T.C.
SELÇUK ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ
PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI

İKİ FARKLI TAM SERAMİK KOR MATERYALİNİN BASKI DAYANIKLILIĞI VE MARJİNAL UYUMU ÜZERİNE FARKLI MARJİNAL DİZAYN VE TAPER AÇILARININ ETKİSİ

DOKTORA TEZİ

H.Nalan BOZOĞULLARI

Danışman
Prof. Dr. Özgür İNAN

KONYA-2007

İÇİNDEKİLER

1.GİRİŞ 1

2. LİTERATÜR BİLGİ 3

2.1. Porselenlerin Tarihçesi 3

2.2. Dental Porselenler.....4

2.2.1. Dental porselenin özellikleri 6

2.2.2. Dental porselenlerin güçlendirilmesi 7

2.2.3. Porselen güçlendirme metodları.....8

2.2.3.1. Metal alt yapıların kullanılması.....8

2.2.3.2. Metal folyolara bağlanma 8

2.2.3.3. Kristallerin cam faz içinde dağılması (çekirdek yapıyı güçlendirme, dağılmış dayanıklılık) 9

2.2.3.4. Camların kristalizasyonu.....9

2.2.3.5. İyon değişimi ile kimyasal sertleştirme 10

2.2.3.6. Mine ve dentine bağlanma 11

2.2.3.7. Yüzey işlemleri.....11

2.2.3.8. Sertleştirme dönüşümü.....12

2.2.4. Dental porselenlerin sınıflandırılması 12

2.2.4.1. Feldspatik porselenler.....13

2.2.4.1.A. Güçlendirilmiş feldspatik porselenler 13

2.2.4.1.A.A. Ekstra lösit ile güçlendirilmiş feldspatik porselen (Optec HSP).....14

2.2.4.1.A.B. Fiber ile güçlendirilmiş feldspatik porselen (Mirage 2) 14

2.2.4.2. Metal destekli dental porselenler.....14

2.2.4.2.A. Döküm metal koping üzerinde bitirilen dental porselenler 14

2.2.4.2.B. Metal folyo koping üzerinde bitirilen dental porsenler 16

2.2.4.3. Metal desteksiz dental porselenler 16

2.2.4.3.A. Kor yapısı güçlendirilmiş seramikler 17

2.2.4.3.A.A. Kor yapısı alüminayla güçlendirilmiş seramikler 17

2.2.4.3.A.A.A. Alüminöz porselen 17

2.2.4.3.A.A.B. Alümina-magnezya kor (Alceram\Cerestore) 18

2.2.4.3.A.A.C. Alümina kor (Hi-Ceram) 18

2.2.4.3.A.A.D. Alümina kor (Techceram) 19

2.2.4.3.A.A.E. Alümina kor üzerine cam infiltrasyonu (In-Ceram) 19

2.2.4.3.A.B. Kor yapısı zirkonya ile güçlendirilen dental seramikler 21

2.2.4.3.B. Cam seramikler 21

2.2.4.3.B.A. Tetrasilisik flor-mika kristalleri içeren, dökülebilir cam seramikler (Dicor) 22

2.2.4.3.B.B. Hidroksiapatit kristalleri içeren, dökülebilir cam seramikler (Cerapearl) 22

2.2.4.3.B.C. Lösit kristalleri içeren, ısı ve basınçla şekillendirilen cam seramikler (IPS Empress) 23

2.2.4.3.B.D. Lityum disilikat içeren, ısı ve basınçla şekillendirilen cam seramikler (IPS Empress 2) 23

2.2.4.3.B.E. IPS e.max Pres 24

2.2.4.3.B.F. IPS e.max ZirPress 25

2.2.4.3.C. Bilgisayar destekli tasarım ve üretim tekniği ile üretilen porselenler (CAD\CAM) 25
2.2.4.3.C.A. Procera 25
2.2.4.3.C.B. IPS e.max CAD 26
2.2.4.3.C.C. IPS e.max ZirCAD 26
2.2.4.3.C.D. Cerec 26
2.2.4.3.C.E. Lava 27
2.2.4.3.C.F. Celay 27
2.3. Tam Seramik Sistemlerinin Avantajları 28
2.4. Tam Seramik Sistemlerinin Dezavantajları 29
2.5. Tam Seramik Sistemlerinin Kullanım Alanları 29
2.6. Tam Seramik Kronlar 29
2.6.1. Tam seramik kronlarda dayanıklılığı etkileyen faktörler 30
2.6.2. Tam seramik kron preparasyonu 30
2.6.2.1. Diş kesim prensipleri 30
2.6.2.1.A. Preparasyonun biyomekanik ilkeleri 31
2.6.2.1.A.A. Diş yapısının korunması 31
2.6.2.1.A.B. Tutuculuk ve direnç 31
2.6.2.1.A.B.A. Tutuculuk 32
2.6.2.1.A.B.A.A. Taper açısı 32
2.6.2.1.A.B.A.B. Simanın kapladığı yüzey alanı 33
2.6.2.1.A.B.A.C. Makaslama stresleri altındaki siman bölgesi 33
2.6.2.1.A.B.A.D. Diş yüzeyinin pürüzlülüğü 34
2.6.2.1.A.B.B. Direnç 34
2.6.2.1.A.B.B.A. Yerinden çıkarma kuvvetlerinin şiddeti ve yönü 35

