ettirilmelidir. Bu monomerler sadece nemli kollajen ağı içerisinde penetre olabilirler. Bu penetrasyon, monomerin aşırı hidrofilik karakteri (örn HEMA) sayesinde mümkün hale gelmektedir ve/veya aseton veya alkol gibi hidrofilik çözücüler ile desteklenmektedir. Genellikle, primer uygulandıktan sonra fazla çözücünün buharlaştırılması için yüzey hava spreyi ile kurutulmalıdır.
3. Primer uygulanmış dentin yüzeyi, genellikle daha hidrofobik olan ve restorasyon veya simantasyon kompozitindeki reçine ile uyumlu olması gereken bağlama ajanını kabul etmeye hazırdır. Bu aşamada reçine ile infiltre olmuş dentin çok hassastır. Dolayısıyla restorasyonu uygulamadan önce polimerize etmek gerekir. Eğer yapılmazsa, üstteki kompozitin polimerizasyon büzülmesi, hibrit tabakayı doğrudan bozar (Gürel, 2004).

5.2.3 Kimyasal Bağlanma Mekanizmaları

Dentine kimyasal bağlanma mekanizmasındaki en temel olay reçinenin, ya kollajen ya da kalsiyuma bağlanan bir aktif grup içermesidir. Reçine molekülünün diğer ucu, polimerizasyon sırasında reçine ile rekalsiyona girecek bir metakrilat grubu içerebilir.

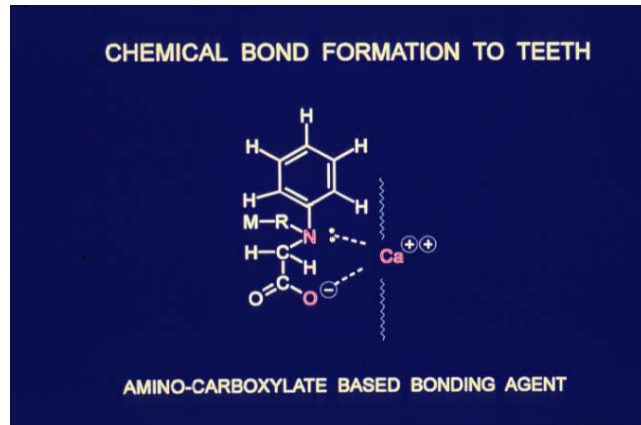


Şekil 5.6 Dentin bağlama ajanının genel formülü: M; metakrilat grubu, R; dişe bağlanan grup [8].

Yıllar boyunca bu tip bir bağlantı sağlanmaya çalışılsa da, günümüze dek bu tip bağlantıların gerçekleştiğine dair çok az kanıt bulunmaktadır. Bunun nedeni, diş yüzeyinin kimyasal yapısının bağlantının çok zayıf olmasına sebep olması ve H (Hidrojen) iyonları gibi arayüzeye difüze olan ve orada farklı bağlar kuran iyonların varlığının, bağları daha kararsız hale getirmesidir [8].

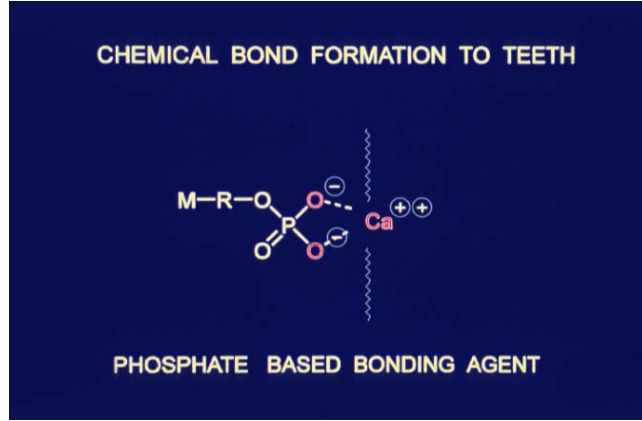
5.2.3.1 Hidroksiapatite bağlanma

Bu mekanizmayı anlamamanın en kolay yolu M-R-X formülünü kavramaktır. M metakrilat grubunu (-CO-O grubunu içerir), R hidrokarbon zincirini içeren spacer, X diş yüzeyinde bulunan kalsiyum ile bağlantıyı sağlayan kısımdır.



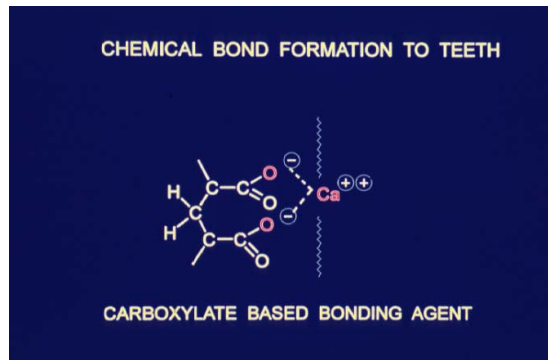
Şekil 5.7 Aminokarboksilat esaslı bağlama ajanının kimyasal bağlanması [8].

Dentin bağlama ajanlarından biri aminokarboksilat bileşiğidir. Potansiyel bağlanma özelliğine sahip olan bölüm, son yörüngesinde iki elektrona sahip, sp^3 orbital konfigürasyonuna sahip, azot atomudur. Bundan dolayı elektronları içeren orbital, dış yüzeyinde bulunan pozitif bir yük olan Ca iyonu ile bağ yapabilir. Bununla birlikte, molekülün diğer ucu H iyonu veren ve negatif yüklenen karboksilat grubu ($-COOH$) içerir. Negatif yük, kalsiyum iyonu gibi pozitif bir yükle etkileşime girebilir.



Şekil 5.8 Fosfat esaslı bağlama ajanının kimyasal bağlanması [8].

Dişe bağlama ajanlarından en çok kullanılan bir diğer reçine ise fosfat grubu ile biten ajanlardır. Çok kullanılmasının bir sebebi, negatif yüklenebilme kabiliyetinin çok yüksek olmasıdır. Fakat fosfat grubu, hidroksiapatit içerisindeki fosfat grubu ile rekabete girebilir.

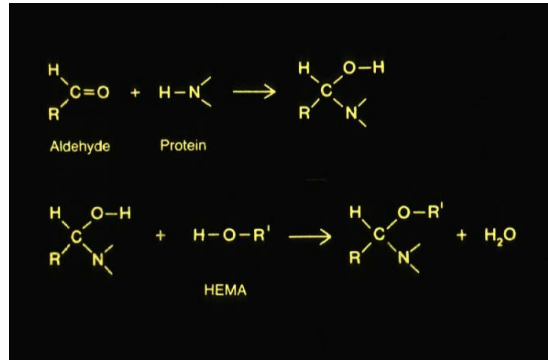


Şekil 5.9 Karboksilat esaslı bağlama ajanının kimyasal bağlanması [8].

Dentinin bağlanmasını arttıran bir diğer kimyasal ise karboksilat simalar ve cam iyonmer simanlar içersinde bulunan poliakrilikasittir (PAA). Bağlanma yeteneği, hidrojen iyonları yüzeyle reaksiyona geçtikten sonra, PAA boyunca bulunan negatif yüklerle ilişkilidir. Bu konu henüz araştırılmakta olmakla beraber, PAA çok iyi arakilitlenmeler oluşturur ve hidrofilik yapısından dolayı yüzeyi nemlendirir [8].

5.2.3.2 Kollajene bağlanma

Reçinenin kollajene bağlanması için ilk yapılması gereken kollajen fiberleri aldehitlerle (örneğin gluteralehit) ortaya çıkartmaktır. Bu işlem sırasında C=O çift bağı açılır ve kollajen yüzeyinden hidrojenleri geri çeker.



Şekil 5.10 Kollajene kimyasal bağlantı [8].

Bu gerçekleşirken, oksijendeki serbest elektron, kollajendeki azot atomuna H bağlanırken serbest kalan elektron ile reaksiyona girebilir. Bu reaksiyon gerçekleşirken, hidroksil grubunun kollajen proteini üzerine yerleştiği söylenebilir. Reaksiyonun ikinci adımında, hidroksietilmetakrilattaki (HEMA) hidroksil gruplarının, protein yüzeyine yerleşen –OH grupları ile reaksiyona girmesi gerçekleşir. Bundan dolayı, kondensasyon reaksiyonu sonucunda, HEMA molekülü metakrilat grubu ile kollajen yüzeyine bağlanmış olur [8].

5.2.4 Yapıştırma Yöntemleri

İki tip yapıştırma yöntemi vardır:

- ❖ Geleneksel yöntem (dentine gecikmiş bağlanma)
- ❖ Yeni yöntem (dentine anında bağlanma)

5.2.4.1 Geleneksel Yöntem

Simanlanma işleminin öncesinde porselen venerin hazırlanmış diş yüzeyine ve diğer dişlere tam olarak oturup oturmadığını, interproksimal teması sağlayıp sağlamadığını, restorasyonun renk uyumunun olup olmadığını belirlemek için deneme yönteminin uygulanması çok önemlidir. Denemeden sonra seramik yüzeyinin hazırlanmasına başlanır: hazırlama basamakları boyunca restorasyonun elde dikkatlice taşınması gerekir. Seramik restorasyonu tutmak için yumuşak yapışkanlı balmumu kullanılabilir. Bir sonraki adım: porselen venerin iç yüzeyinin % 10'luk florik asid ile 90 saniye boyunca dağlanır ve ardından tüm kalıntıları ve kopan parçaları uzaklaştırmak için distile su ile yıkama yapılır. Daha sonra restorasyonun iç yüzeyindeki su fazlasını uzaklaştırmak için kurutma yapılır. SEM incelemesi yapabilmek için porselenin iç yüzeyi hidroflorik asit ile dağlanarak kuvvetli bir dağlama modeli oluştururlar. Dağlanmış porselen yüzeyinin tarama elektron mikroskop incelemeleri (SEM), porselenin yüzeyinin çok sayıda amorf ve mikrogözenekli bir yapı içerdiğini göstermektedir. Bu mikrogözenekler, bağlanma yüzeyini artırır ve reçine kompozit ile kuvvetli bir mikromekanik bağlantı sağlar (Elkawash, 2005).

5.2.4.2 Yeni Yöntem

Yeni yöntemde işlem kademeleri; diş hazırlamanın hemen ardından uygulanan dağlama ve dentin bağlama ajanının uygulanması dışında, geleneksel yöntemle aynıdır. Yüzeyi % 80-90 oranında hazırlanmış yüzey, mineye uygulandığında % 37'lik fosforik asid ile 30 s.lik dağlama, ardından temizleme ve kurutma işlemlerini içeren yüzey hazırlama sadece mine ile sınırlı kalır. Şayet hazırlama sırasında dentinin ciddi miktarda bir kısmı aşınmış ise, hemen dentine uygun bir yapıştırıcı uygulanmalıdır. Aşınmış dentin korunmazsa, hazırlanma ve yerleştirme aşamaları arasındaki sürede kontaminasyonlar söz konusu olabilir.

İki yöntem arasında önemli farklılıklar gözlemlenmiştir:

- 1- Geleneksel yöntemde, hibrid tabaka ile onun altındaki reçine arasında kısmi süreksizlikler görülebilir.
- 2- Yeni yöntemde, daha uzun reçine kütleleri mevcuttur ve dentin ile reçine arasında veya önceden sertleştirilmiş yapıştırıcı ile astar kompozit arasında süreksizlik görülmez.
- 3- Geleneksel yöntemde, astar boşluğunun büyük bir kısmı (yaklaşık 125 µm) astar

kompozit ile doludur ve sertleşmemiş dentin yapıştırıcı restorasyonun yerleştirilmesi sırasında daha kıvamlı olan kompozit sebebiyle incelmıştır. Yeni yöntemde astar boşluğu daha kalındır (yaklaşık 200 μm) çünkü, önceden sertleştirilmiş yapıştırıcı (yaklaşık 80 μm) ile astar kompozitten (yaklaşık 120 μm) oluşan iki tabakadan oluşmaktadır (Elkawash, 2005).

5.3 Kenar Uyumu (Marjinal Adaptasyon)

Kompozit malzemelerin en olumsuz özelliği, % 1.6 ile % 5.7 arasında değişen polimerizasyon büzülmesidir. Kompozit inley tekniği, büzülme problemlerinin üstesinden gelebilmek için, büyük boyutlu tedavi bölgelerinde, kompozit malzemeleri çok ince bir tabaka halinde, astar malzemesi olarak kullanmışlardır (Gemalmaz, 1996). Polimerizasyon büzülmesi, astar kompozit ile diş ve porselen vener arayüzeyindeki ısıl genleşme farkları, diş/astar kompozit arayüzeyinde oluşan mikrosızıntılar, diş/astar/kompozit/porselen arayüzeylerinde gerilimlere neden olur. Feilzer vd.'nin teorilerine göre mikrosızıntılardan kaynaklanan gerilimler, belli bir limite kadar boşaltılabilir, çünkü astar malzemenin venere bakan tarafı bağ yapmamış olduğundan sınırlı bir bağlanma elde edilmektedir. Bu nedenle, reçine kompozitin kalınlığı azaltıldığı takdirde duvardan duvara polimerizasyon büzülmesinin, kütle halindeki reçinede gerçekleşen büzülmeden üç kat daha fazla olduğu görülmüştür. Bu durumda, artık gerilimlerin, reçine kompozittekinden daha fazla olması beklenir. Bu büzülme gerilmesinden dolayı, iki bağlanmış arayüzey olan porselen/astar kompozit arayüzeyi ve astar kompozit/diş arayüzeyindeki yapıştırıcı kuvvetler arasında bir etkileşim oluşur. Mikrosızıntı bu arayüzeylerde gerçekleşir ve daha sonra renklenmelere, uygulama sonrası hassasiyete ve tekrarlanan çürüklere sebebiyet verebilir (Feilzer, 1989). Sorensan vd. ve Lacy vd. astar kompozit ile porselen arayüzeyindeki mikrosızıntı ihmal edilebilir düzeydedir. Preperasyon marjinleri mineye tam olarak yerleştirilmiş ise astar kompozit ve diş arasındaki mikrosızıntı minimum düzeydedir (Sorensan vd., 1992; Lacy vd., 1992) Mikrosızıntı, yalnızca servikal marjinde belirgin düzeydedir. Peumans vd. bunun nedeninin, servikal marjindeki prizmatik mine yapısı olabileceğini söylemişlerdir (Peumans, 1999). Porselen venerler genellikle prizmatik minenin bu bölgesinde sona ererler ve bu nedenle, bu bölgelerde marjinal geçirmezlik zayıftır. Şayet servikal preperasyon marjini dentinde ise, kompozit ile diş arayüzeyinde çok daha belirgin bir mikrosızıntı gerçekleşir (Zaimoglu, 19991). Birçok yazara göre, üçüncü nesil dentin bağlama ajanı kullanımı, mikrosızıntı oluşumunu azaltabilir.

Seramik inleylearin dentine yapıştırılmasında, iki farklı modern yapıştırıcı kullanımı ile marjinal sızıntı azaltılabilir. Fakat dentine bağlanmış seramik restorasyonların yapışma arayüzeyleri henüz istenen düzeyde (optimum) görünmemektedir. Çünkü hibrid tabaka ile alttaki reçine arasında bağlanma eksiklikleri görülmüştür [7]. Peumans vd. tarafından yapılan bir diğer çalışmaya göre, modern çok-aşamalı, tamamı dağlanmış dentin yapıştırma sistemi kullanıldığında ise astar kompozit ile dentin arayüzeyi boyunca bağlanmama sorunu belirtilmemiştir (Peumans vd., 1999).

Magne vd.'in yaptığı in vitro çalışmalarda, porselen venerin yerleştirmesi süresince, yapıştırıcı uygulama yönteminin, astar kompozit ile dentin arayüzeyinin kalitesi üzerinde oldukça etkili olduğunu gözlemlemişlerdir. Tarama elektron mikroskop incelemeleri sonuçları, geleneksel çok-aşamalı, tamamı dağlanmış dentin yapıştırma uygulamasının, hibrid tabaka ile reçine arasındaki bağlanma eksikliklerini göstermiştir. Halbuki, aynı dentin yapıştırıcısı (dentine uygulanır ve venerde hassasiyet yaratmadan sertleşir) kullanarak yeni yöntemde kullanıldığında, kopma gerçekleşmemiş ve sürekli bir arayüzey elde edilmiştir (Magne vd., 1999).

Preperasyon marjinlerinin yerleştirilmesinin yanı sıra, astar kompozitin türü de ısı genleşme katsayısı açısından mikro sızıntı miktarını belirleyen etkenlerdendir ve ayrıca polimerizasyon büzülmesi de reçine kompozitin türüne göre değişiklik gösterir. Yüksek dolgu içeren kompozit malzemeler, ısı genleşme katsayısını ve polimerizasyon büzülmesini azaltır. Bu sebeplerden dolayı, optimum özellikli dolgu malzemesine sahip astar kompozit kullanımı tercih edilmelidir. Bununla birlikte, bu tip simanların viskozitesi yüksek olur ve bundan dolayı astarlama işlemi sırasında veneri yerleştirmek daha fazla hassasiyet gerektirir. Yapılan bazı çalışmalarda ışıkla sertleştirilmiş ve çift yönlü sertleştirilmiş astar kompozitler aynı sızıntı karakterini gösterirken, bazılarında çift yönlü sertleştirilmiş astar kompozitlerde, daha düşük mikrosızıntı gözlenmiştir [1].

Klinik çalışmalarda, porselen vener hazırlanması sırasında dentinin aşındığı durumlarda mikrosızıntı sıklıkla görülür. Yapılan diğer çalışmalarda, tamamen mine içi hazırlama yapılmış porselen venerlerde daha az mikrosızıntı belirlenmiştir (Magne, 1999; Nordbq, 1994).

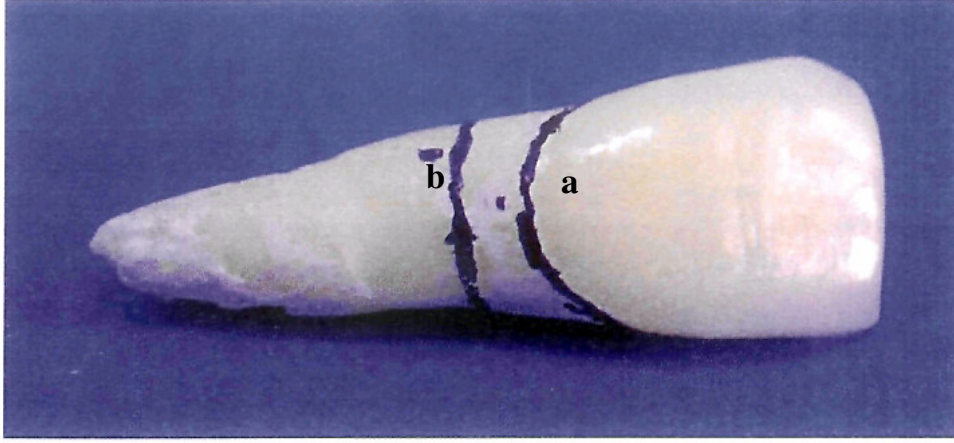
6. DENEYSEL ÇALIŞMALAR

Bu çalışma, estetik diş hekimliği alanında son yıllarda geliştirilmiş olan porselen lamine vener restorasyonların diş ile kenar uyumlarını (marjinal adaptasyonlarını) incelemek amacıyla yapılmıştır. Bu amaçla, Marmara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Ana Bilim Dalında tedavi görmekte olan hastalardan alınmış 20 adet anterior diş kullanılmıştır. Hastalardan alınmış olan anterior dişler (ön dişler), çürüklerinden ve kalıntılardan arındırıldıktan sonra dehidratasyonu (susuz kalma) önlemek için distile su içine konularak saklanmıştır. İki gruba ayrılmış olan dişlerin herbir grubuna farklı bir bağlanma yöntemi uygulanarak yapıştırma işlemi gerçekleştirilmiştir.

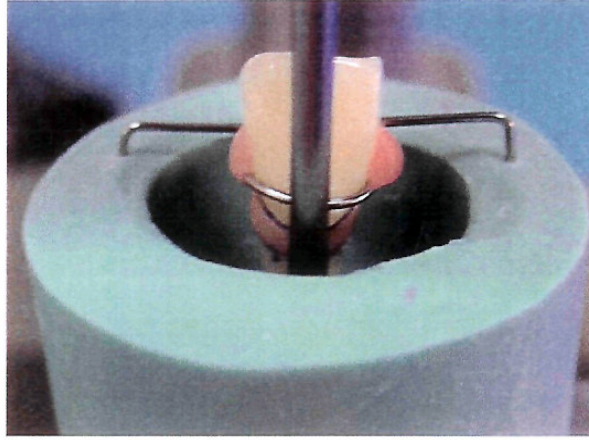
1. grup bağlanma yöntemi: dişlerin marjin bölgeleri dışında kalan, mine ve seramik vener üzerinde yer alan bölgelerine ve özellikle dentin yüzeyine geleneksel yapıştırma işlemi (conventional luting method) uygulanmıştır.

2. grup bağlanma yöntemi: dişlerin mine ve seramik vener üzerindeki marjin bölgeleri dışında kalan ve özellikle dentin yüzeyine yeni yöntem ile yapıştırma işlemi (immediate bonding method) uygulanmıştır.

Her diş, simantasyon sınırından (a) ve epoksinin diş yüzeyine yapışmasını engellemek için bu sınırın 2 mm altından (b) kalemle işaretlenmiştir (Şekil 6.1). Dişler, teker teker cam macunundan yapılmış yuvarlak silikon kalıplara yerleştirilmiş olup, her diş yuvarlak kalıbın tam ortasında dikey duracak şekilde, ortodontik tel ile tutturulmuştur (Şekil 6.2). Yapışma çizgisinin 2 mm altına kadar epoksi (Ebalta) ile kalıplanmıştır (Şekil 6.3, Şekil6.4 ve Şekil 6.5).



Şekil 6.1 Simantasyon çizgisi (a) ve bu çizginin 2 mm altından (b) yapılmış işaretleme.



Şekil 6.2 Ortodontik tel kullanılarak kalıbın ortasına yerleştirilmiş dişin görüntüsü.



Şekil 6.3 Dişlerin epoksi ile kalıplanması.



Şekil 6.4 Epoksi reçinenin silikon kalıplara dökülmesi.



Şekil 6.5 Epoksi ile kalıplanmış diş numuneleri.

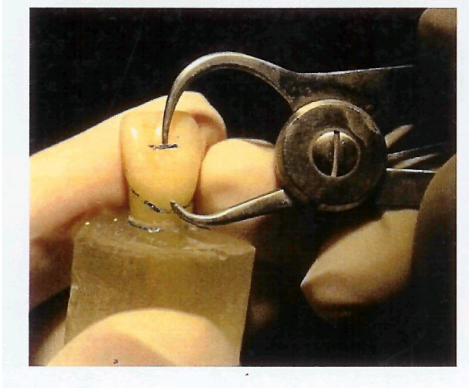


Şekil 6.6 Kalıptan çıkartılmış dişin görüntüsü.

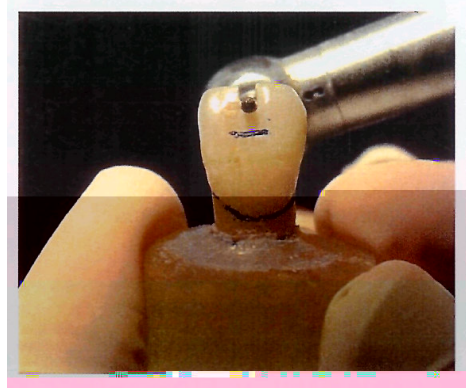
6.1 Diş Hazırlama

6.1.1 İnsisal Uzaklaştırma

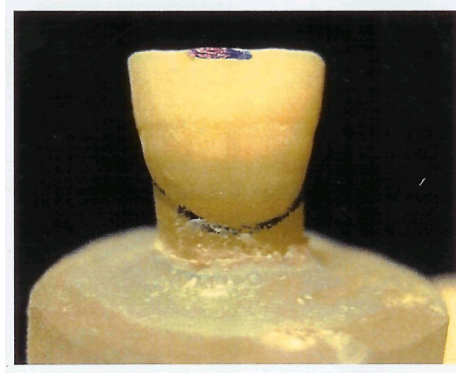
Diş ile porselen ara yüzeyinden 3 mm'lik insisal (dişin ısırma yüzeyi) uzaklaştırma yapılabilmesi için önce dişin uzunluğu pergelle ölçülerek belirlenmiştir (Şekil 6.7). Yiv derinliğinin belirlenmesi elmas dikenli bur yapılmıştır (Şekil 6.8). Yivler arası diş yüzeyi iki dişli bur (6844314.016LVS3 Komet Germany) ile temizlenmiş ve düzeltilmiştir (Şekil 6.9).



Şekil 6.7 Pergelle uzunluk ölçümü.



Şekil 6.8 Elmas dikenli fisürle yivlerin derinliğinin belirlenmesi.



Şekil 6.9 Yivlerinin araları düzeltilmiş ve temizlenmiş diş yüzeyi.

6.1.2 Fasial Uzaklaştırma

Porselen lamine venerlerde fasial uzaklaştırma (diş yüzeyinden madde uzaklaştırma), tüm dişleri eşit kalınlığa getirmek için uygulanmıştır (Şekil 6.10).

Seramik venerlerin fasial kalınlığı servikal (boyun) bölgede 0.7 mm, orta ve insisal bölgelerde 1 mm'dir. Dişler, su-soğutmalı cihaz ile interproksimal (birbirine temas eden iki komşu dişin arayüzeyi) temas alanlarını içine alacak şekilde genişletilmiştir. Servikal bitim çizgileri, simanla minenin bağlantı noktasının 1 mm üzerindedir. Böylece, diş hazırlama bitim çizgileri minenin tamamen üzerine denk gelmiştir.

Dişin fasial yüzeyindeki kesik derinliğini belirlemek için 0.5 mm'lik derinliği kendiliğinden ayarlayan kesme diskleri (834-314-021-LVS1- Brasseler Komet Germany) kullanılmıştır (Şekil 6.11). Dişin fasial yüzeyini tekrar düzeltmek için, iki uçlu elmas bur (6844-314-016-

LVS3 Komet Germany) kullanılmıştır (Şekil 6.12). Preperasyonun marjınları dışındaki yerlerin tamamen dentinin üzerinde olduğundan emin olmak için, 0.5 mm hassasiyette kendiliğinden derinlik ayarı yapabilen kesme diskleri kullanılmıştır. Ardından, aynı burlar kullanılarak preperasyon yüzeyinde son düzeltmeler yapılmıştır (Şekil 6.13, 6.14, 6.15).

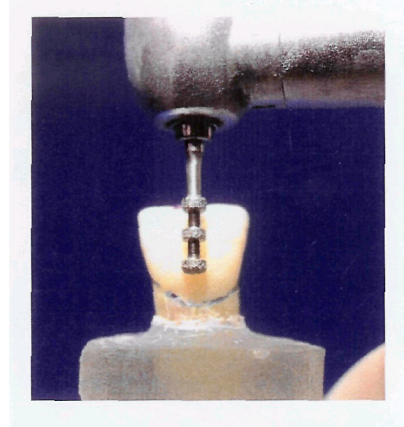
Üst orta kesici dişin anatomik yapısının boyutlarını elde edebilmek için seramik venerin nihai servikoinisial (diş ısıрма yüzeyi) yüksekliği 10 mm olmalıdır (Şekil 6.16a-b).

Dentin bağlanması 3 aşamada gerçekleştirilmiştir:

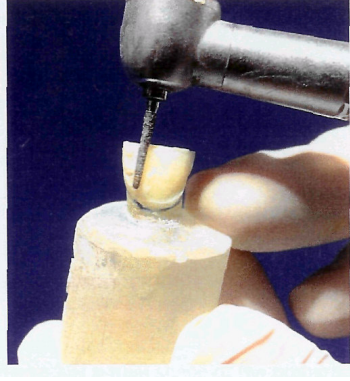
- a- Dentin yüzeyine 15 saniye süreyle % 37.5'lik fosforik asit ile dağlama yapılmış, ardından su ile temizlenmiş ve fazla su buharlaştırılmıştır (Şekil 6.18a-b).
- b- Yumuşak bir fırça ile 15 saniye süreyle astar (prime) (Opti Bond FL) uygulanmış (Şekil 6.17) ve ardından fazla çözücü hava ile uzaklaştırılmıştır (Şekil 6.19).
- c- İnce bir tabaka halinde yapıştırıcı reçine (Opti Bond FL) uygulanmıştır (Şekil 6.20).
- d- Yapıştırıcı 30 saniye süreyle ışıkla (Ivoclar vivadent-Targis Quick) sertleştirilmiştir (Şekil 6.21).
- e- Fazla yapıştırıcı reçine ince taneli elmas bur (6844-314-016-LVS Komet Germany) ile mine marjınlarından uzaklaştırılmıştır (Şekil 6.22, 6.23).



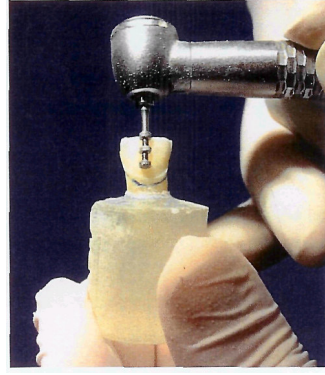
Şekil 6.10 Fasial uzaklaştırma işlemi.



Şekil 6.11 Yivlerin oluşturulması.



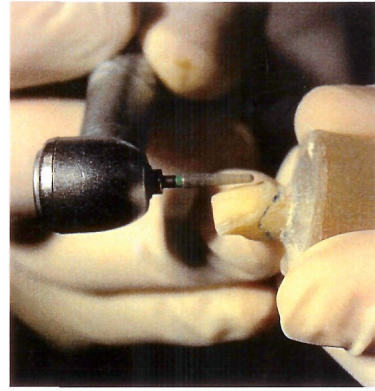
Şekil 6.12 Yivlerin arasından minenin uzaklaştırılması.



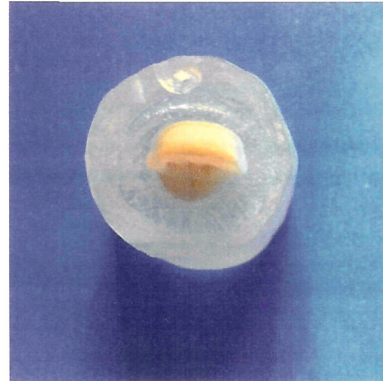
Şekil 6.13 Yivlere ikinci uygulama işlemi.



Şekil 6.14 Yivlerin arasındaki mine tabakasının uzaklaştırılması işlemi.



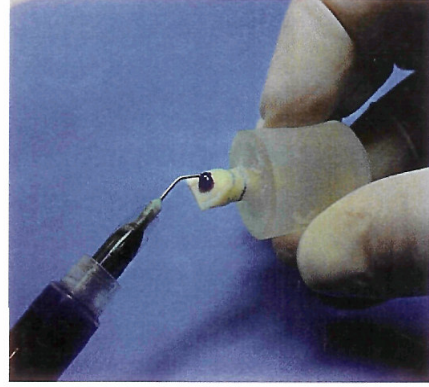
Şekil 6.15 Preperasyonun bitirilmesi işlemi.



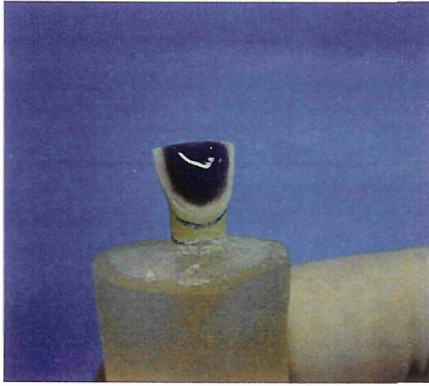
Şekil 6.16 Preperasyonun son şekli a) lingual yüzey, b) facial yüzey .



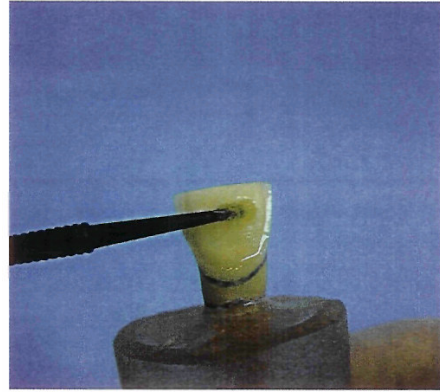
Şekil 6.17 Opti Bond-FL marka yapıştırıcı.



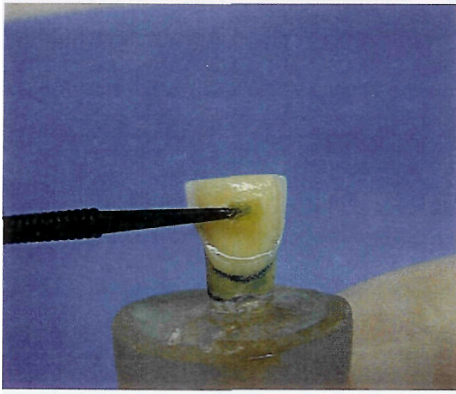
Şekil 6.18-a- Dentin yüzeyinin dağlanması işlemi.



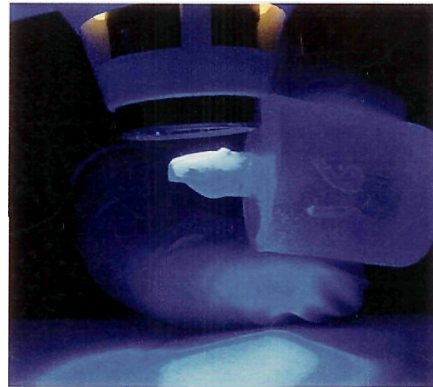
Şekil 6.18-b- Dentin yüzeyinin dağlandıktan sonraki görüntüsü.



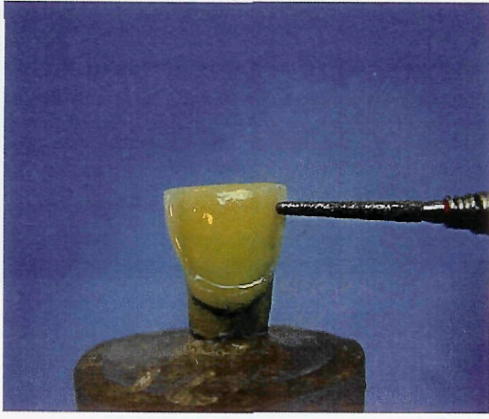
Şekil 6.19 Dağlanmış yüzeye primer uygulaması.



Şekil 6.20 Primer uygulanmış yüzeye yapıştırıcı uygulaması.



Şekil 6.21 Işık ile yapıştırıcının sertleştirilmesi.



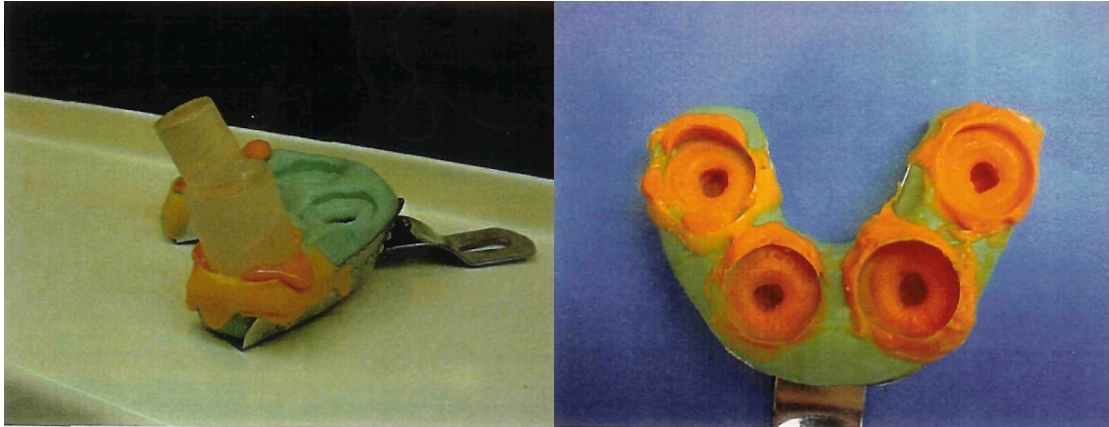
Şekil 6.22 Mine marjininin temizlenmesi.



Şekil 6.23 Preperasyonun bitiminden sonra dişin görüntüsü.

6.2 Replika Oluşturulması

Replika oluşturulması için kondensasyon tipi silikon (polisiloksan) (Oranwash L, Zhermack) ölçü malzemesi kullanılmıştır (Şekil 6.24).



Şekil 6.24 Dişin replikasını almak üzere hazırlanmış ölçü kalıpları.

6.3 Seramik Vener Üretimi

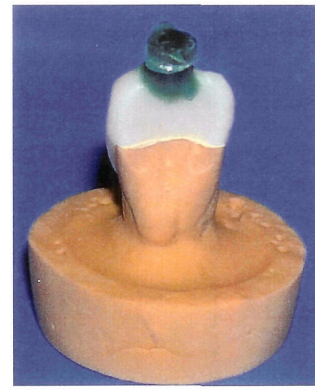
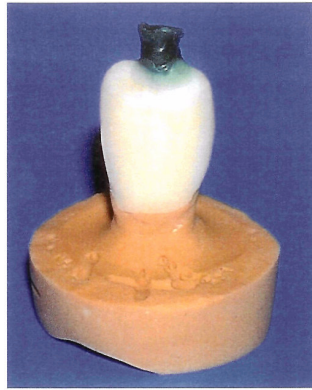
20 adet vainerin tamamı servikal bölgelerde 0.7 mm, orta ve insisal bölgelerde 1 mm kalınlığında homojen şekilde Renfert marka balmumu ile kaplanmıştır (Şekil 6.25 a ve b ve Şekil 26).

Öncelikle Empress sıvısı ve distile su belirli oranlarda karıştırılmıştır. Üzerine Empress tozu

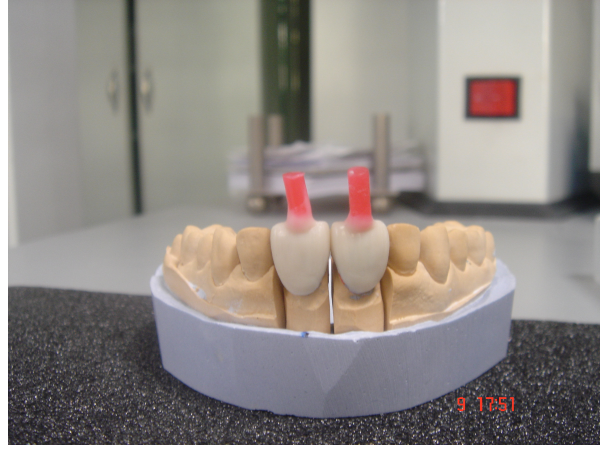
ilave edilerek 20-30 saniye el ile ve daha sonra vakumlu bir ortamda karıştırılmıştır (Şekil 6.27). Ardından karışım dikkatli bir şekilde Empress manşetlerin içine boşaltılmış (Şekil 6.28) ve üzerine halka şeklinde taban yerleştirilmiştir (Şekil 6.29).

Kalıplar, oda sıcaklığında 1-2 saat sertleştikten sonra manşet kağıdı uzaklaştırılmış ve ön ısıtma fırınında (Miditherm BEGO) (Şekil 6.31) 250 °C'de 30 dakika bekletilmiş, sonra sıcaklık yavaşça artırılıp toplam 850°C'de 1 saat bekletildikten sonra fırından çıkartılmıştır. 2 IPS Empress Estetik ingotları (Şekil 6.32), EP500 Ivoclar vivadent presleme fırınının (Şekil 6.33) merkezindeki daldırma pistonu ile kalıptaki model boşluğuna yerleştirilmiştir (Şekil 6.34 a,b,c,d). Fırının başlangıç sıcaklığı 700 °C olup, 60 °C/dk hızla 1075 °C'ye çıkarılmıştır ve bu sıcaklıkta 20 dakika bekletilmiştir.

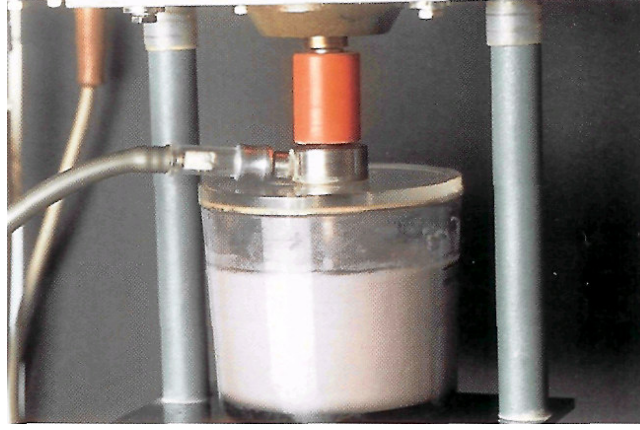
Porselen venerler soğutulduktan sonra, kalıbın üzerindeki daldırma pistonunun uzunluğu işaretlenmiştir (Şekil 6.35). Daldırma pistonunu seramik malzemeden ayırmak için bir ayırma diski kullanılmıştır (6.36 a ve 6.36 b). Venerin kalıptan çıkarılması için kumlama işlemindeki (Renfert) (Şekil 6.37) kum tanelerinin maksimum basıncı 2 bar olarak ayarlanmıştır. Venerler, fırının içindeki boşluktan elmas bir disk ile ayrılmış, bitirme işlemleri elmas bur ile yapılmıştır. En son olarak seramik vener üzerindeki yüksek çıkıntılar iki başlı elmas bur (6844314.016LVS3 Komet Germany) ile uzaklaştırılmıştır. Nihai boyutlar; sırasıyla servikal bölgenin 1/3'ünde ve insisal bölgenin 2/3'ünde 0.7 mm ve 1 mm kalınlık ve 10 mm uzunlukta elde edilmiştir. Venerler, Ivoclar vivadent IPS Empress cila ile seramik bir fırın içinde cilalanmıştır (Şekil 6.39 ve 6.40).



Şekil 6.25 Tekli balmumu modeli a)labial yüzey, b) lingual yüzey.



Şekil 6.26 İkili balmumu modeli.



Şekil 6.27 Vakumlu karıştırıcı.



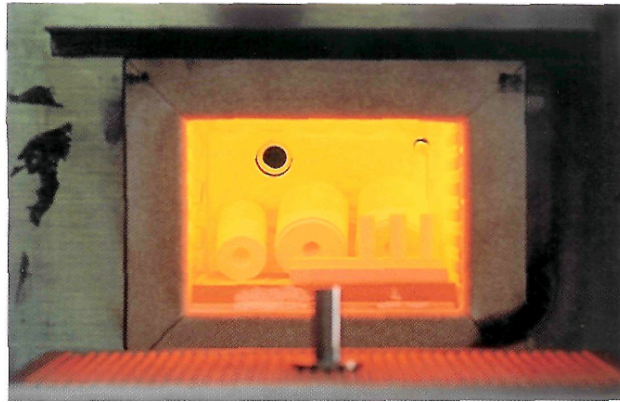
Şekil 6.28 Manşet içindeki modelin üzerine Empress dökülerek kalıplanması.



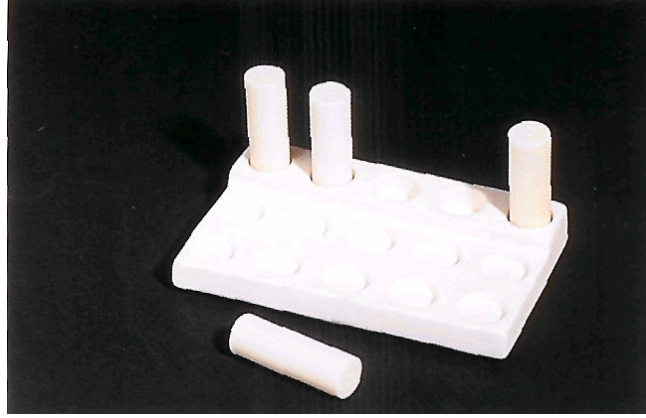
Şekil 6.29 Manşetler.



Şekil 6.30 Manşetin kapağının uzaklaştırılması.



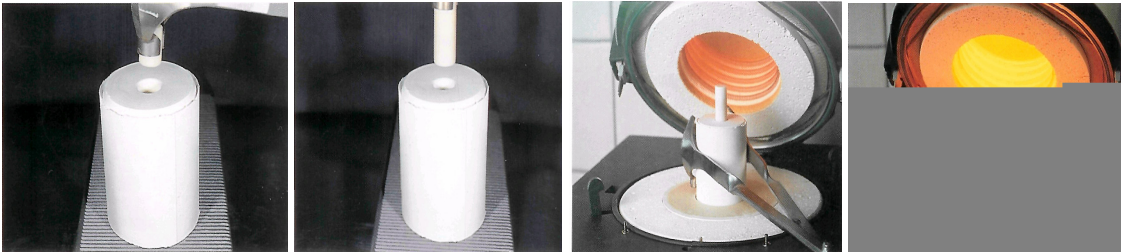
Şekil 6.31 Ön ısıtma fırını.



Şekil 6.32 Empress ingotlar.



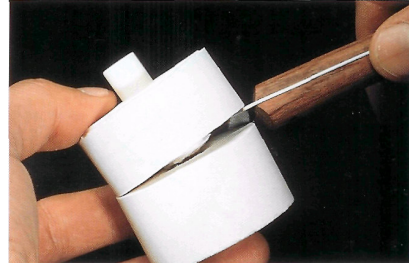
Şekil 6.33 Presleme Fırını.



Şekil 6.34 Empress ingotların kalıp boşluğuna yerleştirilmesi a) 1. kademe, b) 2. kademe, c) 3. kademe, d) 4. kademe.



Şekil 6.35 Kalıbın üzerindeki pistonun uzunluğunun ölçülmesi.



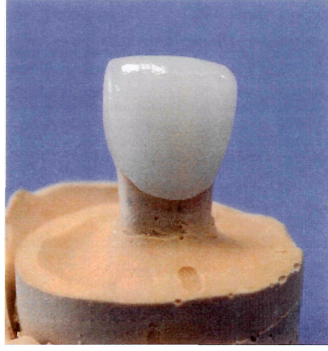
Şekil 6.36 Ayırma diski ile ingotun kesilmesi a)1.kademe, b) 2. kademe.



Şekil 6.37 Kuşlama makinası.



Şekil 6.38 Kuşlama işlemi.



Şekil 6.39 Alçı üzerine yerleştirilmiş lamine.



Şekil 6.40 Diş üzerine yerleştirilmiş lamine.

6.4 Seramik Venerlerin Yapıştırılması

Porselen venerlerin işlenmesinde düz yüzeyli bir alet ve yapışkanlı bir mum kullanılmıştır (Şekil 6.41). Seramik venerin iç yüzeyi % 5'lik IPS seramik dağlama jeli (Ivoclar) fosforik asit ile 90 saniye (Şekil 6.42) dağlanmış ardından su ile yıkanmış (Şekil 6.43) ve kurutulmuştur. Venerlerin iç yüzeyi bir silan bağlama ajanı (Monobond S, Ivoclar) (Şekil 6.44) ile kaplanmış, dağlanmış ve silanlanmış venerin yüzeyine yapıştırıcı reçine kaplanmıştır (Şekil 6.45). Ardından bu katman su ile dikkatlice inceltilmiş ve venerler koruyucu bir kap içinde saklanmıştır. Diş yüzeyine 30 saniye boyunca % 37,5'lik fosforik asit uygulanmış, 30 saniye boyunca su ile durulanmış ve ardından kurutulmuştur (şekil 6.46 ve şekil 6.47).

Birinci grup geleneksel yapıştırma yöntemi kullanılarak yapıştırılmış numunelere, 15 saniye boyunca primer (Şekil 6.48) ve ardından ince bir tabaka yapıştırıcı reçine uygulanmıştır (Şekil 6.49). Son olarak, seramik veneri hazırlanmış dişe yapıştırmak için çift-etkili yüksek viskoziteli astar reçine (Variolink, G04611Base, G03959Catalyst) üreticinin talimatları doğrultusunda (1:1 oranında base ve catalyst) uygulanmıştır. Hazırlanmış diş üzerine seramik venerler parmakla çok hafif bir baskı uygulanarak yerleştirilmiş (Şekil 6.50), marjinlerden taşan siman, marjine paralel yönde temizlenmiştir (Şekil 6.51). Marjnlere oksijen bariyeri (Liquid strip; Ivoclar C17592) uygulanmıştır. Her seramik venerin fasial (yüz ile ilgili) ve palatal (damakla ilgili) yüzeyine ışıkla polimerizasyon işlemi uygulanmıştır (Şekil 6.52). Marjinler, elmas bur ile düzeltilmiştir (Şekil 6.53 a ve b).

İkinci grupta, seramik venerin yüzeyi % 5'lik hidroflorik asit ile 90 saniye dağlanmış ardından su ile yıkanmış ve hava ile kurutulmuştur. Venerler bir silan bağlama ajanı (Monobond S, Ivoclar) ile kaplanmış ve ince bir tabaka halinde yapıştırma ajanı (Opti Bond)

uygulanmıştır. Son simantasyon işleminde ise bağlama işlemi başlamadan önce, yapıştırıcının yüzeyi düşük hızda bir elmas bur ile aktive edilmiştir (Şekil 6.54 ve şekil6.55). Bağlama işlemi yalnızca mine ile sınırlı tutulmuştur. Dişin mine yüzeyine 30 saniye boyunca % 37,5'lik fosforik asit uygulanmış (Şekil 6.56 a ve b), 30 saniye süresince su ile durulama yapılmış, hava ve % 95,5'lik alkol ile kurutulmuştur. Bir sonraki adım, yapıştırıcı reçinenin uygulanmasıdır (Şekil 6.57). Bu adımda, seramik vainerin parmak baskısıyla yerleştirilmesi, taşan simanın marjinlerden paralel yönde uzaklaştırılması izler. Bunu takiben, palatal ve fasial yüzeylerin her birine 40 saniye süreyle polimerizasyon uygulanmıştır. Tüm marjinler bir oksijen bariyeri ile kaplanmış (Liquid Strip; Ivoclar-C17592), ve tekrar palatal ve fasial yüzeylerin her birine 40 saniye boyunca polimerizasyon uygulanmıştır. Tüm marjinler elmas bur (Şekil 6.58) (368EF 314-021&837 KRF 314-016 Komet, Germany) ile bitirme işlemi uygulanmış ve parlatma pastası (Şekil 6.59 ve şekil 6.60) (F22U3G-Reddish stone, Italy) ile parlatma buru kullanılarak parlatılmıştır. Tüm numuneler 15 saniye daldırma süresi içinde 5 ile 55 °C aralığında 1000 çevrim ısılçevrime tabi tutulmuştur. Son işlem, klinik yaşlanma olayını taklit edebilmek için uygulanmıştır (Şekil 6.61).



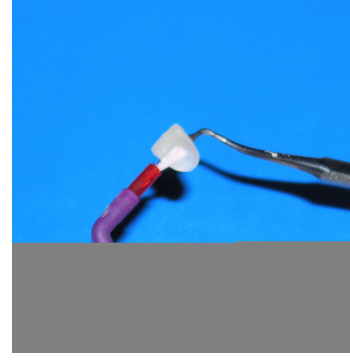
Şekil 6.41 Düz yüzey oluşturma ve yapışkanlı mumun uygulanması.



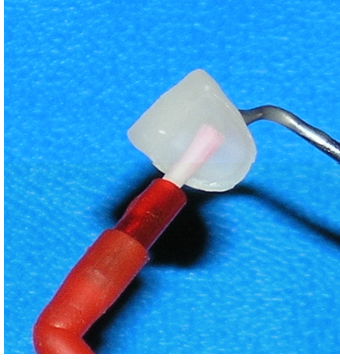
Şekil 6.42 Seramik yüzeyinin asitle dağlanması.



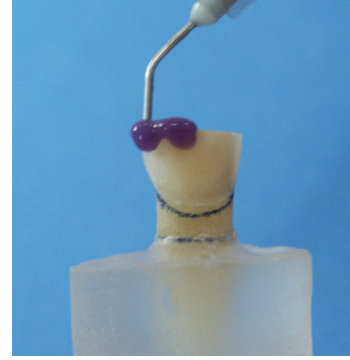
Şekil 6.43 Seramik yüzeyinin yikanması.



Şekil 6.44 Diş yüzeyine silan uygulanması.



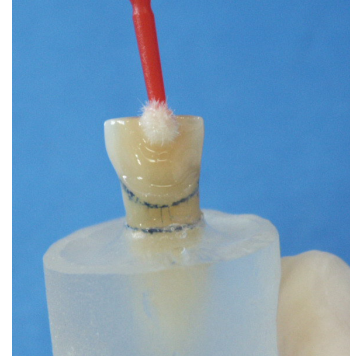
Şekil 6.45 Bağlama ajanının uygulanması.



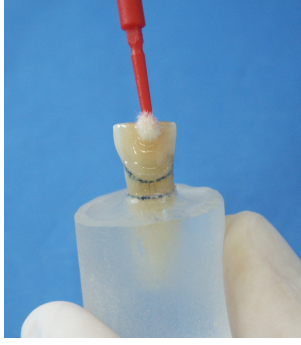
Şekil 6.46 Diş yüzeyinin asitle dağlanması



Şekil 6.47 Asit uygulanmış diş.



Şekil 6.48 Primerin uygulanması.



Şekil 6.49 Yapıştırıcının uygulanması.



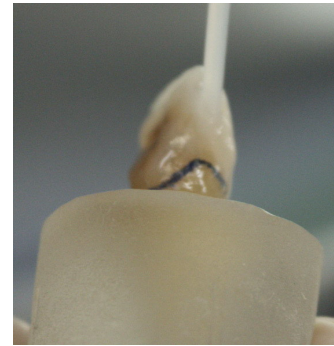
Şekil 6.50 Astar simanın uygulanması.



Şekil 6.51 Işıkla serleştirme.



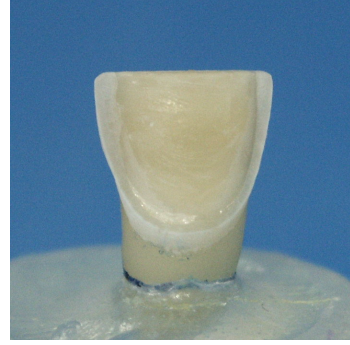
Şekil 6.52 Gliserin uygulaması.



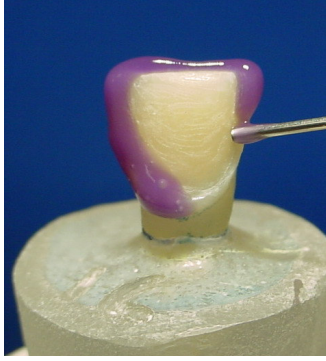
Şekil 6.53 Lamine venter kaplanmış dişin a) labial yüzeyi, b) insisal yüzeyi.



Şekil 6.54 Yapıştırıcı yüzeyin pürüzlendirilmesi.



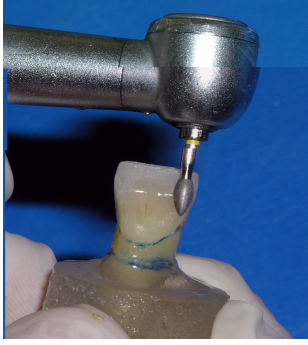
Şekil 6.55 Yüzeyi pürüzlendirilmiş diş.



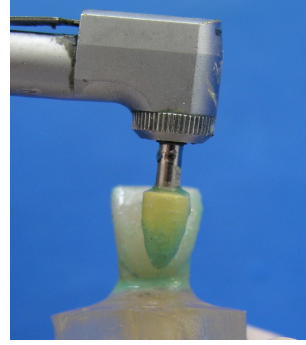
Şekil 6.56 a) Mine marjının dağlanması , b) dağlanan minenin insisal görünümü.



Şekil 6.57 Yapıştırıcı uygulanması.

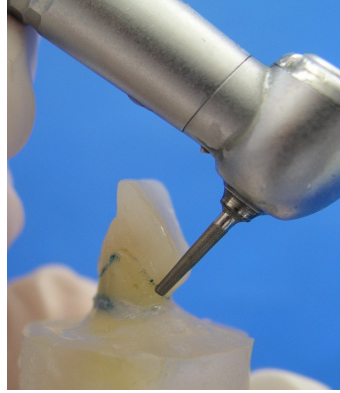


(a)



(b)

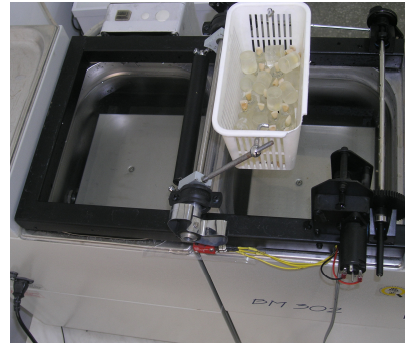
Şekil 6.58 Lamine venerin bitirilmesi a) 1.kademe, b) 2 kademe.



Şekil 6.59 Parlatma işlemi.



Şekil 6.60 Parlatılmış diş.



Şekil 6.61 Isıl çevrim cihazı.

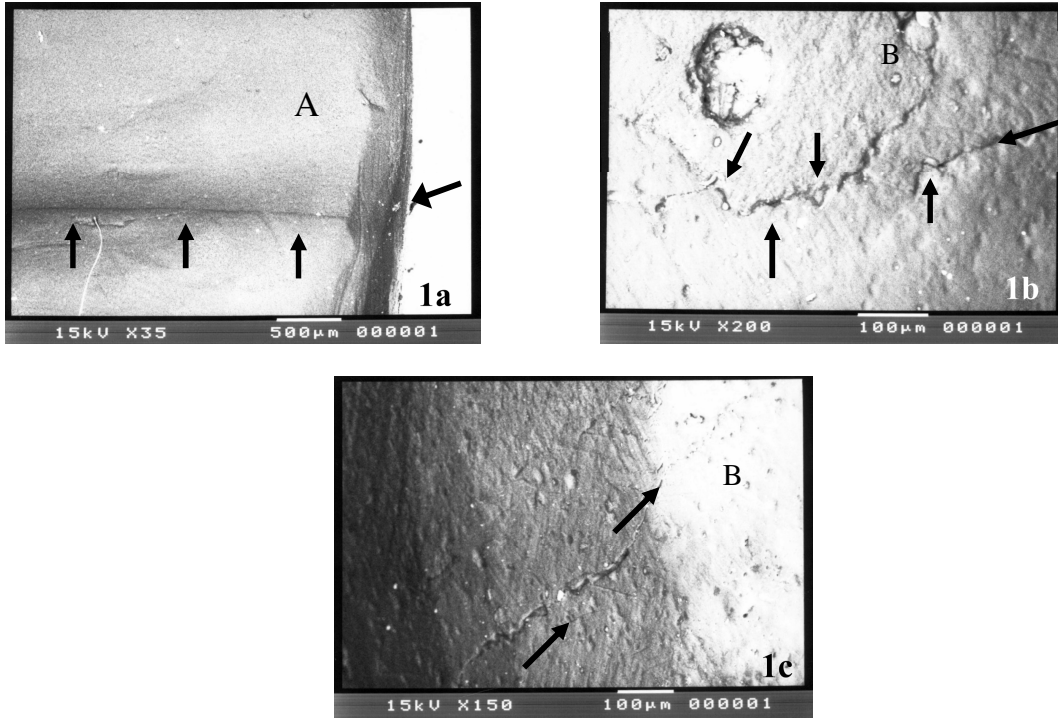
Bu işlemlerin ardından her dişin tekrar modeli çıkartılmıştır. Modellerin içi epoksi ile doldurulup dişlerin replikaları alınmıştır. Son olarak dişlerin marjinal adaptasyonu, bu replikalar üzerinden, tarama elektron mikroskobu (SEM) (JEOL JSM-5410LV Scanning Microscope) ile incelenmiştir.

7. DENEY SONUÇLARI ve TARTIŞMA

Bu çalışmada geleneksel ve yeni yöntemle yapıştırma işlemi uygulanmış porselen lamine venerlerin diş ile marjinal adaptasyonları incelenmiştir. Geleneksel yöntemde dişin tüm yüzeyine kompozit adeziv uygulanmış olup, yeni yöntemde ise dişin kenarlarına yakın bölgelere lokal olarak adeziv uygulaması yapılmıştır. Yeni yöntemin uygulanmasındaki temel amaç, polimer miktarını düşürerek polimerizasyon büzülmesini azaltmak ve bunun sonucunda mikrosızıntıların oluşumunu en aza indirmektedir. Bu yöntemleri uygulamak amacıyla deneysel çalışmalarda, 20 adet dişin lingual (dile bakan) (a), labial (dudağa bakan) (b), ve interproximal (yan) (c) yapışma yüzeylerinin replikaları alınmış ve bu replikalar elektron mikroskopunda düşük vakum altında incelenerek, dentin ve porselen lamine vener arasındaki marjinal uyum değerlendirilmiştir. İncelemeler sonucunda elde edilen görüntüler, düzgün yapışma (0), eksik yapışmadan kaynaklanan boşluk (1) ve tanımlanamayan marjinal görüntü (2) olarak sınıflandırılmıştır. Geleneksel ve yeni yöntem kullanılarak yapıştırılmış olan porselen lamine vener ile diş yüzeylerinin yapışma kaliteleri SEM görüntüleri yardımı ile kıyaslanmış, 1. yönteme ait 133 adet ve 2. yönteme ait 137 adet fotoğrafın görüntüleri değerlendirilerek yapışma kalite oranları (% olarak) belirlenmiştir. İki farklı yapıştırma tekniğinin kullanıldığı örneklerin SEM fotoğrafları Şekil 7.1 ile 7.17 arasında verilmiştir.

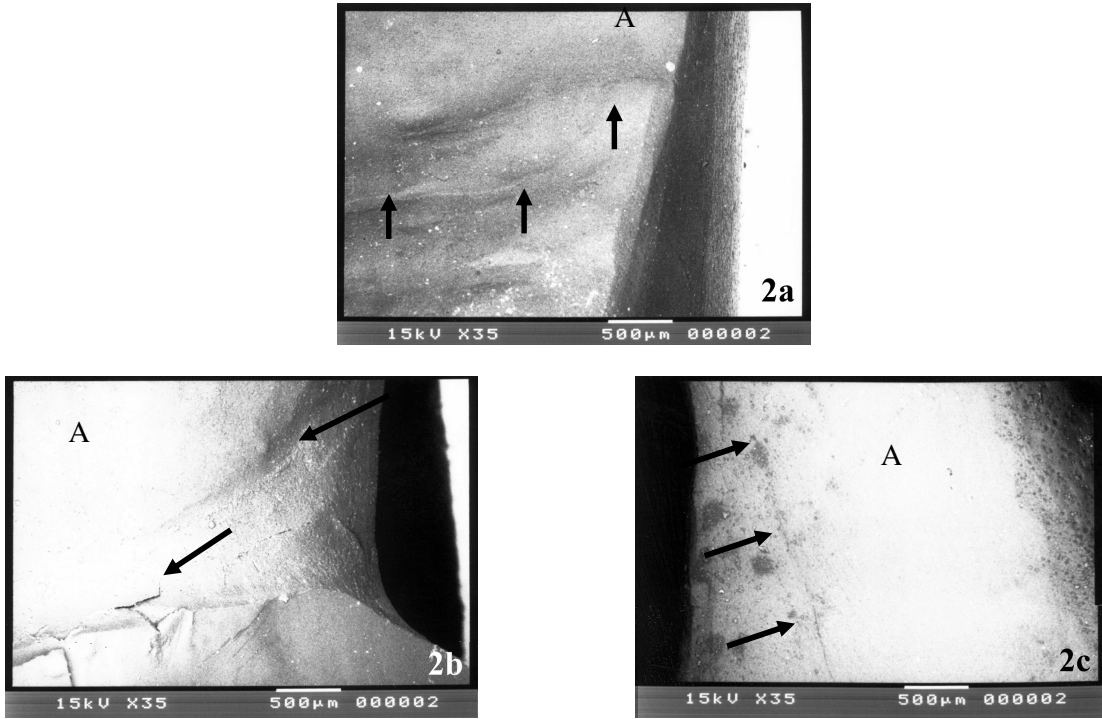
Dişlerin hazırlanması için insisal (ısıрма yüzeyi) yüzeyden 3mm'lik bölüm kesilerek uzaklaştırılmış, fasial (ön) yüzeyler ise eşit kalınlıklara aşındırılmıştır. Ayrıntılı işlem kademeleri önceki bölümde verilmiştir.

Deneysel çalışmalar kısmında ayrıntılı bir şekilde verilen her iki yapıştırma tekniği kısaca belirtilen kademeleri içermektedir: diş yüzeyine conditioner uygulanması (%37,5'lik fosforik asit, 15 s dağlama); asidin ve kalıntıların su ile temizlenmesi; suyun buharlaştırılması; astar (primer) malzemesinin uygulanması (15s.) (Optibond FL) ve primer fazlasının hava ile uzaklaştırılması; kompozit yapıştırıcının (Optibond FL) ince bir tabaka halinde uygulanması (1. Tüm yüzeye: Geleneksel Yöntem, 2. Diş kenarlarına uygulama: Yeni Yöntem) ve 30 s ışıqla sertleştirilmesi (Ivoclar Vivadent-Targis Quick); kompozit yapıştırıcının fazlasının temizlenmesi.



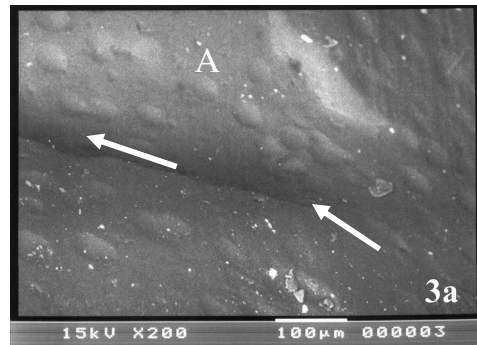
Şekil 7.1 1 numaralı dişe lingual (a), labial (b) ve interproximal (c) yüzeylerdeki yapışma kalitesinin SEM görüntüsü, (A: Düzgün Yapışma, B: Boşluk).

Şekil 7.1'de geleneksel yöntemle yapıştırılmış 1 numaralı anterior diş numunesine ait porselen venerin yapışma kalitesini gösteren SEM fotoğrafı verilmektedir. Bu fotoğrafta, 1a dişin lingual, 1b labial ve 1c ise interproximal yüzeyini göstermektedir. Şekil 7.1'de verilen SEM görüntülerinden 1a'yı incelediğimizde düzgün bir yapışma (A) görülmektedir. Fakat aynı dişin diğer yüzeylerine ait olan 1b ve 1c numaralı görüntüler labial ve interproximal yüzeylerde boşluklar (B) bulunduğunu göstermektedir.



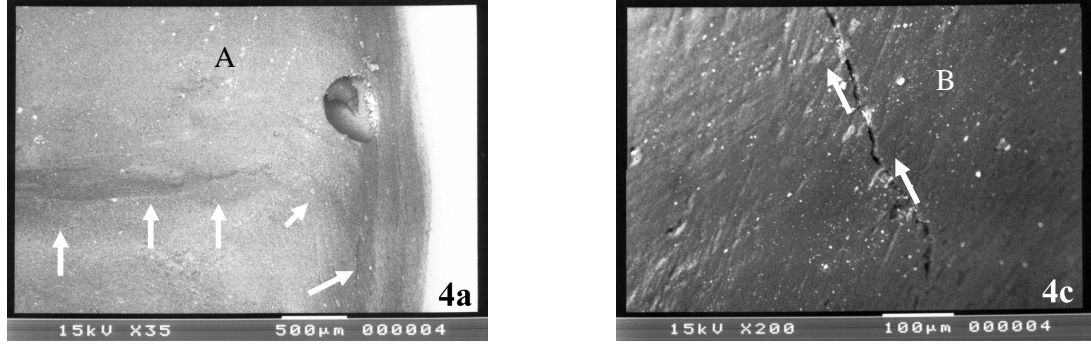
Şekil 7.2 2 numaralı dişe lingual (a), labial (b) ve interproximal (c) yüzeylerdeki yapışma kalitesinin SEM görüntüsü (A: Düzgün Yapışma).

Şekil 7.2'de geleneksel yöntemle yapıştırılmış 2 numaralı anterior diş numunesine ait porselen vainerin yapışma kalitesini gösteren SEM fotoğrafı verilmektedir. Bu fotoğrafta, 2a dişin lingual, 2b labial ve 2c ise interproximal yüzeylerini göstermektedir. Şekil 7.2'de verilen SEM görüntülerinden 2a, 2b ve 2c numaralı görüntüler, dişin lingual, labial ve interproximal yüzeylerinin her üçünde de düzgün bir yapışma gerçekleştiğini göstermektedir.



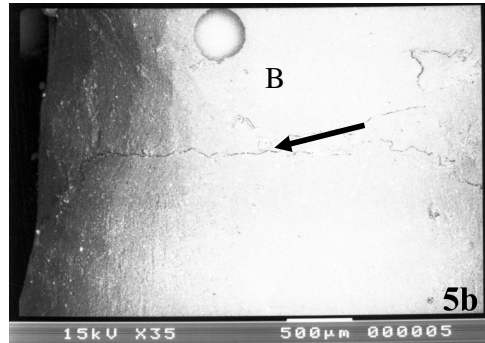
Şekil 7.3 3 numaralı dişe lingual (a) yüzeydeki yapışma kalitesinin SEM görüntüsü (A: Düzgün Yapışma)

Şekil 7.3'de ise geleneksel yöntemle yapıştırılmış 3 numaralı anterior diş numunesinin SEM fotoğrafı dişin lingual yüzeyini göstermektedir. 3 numaralı görüntü, dişin lingual yüzeyinde düzgün bir yapışma gerçekleştiğini göstermektedir. Diğer yüzeylerden net bir görüntü alınamadığı için yapışmanın kabul edilebilir olup olmadığına dair kesin bir yorum yapılamamıştır.



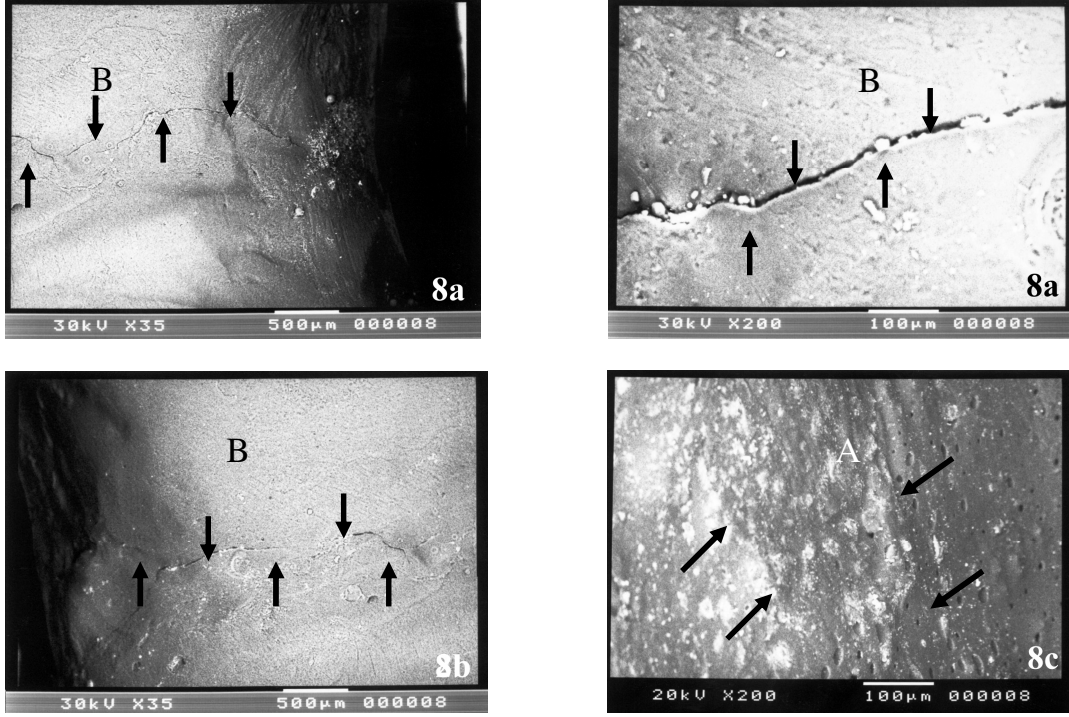
Şekil 7.4 4 numaralı dişe lingual (a) ve interproximal (c) yüzeylerdeki yapışma kalitesinin SEM görüntüsü (A: Düzgün Yapışma, B: Boşluk)

Şekil 7.4'de gösterilen fotoğrafta, 4a numaralı görüntü dişin lingual ve 4c numaralı görüntü ise dişin interproximal yüzeyinin yapışma kalitesini göstermektedir. 4a numaralı görüntü, dişin lingual yüzeyinde düzgün bir yapışma gerçekleştiğini göstermekte, 4c numaralı görüntü ise eksik yapışmadan kaynaklanan boşluğu göstermektedir.



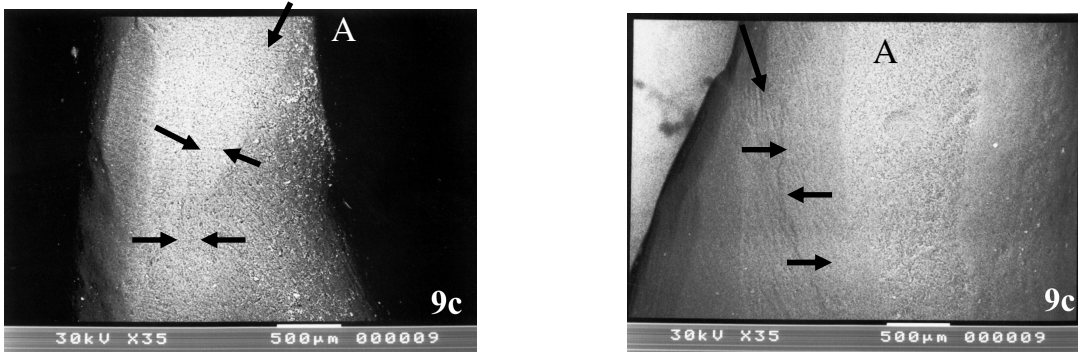
Şekil 7.5 5 numaralı dişe labial (b) yüzeydeki yapışma kalitesinin SEM görüntüsü (B: Boşluk).

Şekil 7.5'de geleneksel yöntemle yapıştırılmış 5 numaralı anterior diş numunesine ait porselen venerin yapışma kalitesini gösteren SEM fotoğrafı, dişin labial yüzeyini göstermektedir. 5b numaralı görüntü, dişin labial yüzeyinde eksik yapışmadan kaynaklanan boşluğu göstermektedir.



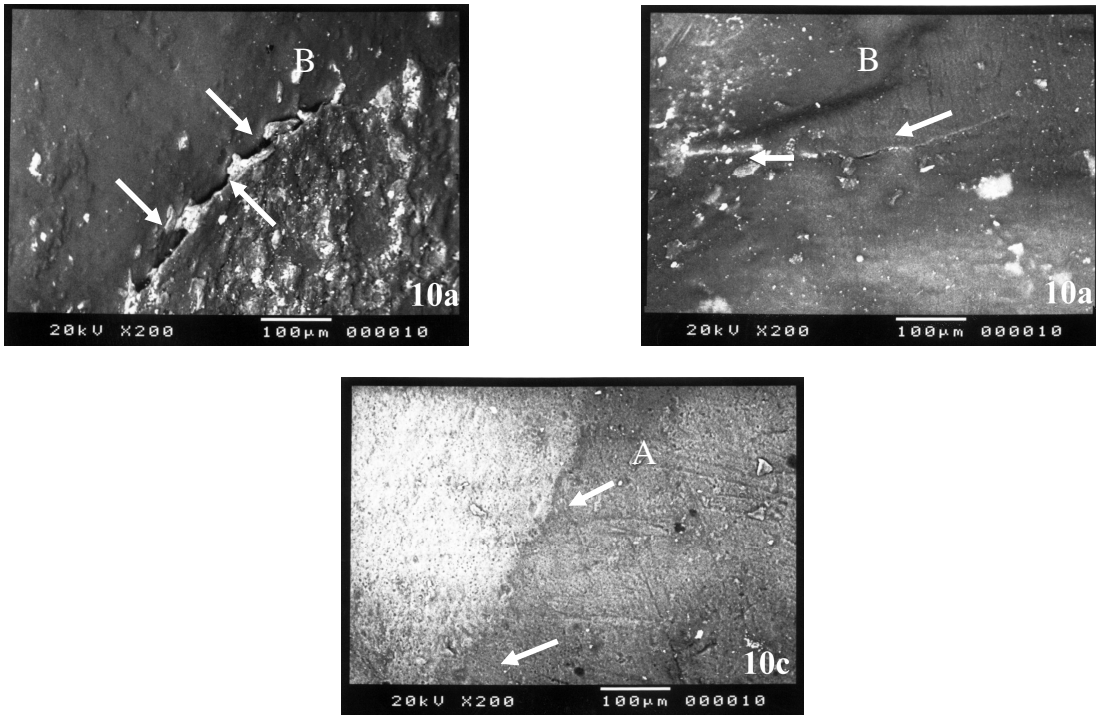
7.6 8 numaralı dişe lingual (a), labial (b) ve interproximal (c) yüzeylerdeki yapışma kalitesinin SEM görüntüsü (A: Düzgün Yapışma, B: Boşluk).

Şekil 7.6'de geleneksel yöntemle yapıştırılmış 8 numaralı anterior diş numunesine ait porselen venerin yapışma kalitesini gösteren SEM fotoğrafı verilmektedir. Bu fotoğrafta, 8a dişin lingual, 8b labial ve 8c ise interproximal yüzeyini göstermektedir. Şekil 7.6'de verilen SEM görüntülerinden 8a'yı incelediğimizde eksik yapışmadan kaynaklanan boşluk (B) görülmektedir. Resmi 200 büyütmede incelediğimizde boşluk net bir şekilde görülmektedir. Aynı şekilde dişin 8b numaralı labial yüzeyinde de eksik yapışmadan kaynaklanan boşluklar görülmektedir. Aynı dişin 8c numaralı interproximal yüzeyinde düzgün bir yapışma (A) gerçekleştiği görülmektedir.



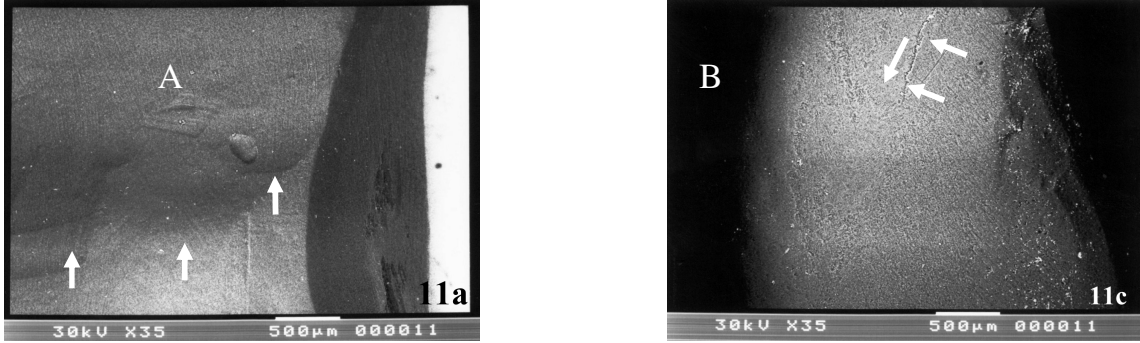
Şekil 7.7 9 numaralı dişin interproximal (c) yüzeyindeki yapışma kalitesinin SEM görüntüsü (A: Düzgün Yapışma).

9 numaralı anterior diş numunesine ait porselen venerin yapışma kalitesini gösteren SEM fotoğrafı Şekil 7.7'de verilmektedir. Bu fotoğrafta, 9c dişin interproximal yüzeyini göstermektedir. Şekil 7.7'de verilen SEM görüntüsündeki 9c numaralı görüntü, dişin interproximal yüzeyinde düzgün bir yapışma gerçekleştiğini göstermektedir.



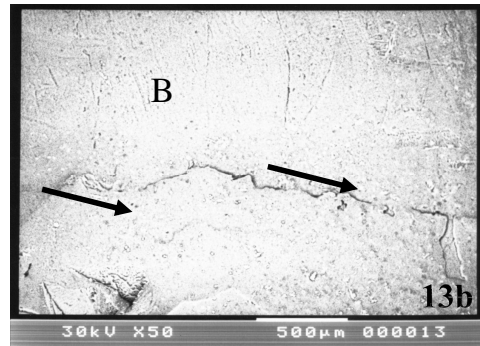
Şekil 7.8 10 numaralı dişin lingual (a) ve interproximal (c) yüzeylerindeki yapışma kalitesinin SEM görüntüsü (A: Düzgün Yapışma, B: Boşluk).

Şekil 7.8 dişin lingual ve interproximal yüzeylerini göstermektedir. SEM görüntülerinden 10a'yı incelediğimizde düzgün bir yapışma (A) gerçekleştiği görülmekte, 10c'yi incelediğimizde ise eksik yapışmadan kaynaklanan boşluk (B) görülmektedir. Bu nedenle uygulanan teknik üç yüzeyde birden A kalitesinde yapışma sağlamamaktadır.



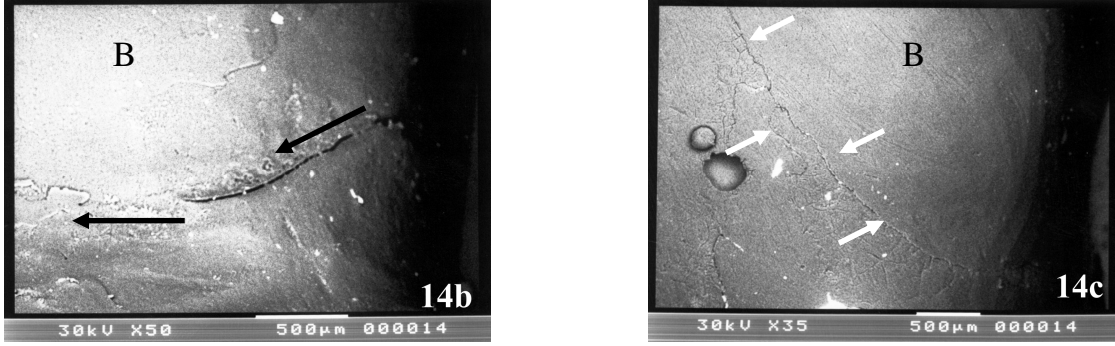
Şekil 7.9 11 numaralı dişin lingual (a), ve interproximal (c) yüzeylerindeki yapışma kalitesinin SEM görüntüsü (A: Düzgün Yapışma, B: Boşluk).

Şekil 7.9'de geleneksel yöntemle yapıştırılmış 11 numaralı anterior diş numunesine ait porselen venerin yapışma kalitesini gösteren SEM fotoğrafı verilmektedir. Bu fotoğrafta, 11a dişin lingual ve 11c interproximal yüzeylerini göstermektedir. SEM görüntülerinden 11a'yı incelediğimizde düzgün bir yapışma (A) gerçekleştiği görülmekte, 10c'yi incelediğimizde ise eksik yapışmadan kaynaklanan boşluk (B) görülmektedir. Bu nedenle uygulanan teknik, üç yüzeyde birden A kalitesinde yapışma oluşmadığını göstermektedir.



Şekil 7.10 13 numaralı dişin labial (b) yüzeyindeki yapışma kalitesinin SEM görüntüsü (B: Boşluk).

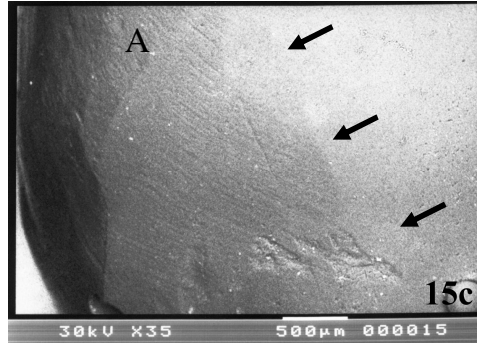
Şekil 7.10'de geleneksel yöntemle yapıştırılmış 10 numaralı anterior diş numunesine ait porselen venerin yapışma kalitesini gösteren SEM fotoğrafı, dişin labial yüzeyini göstermektedir. SEM görüntüsündeki 13b numaralı görüntü, dişin lingual yüzeyinde eksik yapışmadan kaynaklanan boşluğu göstermektedir.



Şekil 7.11 14. numaralı dişe ait labial (b) ve interproximal (c) yüzeylerdeki yapışma kalitesinin SEM görüntüsü (B: Boşluk).

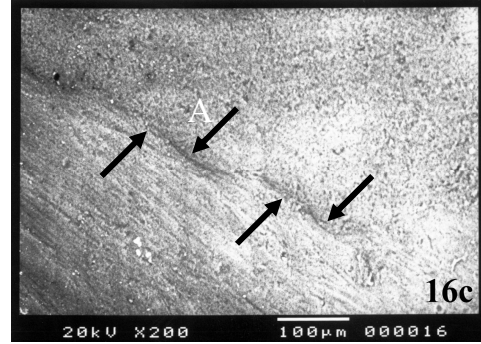
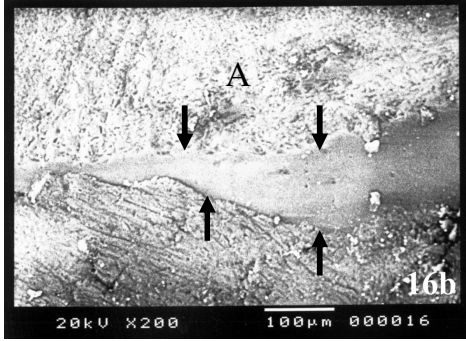
Yeni yöntemde, porselen venerler dişin yüzeyine kısmen kompozit adeziv uygulanarak yapıştırılmışlardır. Diğer işlem kademeleri, deneysel kısımda verildiği gibi olup, sadece diş yüzeyinin kenarına yakın bölgelere yapıştırıcı kompozit uygulanmıştır. Bu teknikle yapıştırılmış olan venerli dişlere ait SEM fotoğrafları aşağıda verilmektedir.

Yeni yöntemle yapıştırılmış 14 numaralı anterior diş numunesine ait porselen venerin yapışma kalitesini gösteren SEM fotoğrafı Şekil 7.11'de verilmektedir. Bu fotoğrafta, 14b dişin labial yüzeyini ve 14c interproximal yüzeyini göstermektedir. SEM görüntülerinden 14b'yi ve 14c'yi incelediğimizde eksik yapışmadan kaynaklanan boşluk (B) görülmektedir. Bu nedenle uygulanan teknik kabul edilemez bir yapışma uygulamasıdır.



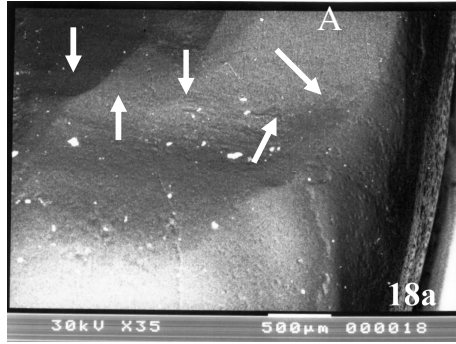
Şekil 7.12 15 numaralı dişin interproximal (c) yüzeyindeki yapışma kalitesinin SEM görüntüsü. (A: Düzgün Yapışma)

Şekil 7.12'de yeni yöntemle yapıştırılmış 15 numaralı anterior diş numunesine ait porselen vainerin yapışma kalitesini gösteren SEM fotoğrafı verilmektedir. Bu fotoğrafta, 15c dişin interproximal yüzeyini göstermektedir. Şekil 7.15'de verilen SEM görüntüsündeki 15c numaralı görüntü, dişin interproximal yüzeyinde düzgün bir yapışma (A) gerçekleştiğini göstermektedir.



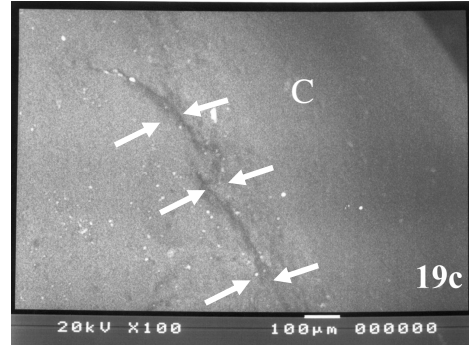
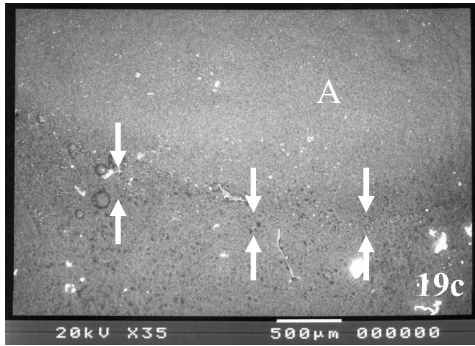
Şekil 7.13 16 numaralı dişin labial (b) ve interproximal (c) yüzeylerindeki yapışma kalitesinin SEM görüntüsü (A: Düzgün Yapışma).

Şekil 7.13'deki SEM fotoğrafı, dişin labial yüzeyini ve interproximal yüzeyini göstermektedir. 16b ve 16c'yi incelediğimizde düzgün bir yapışma (A) gerçekleştiği görülmektedir.



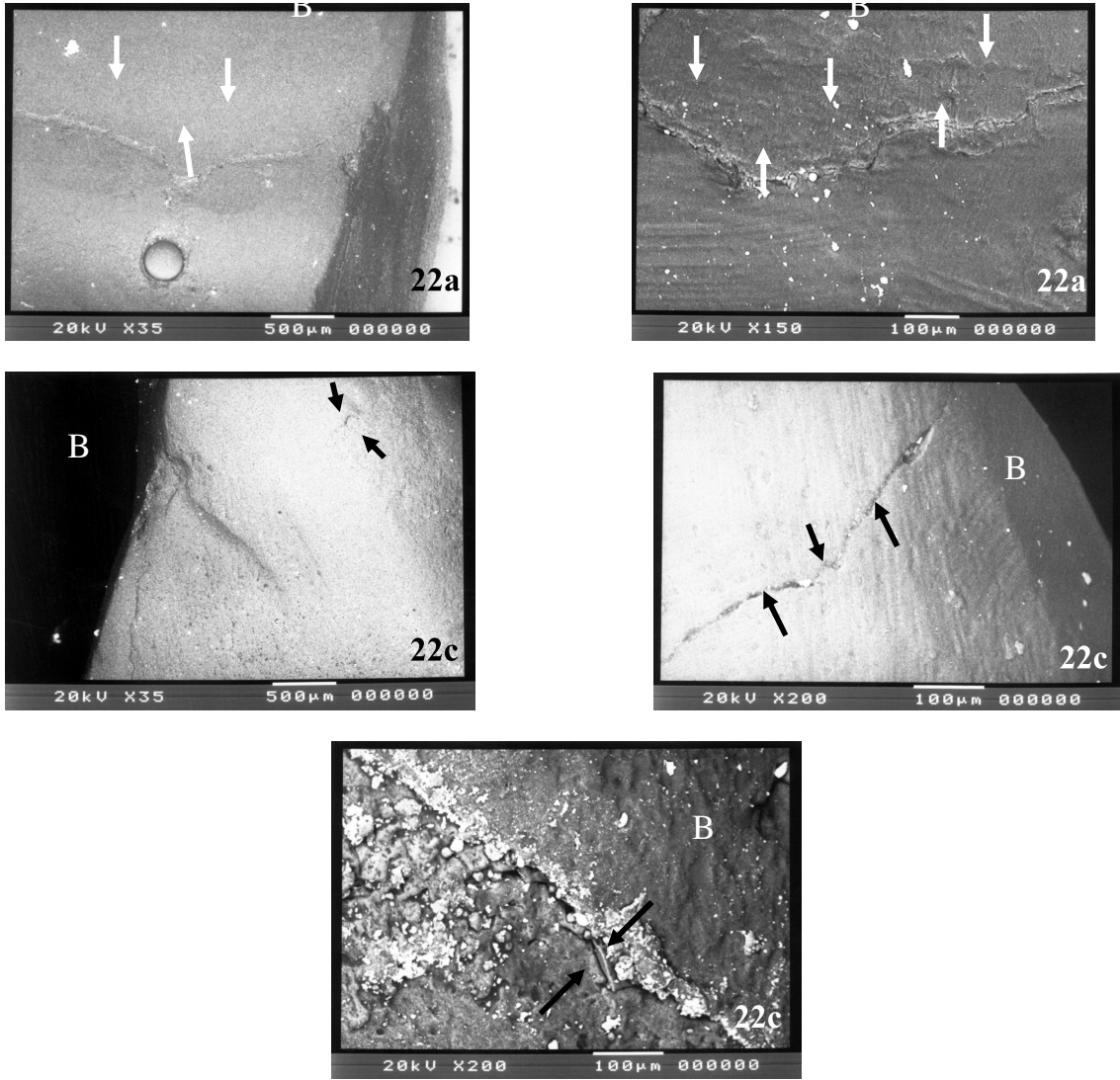
Şekil 7.14 18 numaralı dişin lingual (a) yüzeyindeki yapışma kalitesinin SEM görüntüsü
(A: Düzgün Yapışma)

Şekil 7.14'de yeni yöntemle yapıştırılmış 18 numaralı anterior diş numunesine ait porselen vainerin yapışma kalitesini gösteren SEM fotoğrafı verilmektedir. Bu fotoğrafta, 18a dişin lingual yüzeyini göstermektedir. 18a numaralı görüntü, dişin lingual yüzeyinde düzgün bir yapışma (A) gerçekleştiğini göstermektedir.



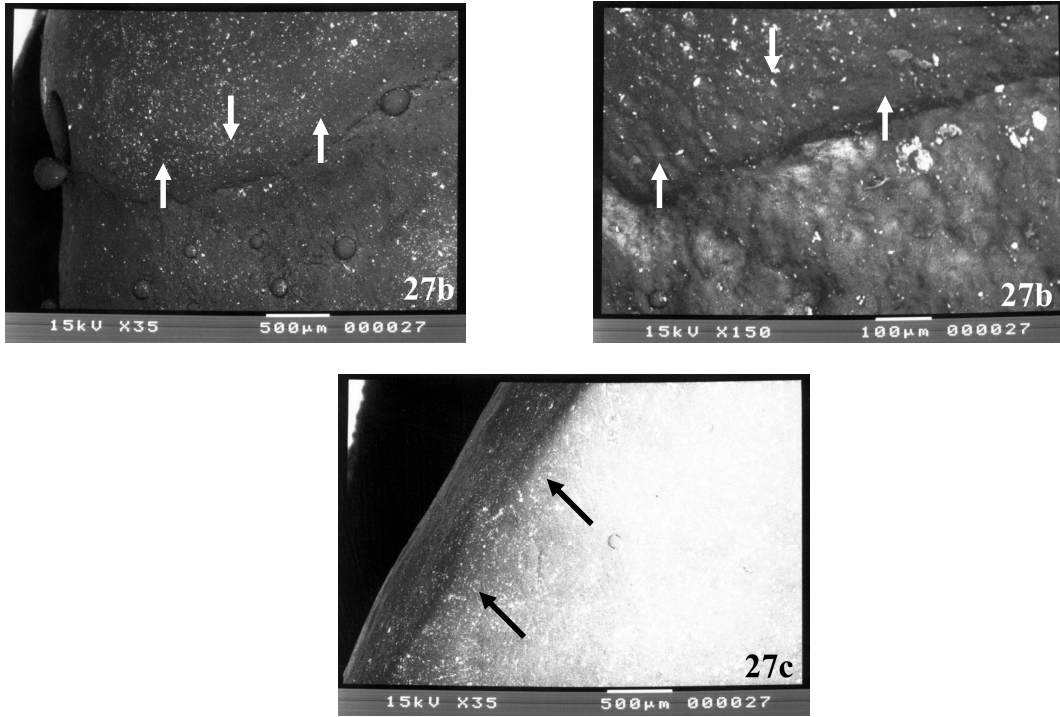
Şekil 7.15 19 numaralı dişin interproximal (c) yüzeyindeki yapışma kalitesinin SEM görüntüsü (A: Düzgün Yapışma, C: Tanımsız)

Şekil 7.15'de yeni yöntemle yapıştırılmış 19 numaralı anterior diş numunesine ait porselen vainerin yapışma kalitesini gösteren SEM fotoğrafı, dişin interproximal yüzeyini göstermektedir. 19c numaralı görüntü, dişin interproximal yüzeyinde düzgün bir yapışma (A) gerçekleştiğini göstermektedir. Bunun yanı sıra, aynı yüzeyden alınan bir başka görüntüde ise yapışma kalitesi belirlenememiştir (C).



Şekil 7.16 22 numaralı dişin lingual (a) ve interproximal (c) yüzeylerindeki yapışma kalitesinin SEM görüntüsü (B: Boşluk)

Bu fotoğrafta, 22a dişin lingual yüzeyini, 22c interproximal yüzeyini göstermektedir. Şekil 7.16'de verilen SEM görüntülerinden 22a ve 22c'yi incelediğimizde eksik yapışmadan kaynaklanan boşluklar (B) görülmektedir. Görüntüler önce 35 büyütmede alınmış, ardından detayları görüntüleyebilmek amacıyla 150 ve 200 büyütmelerde fotoğraflanmıştır. Büyük büyütmeler yardımıyla boşluklu bölgeler daha detaylı görüntülenmiştir.



Şekil 7.17 27 numaralı dişe labial (b), ve interproximal (c) yüzeylerdeki yapışma kalitesinin SEM görüntüsü (A: Düzgün Yapışma, B: Boşluk).

Şekil 7.17'de yeni yöntemle yapıştırılmış 27 numaralı anterior diş numunesine ait porselen vainerin yapışma kalitesini gösteren SEM fotoğrafı verilmektedir. 27b dişin labial ve 27c interproximal yüzeyini göstermektedir. 27b'yi incelediğimizde eksik yapışmadan kaynaklanan boşluk (B) görülmektedir. Görüntülerden 27c'yi incelediğimizde ise düzgün bir yapışma (A) gerçekleştiği görülmektedir.

İki ayrı yapıştırma tekniği ile elde edilmiş olan yapıştırma kaliteleri, yapıştırma verimlerini belirlemek amacıyla aşağıda verilen yöntem ile değerlendirilmiştir:

Değerlendirme Kriteri

Değerlendirme Skalası

Düzgün Yapışma (Perfect Margin)	0
Boşluklu Yapışma (Marginal Gap)	1
Tanımlanamayan Yapışma (Undetectable Margin)	2

SEM fotoğraflarındaki görüntüler esas alınarak yapılan değerlendirmelerin sonuçları Çizelge 7.1'de verilmektedir. Değerlendirmeler, geleneksel ve yeni yapıştırma teknikleri arasında önemli bir fark ortaya koymamıştır.

Çizelge 7.1 1. ve 2. grup numunelerin yapışma kalitelerinin oranları.

Değerlendirme	1. grup yapıştırma tekniği	2. grup yapıştırma tekniği
0	% 49,6	% 47,4
1	% 30,8	% 38,0
2	% 19,6	% 14,6

Bu değerlendirme sonuçlarına göre porselen lamine venerlerin dişe geleneksel veya yeni yöntemle yapıştırılması, klinik açıdan yaklaşık olarak %50 başarı sağlamaktadır. Bu oran, bu yöntemlerin yeterince başarılı uygulamalar olmadığını ortaya koymaktadır. Yapışma kalitelerini arttırmak için üçüncü nesil yapıştırıcı maddeler denenmeli, yeni yapıştırma teknikleri geliştirilerek daha kaliteli yapışma sağlamak yolları aranmalıdır.

İki yapıştırma tekniğine ait fotoğrafların görüntüleri ve (Şekil 7.1-Şekil 7.17) ve yapışma kalite oranları (Çizelge 7.1), 1.Çünkü labial ve interproximal yüzeylerdeki boşluklar, klinik uygulamada hiç arzu edilmeyen mikro sızıntıların gerçekleşebileceği bölgelerdir. Restoratif malzemeler ile kavite duvarları arasında oluşan bu mikro boşluklar arasından bakteriler, oral sıvılar, molekül ve iyonlar ile havanın geçişi gerçekleşmektedir. Bu durum "**mikrosızıntı**" olarak adlandırılmaktadır. Tüm restoratif malzemeler, özellikle kompozitler yerleştirildikten sonraki kısa dönemde büzülme göstermekte ve diş yapıları ile aralarında boşluklar oluşturmaktadır. Bu boşluklara ise, ağız ortamındaki bakteriler sızmakta ve burada gelişebilmektedirler (Frankerberger, 2000; Barkmeier, 1999)

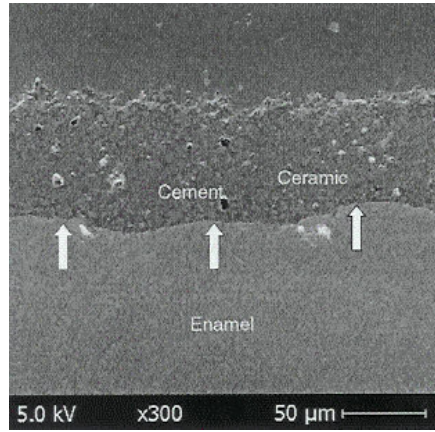
Mikrosızıntının önlenmesi amacıyla yapılan çalışmalar, mine dokusuyla kompozitin bağlanması konusuna öncelik vermiştir. Yapılmış olan bir çalışmada, asit uygulamasının mine yüzeyine bağlanmayı arttıracak düşünölmüştür. Bu amaçla kullanılmış olan fosforik asit, farklı konsantrasyonlarda denenmiş ve özellikle çürükten etkilenmiş dokularda yeterli demineralizasyonun sağlanması için fosforik asit konsantrasyonunun %32-35 aralığında

olması gerektiği görülmüştür (Buonocore, 1955). Kullanılan pürüzlendirme ajanlarının çoğunluğu %30-40'lık fosforik asit içerirler (McCabe, 1998). Asitle pürüzlendirme işlemi minede ortalama 5-50 µm derinliğinde poröz bir tabaka oluşturur. Pürüzlendirilmiş mine tabakası, düzensiz yapısıyla dolgu maddesi içermeyen reçineler için ideal bir bağlanma yüzeyi oluşturur. Akışkanlığı yüksek bir reçine (low viscosity resin) uygulandığında, reçine, oluşan tabakanın mikro gözeneklerinden içeriye doğru akar ve polimerizasyon sonucu mine tabakası ile mikromekanik bir bağlantı oluşturur (Frankerberger, 2000; Nakabayashi, 1998; Kanca, 1992; Maroli, 1992).

Günümüzde restoratif dişhekimliğinin en büyük problemlerinden birisi, restoratif malzemenin mine-dentin dokusuna tam olarak bağlanamamasıdır. Bu durum, restorasyon ile diş arasında önlenemeyen mikrosızıntı ve devamında kavite duvarında renkleşme, ikincil çürükler, operasyon sonrası ağrı ve pulpa irritasyonu gibi komplikasyonlar oluşturabilmektedir (Tarım, 1998).

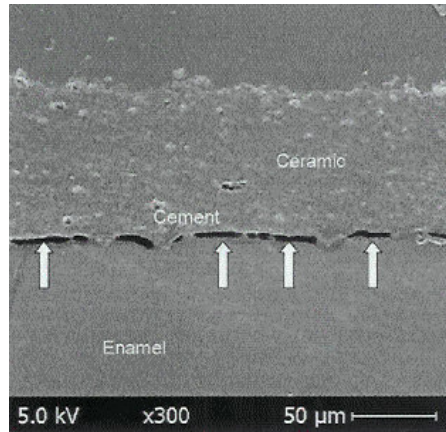
Diş yüzeyinde minimum hazırlık kademesinden sonra tercihen mineye ince bir seramik kaplama ile bağlanan seramik venerler, konservatif restorasyon uygulamalarında, her geçen gün daha fazla önem kazanmaktadır (Peumans, 2000; Peumans, 1999). Bu nedenle, sementasyon tekniği bu tip restorasyonların uzun süreli başarısında önemli bir rol oynamaktadır. Seramik venerlerin mukavemeti ve klinik ömrü, yapıştırma simanı ve mine/dentin arayüzeyinin özelliklerine de bağlıdır (Peumans, 2000). Venerin hazırlanması sırasında, dentin dişeti bölgesindeki minenin ince tabakası ile etkileşime girerek bozulacaktır (Ferrari, 1992). Bu durumda sementasyon işlemi, venerlerdeki yüksek kırılma hızları nedeniyle daha kritik bir hale gelecektir ve dentin yüzeylerini büyük oranda aşındıracaktır (Peumans, 2000).

Işıklı sertleşen kompozit reçinelerin; sertleşme reaksiyonları sırasında gösterdikleri büzülme nedeniyle oluşturdıkları mikroçatlakların önlenmesi amacıyla, mineye bağlayıcı yeni ajanlar geliştirilmektedir (Altun , 2004; Bott, 2003).



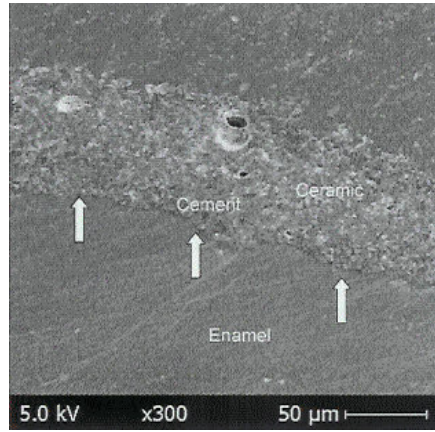
Şekil 7.18 Single Bond + Rely X Unicem Maxicaps ile yapıştırılmış bir numunede iyi marjinal uyum gösteren SEM fotoğrafı (Ibarra, 2006).

Ibarra vd. yaptıkları çalışmada tek şişe adeziv sistem (Single Bond, 3M ESPE) ve fosforik asitle kombine edilmiş self-adeziv (kendi kendine yapışabilen) modifiye edilmiş reçine siman (Rely X Unicem Maxicaps, 3M ESPE) ile yapıştırdıkları numunelerde mine-siman-porselen arayüzeyinde hemen hemen sezilemez bir geçiş bölgesi gözlemlemişlerdir (Şekil 7.18).



Şekil 7.19 Mine ile siman ara yüzeyinde boşluk oluşumunu gösteren SEM görüntüsü (Ibarra, 2006).

Ibarra vd. sadece fosforik asitle kombine edilmiş self-adeziv modifiye edilmiş reçine siman (Rely X Unicem Maxicaps, 3M ESPE) ile yapıştırdıkları numunelerde mine-siman arayüzeyinde boşluk oluşumunu, mine-siman arayüzeyinde ise hemen hemen sızdırmaz bir yüzey oluştuğunu gözlemlemişlerdir (Şekil 7.19).



Şekil 7.20 Mine ile siman ara yüzeyinde iyi marjinal uyumu gösteren SEM görüntüsü (Ibarra, 2006).

Ibarra vd. yaptıkları çalışmada self-etching (kendi kendine dağlama yapan) adeziv sistem (Adper Prompt L-Pop, 3M ESPE) ve fosforik asitle kombine edilmiş self-adeziv (kendi kendine yapışabilen) modifiye edilmiş reçine siman (Rely X Unicem Maxicaps, 3M ESPE) ile yapıştırdıkları numunelerde ise mine-siman arayüzeyinde hem iyi marjinal uyum hem de minimum sızıntı değerleri elde etmişlerdir. (Şekil 7.20).

Yeni jenerasyon yapıştırma sistemleri ya pürüzlendirici asit bileşenlerini ayrı olarak uygulamaktadır ya da adeziv yapıştırma simanı içinde birlikte vermektedir. Bu iki grup malzemelerle yapılmış uygulamalar, iki sistem arasında marjinal uyum açısından bir fark oluşmadığını ve mikrosızıntıların minimum değerlerde oluştuğunu belirtmektedir (Ibarra, 2006)

Yaptığımız çalışmalarda her iki yapışma yönteminde de aynı siman (Optibond FL, Kerr Dental Corp.) kullanılmış olup, dişin yüzeyine %37,5'luk fosforik asit çözelişi ayrı olarak uygulanmıştır. Literatür verileri self-etching sistemlerin de aynı marjinal uyumu verdiklerini göstermektedir. Bu nedenle yapıştırma yöntemlerinin modifikasyonu veya yeni yöntemlerin geliştirilmesi üzerinde çalışmalar yapılmalıdır. Kendi kendine yapışan sistemlerin (self-adeziv) SEM görüntülerinin, bizim çalıştığımız ışıkla sertleşen sistemlere göre daha iyi marjinal uyum gösterdiği gözlenmiştir. Bu nedenlerle hem yapıştırma yöntemleri, hem sertleştirme teknikleri hem de yapıştırma simanlarının kompozisyonları üzerinde çalışmalar yapılmalıdır.

KAYNAKLAR

- Altun, C., "Restoratif dişhekimliğinde mikrosızıntı", Gülhane Tıp Dergisi, 46, 3:264-269, 2004.,
- Anusavice, K.J., "Philips' Science of Dental Materials", W.B. Saunders Company, Tenth Edition, 1996.
- Barkmeier, W.W., Hammesfahr, P.D., Latta, M.A., "Bond strength of composite to enamel and dentin using Prime&Bond 2,1", Operative Dentistry, 1999, 24, 51-56.
- Bott, B., Hanning, M., "Effect of luting materials on the marginal adaptation of Class I ceramic inlay restorations in vitro", Dental Materials, 2003, 19:264-269.
- Buonocore, M.G., "A simple method of increasing the adhesion of acrylic filling material to enamel surface", J.Dent Res, 1995, 34:849-853.
- Castelnuovo, J., Tjan, A.H.L., Phillips, K., Nicholl, J.I., Kois, J.C., "Fracture strength and failure mode for different ceramic veneer designs", J. Dent. Res., 77: 1373, 1998.
- Cattel, M. J., et al., "Flexural strength optimisation of a leucite reinforced glass ceramic", Dental Materials, 17, (2001) 21-33.
- Cherukara, et al., "A study into the variations in the labial reduction of teeth prepared to receive porcelain veneers – a comparison of three clinical techniques", British Dental Journal, Volume 192, no. 7, April 13 2002.
- Çelik, Ç., "Farklı Materyallerden Yapılmış Lamine Veneer Restorasyonların Marjinal Uyumunun Karşılaştırmalı Olarak İncelenmesi", Doktora Tezi, Marmara Üniversitesi, Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı, 1999.
- Duke E. S., "The introduction of a new class of composite resin : Ceromers", Compendium, 20:246-275, 1999.
- Edelhoff, D., Sorensen J.A., "Tooth structure removal associated with various preparation designs for anterior teeth", J. Prosthet Dent, 2002; 87:503-5009.
- Elkawash, H., "Fracture Load and Mod of Failure of Ceramic Laminate Veneers with Different Cementation Methods", Doktora Tezi, Marmara Üniversitesi, Sağlık Bilimleri Enstitüsü, 2005.
- Feilzer, A.J., De Gee, A.J., Davidson, C.L., "Increased wall-to wall curing contraction in thin bonded resin layers", Journal of Dental Research, 1988;68-48-50.
- Ferracane, J.L., "Materials in Dentistry" Second Edition, Lippincott Williams & Wilkins, 2001.
- Ferrari, M., Patroni, S., Balleri, P., "Measurement of enamel thickness in relation to reduction for etched laminate veneers", Int. J. Periodontics Restorative Dent., 1992;12(5):407-13.
- Frankerberger, R., Kramer, N., Petchelt, A., "Long term effect of dentin primers on enamel bond strength and marginal adaptation", Operative Dentistry, 2005, 25, 11, 19.
- Gale, M.S., Darvell, B.W., "Dentin permeability and tracer tests", Journal of Dentistry, 27 (1999) 1-11.
- Gemalmaz, D., Marmara Üniversitesi, Diş hekimliği Fakültesi, Protez Anabilim Dalı, 4. sınıf Ders Notları, 2005.

Gemalmaz, D., Sertgöz, A., Özcan, M., Yoruç, A.B., Alkumru, H.N., "In vivo and in vitro evaluation of marginal integrity in ceramic inlays", Journal of Marmara University Dental Faculty, Vol.2, Number 2-3, September 1996.

Goldberg, M., et al., Davidson C.L., Mjör, I.A. (ed.), "Advances in Glass-Ionomer Cements, Chapter 5: Biocompatibility of Glass-Ionomer Cements", Quintessence Publishing C. Inc., Chicago, 1999.

Graig, R.G. (Ed.), "Restorative Dental Materials", Mosby-Year Book, Inc., 1996.

Gür, E., Kesim, B., "Porselen Laminate Veneerler", Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi, Cilt 7, Sayı:1-2004.

Gürel, G., "Porselen Laminat Venerler Bilim ve Sanatı", Quintessence Yayıncılık Ltd. Şti., 2004.

Hahn, P., Gustav, M., Hellwing E., "An in vitro assessment of the strength of porcelain veneers dependent on tooth preparation", Journal of Oral Rehabilitation, 2000; 27: 1024-1029.

Hui, K.K., Williams, B., Davis, E.H., Holt, R.D., "A comparative assessment of the strenghts of porcelain veneers foor incisor teeth dependent on their design characteristics", Br. Dent. J., 1991; 171: 51-55.

Ibarra , G., Johnson, G.H., Geurtsen, W., Vargas, M.A., "Microleakage of porcelain veneer restoration bonded to enamel and dentin with a new self-adhesive resin-based dental cement", Dental Materials, 2006.

Jones F.H., "Teeth and Bones: Application of Surface Science to Dental Materials and Related Biomaterials", "Surface Science Reports", 42 (2001):75-205.

Kanca, III, "Resin bonding to wet substrate. I. Bonding to dentin", Quint Int, 1992; 39-41.

Kugel, G., Ferrari, M., "The science of bonding: from first to sixth generation", JADA, Vol. 131, June 2000.

Kükrer, D., "Targis İnleylerin Klinik Performansının ve Marjinal Adaptasyonunun İncelenmesi", Doktora Tezi, Marmara Üniversitesi, Sağlık Bilimleri Enstitüsü, 2002.

Lacy, M.A., Wada, C., Du, W., Watanabe, L., "In vitro microleakage at the gingival margin of porcelain and resin veneers", The Journal of Prosthetic Dentistry, 1992;67:7-10.

Lehner, C., et al., "Six-year clinical results of leucite-reinforced glass ceramic inlays and onlays", Acta. Mad. Dent. Helv., 3: 137-146, 1998.

Magne, P., Douglas, M.D., "Porcelain Veneers: Dentin Bonding Optimization and Biomimetic Recovery of the Crown", The International Journal of Prosthodontics, Vol. 12, Number 2, 1999.

Magne, P., Douglas, W.H., "Design optimization and evolution of bonded ceramics for the anterior dentition: A finite-element analysis", Quintessence Int, 1999; 30: 661-672.

Mano, J.F., et al., "Bioinert, biodegradable and injectable polymeric matrix composites for hard tissue replacement: state of the art and recent developments", Composites Science and Technology, 64, 789-817, 2004.

Maroli, S., Khera, S.C., Krell, K.V., "Regional variation in permeability of young dentin",

Oper. Dent., 17:93-100, 1992.

McCabe, J.K., Walls A.W.G., "Applied Dental Materials, Chapter 11: Ceramics and Porcelain Fused to Metal (PFM)" Blackwell Science, Eighth Edition, 1998.

McCabe, J.K., Walls A.W.G., "Applied Dental Materials", Blackwell Science, Eighth Edition, 1998.

Meijering, A.C., Creughers, N.J.H., Roeters F.J.M., Mulder, J., "Survival of three types of veneer restorations in a clinical trial: a 2.5 year interim evaluation" J. of Dent, 1998; 26:563-568

Nakabayashi, N., Pashley, D.H., "Hybridization of dental hard tissues", Quintessence Publishing Co. Ltd., Japan, 1998, 37-55.

Nattress, B.R., et al., "An in vitro assessment of tooth preparation for porcelain veneer restorations", Journal of Dentistry, 1995, 23: 165-170.

Nordbq H., Rygh-Thoresen N., Henaug T., "Clinical performance of porcelain laminate veneers without incisal overlapping: 3-year results", J. of Dentistry, 1994; 22: 342-345.

Peumans, M., Van Meerbeek, B., Lambrechts, P., Vanherle, G., "Porcelain veneers: a review of the literature", J. Dent, 2000; 28:163-77.

Peumans, M., Meerbeek, B.V., Yoshida, Y., Lambrechts, Vanherle, G., "Porcelain veneers bonded to structure: an ultra-morphological FE-SEM examination of the adhesive interface", Dental Materials, 15:105-119, 1999.

Pioch, T., "Novel feasibility for visualizing the contact zone between dentine and resin material by application of the LEICA CLSM", Scientific and Technical Information, Vol. IX, No. 3, 80-83, 1996.

Pioch, T., Staehle, H.J., Duschner, H., Godoy-Garcia, F., "Nanoleakage at the composite-dentin interface: A review", American Journal of Dentistry, Vol. 14, No. 4, August, 2001.

Pioch, T., Staehle, H.J., Duschner, H., Godoy-Garcia, F., "Nanoleakage at the composite-dentin interface: A review", American Journal of Dentistry, Vol. 14, No. 4, August, 2001.

Randall, R.C., et al., "Clinical testing of restorative materials: Some historical landmarks", J. Dent., 27:543-550, 1999.

Sahin, Y., "Kompozit Malzemelere Giriş", Gazi Kitabevi, 2000.

Saito, S., et al., Davidson C.L., Mjör, I.A. (ed.), "Advances in Glass-Ionomer Cements, Chapter 1: Characteristics of Glass-Ionomer Cements", Quintessence Publishing C. Inc., Chicago, 1999.

Scientific Documentation, "Targis/Vectris, Research and Development Scientific Service", Ivoclar, April 1997.

Seymour, K.G., Cherukara, G.P., Samarawickrama, D.Y.D., "Stress within porcelain veneers and the composite lute using different preparation designs", J. of Prosthodontics, vol. 10, no. 1, March 2001:16-21.

Silver, F.H., Christiansen, D.L., "Biomaterials Science and Biocompatibility", Library of Congress Cataloging-in-Publication Data, 1999.

Smith, W. F., "Principles of Materials Science and Engineering", Third edition, McGraw-Hill, inc., 1996.

Sorensan, J.A., Strutz, J.M., Avera, S.P., Materdomini, D., "Marginal fidelity and microleakage of porcelain veneers made by two techniques", Journal of Prosthetic Dentistry, 1992;67:16-22.

Suh, P.S., et al., "Fit of Veneers Made by CAD-CAM and Platinum Foil Methods", Operative Dentistry, 22, 121-127, 1997.

Tarım, B., Hafez, A.A., Cox, F.C., "Pulpal response to a resin-modified glass-ionomer material on nonexposed monkey pulps", Quint. Int., 29:535-542, 1998.

Taseli, T., "Study of Hydroxyapatite Ionomer Cements As a New Bioactive Material", Yılıçi Projesi, Yıldız Teknik Üniversitesi, Kimya-Metalurji Fakültesi, 2003.

Troedson, M, Derand, T., "Effect of margin design, cement polymerization, and angle of loading on stress in porcelain veneers", J. of Prosthetic Dentistry, Vol. 82: 518-524.

Tylman, S.D., "Crown and Bridges Prothesis", Mosby-Year Book, Inc., Third Edition, 1954.

Zaimoğlu, A., Karaağaçlıoğlu, L., "Microleakage in porcelain laminate veneers", Journal of Dentistry, 1991;19:369-72.

INTERNET KAYNAKLARI

[1] http://www.hekimim.com/genel/genel_bilgi.htm

[2] <http://www.dentalesthetic-implant.com/dundar/id1.htm>

[3] <http://nersp.nerdc.ufl.edu/~soderho/images/Bonding-272.JPG>

[4] <http://www.cda-adc.ca/jcda/vol-68/issue-4/233.pdf>

[5] <http://www.altcorp.com/DentalInformation/appendix1.htm>

[6] <http://www.pulpdent.com/od.html>

[7] <http://jdr.iadrjournals.org/cgi/content/abstract/58/9/1884>

[8] http://www.ncbi.nlm.nih.gov/entrez/query.fcgi?cmd=Retrieve&db=PubMed&list_uids=7664998&dopt=Abstract

[9] http://www.ncbi.nlm.nih.gov/entrez/query.fcgi?cmd=Retrieve&db=PubMed&list_uids=1432348&dopt=Abstract

[10] <http://nersp.nerdc.ufl.edu/~soderho/F07.htm>

ÖZGEÇMİŞ

Doğum yeri	İstanbul	
Lise	1995-1998	Adnan Menderes Anadolu Lisesi
Lisans	1999-2003	Yıldız Üniversitesi Mühendislik Fak. Metalurji ve Malzeme Mühendisliği Bölümü
Yüksek Lisans	2003-2006	Yıldız Teknik Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü Biyomühendislik Ana Bilim Dalı