2.6.2.1.A.B.B.B. Diş kesiminin geometrisi 35

2.6.2.1.A.B.B.C. Yapıştırma ajanlarının fiziksel özellikleri.....35

2.6.2.1.A.C. Restorasyonun yapısal sağlamlığı 35

2.6.2.1.A.D. Marjinal bütünlük.....36

2.6.2.1.A.D.A. Künt basamak kesimi (Shoulder –bizotajlı shoulder).....37

2.6.2.1.A.D.B. Oluk biçimli marjinal sınır (Chamfer- bizotajlı chamfer) 37

2.6.2.1.A.D.C. Bıçak sırtı (Knife edge).....38

2.6.2.1.A.E. Periodonsiyumun korunması.....38

2.6.2.2. Posterior tam seramik diş preparasyonu 39

2.7. Rezin Simanlar.....41

2.7.1. Kimyasal olarak polimerize olan rezin simanlar 42

2.7.2. Işık ile polimerize olan rezin simanlar 42

2.7.3. Kimyasal ve ışık ile polimerize olan rezin simanlar 42

2.7.3.1. Kimyasal ve ışık ile polimerize olan rezin simanların avantajları.....43

2.7.3.2. Kimyasal ve ışık ile polimerize olan rezin simanların dezavantajları.....43

2.8. Dental Seramiklerin Baskı Dayanıklılığı ve Dayanıklılığı Tespit Yöntemleri.....44

2.9. Marjinal Aralığın Önemi ve Marjinal Aralık Tespit Yöntemleri 47

3. MATERYAL ve METOD 50

3.1. Baskı Dayanıklılığı Testi.....51

3.1.1. Metal day'ların hazırlanması 51

3.1.2. IPS Empress 2 kor örneklerinin hazırlanması....52

3.1.3 In-Ceram kor örneklerinin hazırlanması 56

3.1.4. Seramik örneklerin simantasyonu 59

3.1.4.1. Simantasyon için metal day üzerinde yapılan hazırlıklar 59

3.1.4.2. Seramik iç yüzeylerinde yapılan hazırlıklar....60

3.1.5. Baskı dayanıklılığı testi 62

3.2. Marjinal Aralık Ölçümü....63

3.2.1. Marjinal aralığın ölçümünde kullanılacak dişlerin hazırlanması....63

3.2.2. IPS Empress 2 kor örneklerinin hazırlanması....64

3.2.3. In-Ceram kor örneklerin hazırlanması 67

3.2.4. Seramik örneklerin simantasyonu....67

3.2.4.1. Simantasyon için diş yüzeyinde yapılan hazırlıklar 68

3.2.4.2. Seramik iç yüzeylerinde yapılan hazırlıklar....68

3.2.5. Marjinal aralık ölçümü 70

3.3. İstatistik Değerlendirme....72

4.BULGULAR 73

4.1.Baskı Dayanıklılığı Testi Bulguları 73

4.2. Marjinal Aralık Testi Bulguları 79

5. TARTIŞMA ve SONUÇ 85

6. ÖZET 109

7. SUMMARY 112

8. LİTERATÜR LİSTESİ 114

9. ÖZGEÇMİŞ....132

10. TEŞEKKÜR....133

ŞEKİL LİSTESİ

Şekil 2.1. Dental porselenlerde yüzey çatlaklarının gerilim sonucunda yayılım göstermesi.....7

Şekil 2.2. Dağılmış dayanıklılık ile sert kütlelerde çatlak yayılımının engellenmesi.....9

Şekil 2.3. Seramik yüzeyine daha küçük sodyum atomlarının girmesi ve daha büyük potasyum atomlarının çıkması.....10

Şekil 2.4. Tutuculuk- taper açısı ilişkisi.....33

Şekil 2.5. İdeal olarak düşünülen taper açısı.....33

Şekil 2.6. Marjinal dizayn çeşitlerinin şematik olarak gösterilmesi.....38

Şekil 2.7. Posterior bir diş preparasyonunun şematik görüntüsü.....40

Şekil 2.8. Stress-strain eğrisi.....45

RESİM LİSTESİ

Resim 3.1. Baskı dayanıklılığı testinde kullanılan metal day'lar 51

Resim 3.2. Standart tam seramik kor yapımında kullanılan kalıp 52

Resim 3.3. Mum örneklerin tijlenmesi 53

Resim 3.4. Empress kağıdı ile çevrelenmiş örnekler 53

Resim 3.5. IPS Empress 2 kor örneklerin yapımında kullanılan fırın 54

Resim 3.6. Kabaca revetmanı alınmış örnekler 55

Resim 3.7. Kumlaması tamamlanmış IPS Empress 2 kor örnek 55

Resim 3.8. Bitimi tamamlanmış IPS Empress 2 kor örnek 55

Resim 3.9. Alçı day'dan alınan ölçü 56

Resim 3.10. Ölçü içindeki revetman 56

Resim 3.11. Revetman model 56

Resim 3.12. Vitasonic II vibratör 57

Resim 3.13. Vita In-Ceramat III fırını 57

Resim 3.14. Bitmiş In-Ceram kor örnek 59

Resim 3.15. Sabit yük uygulanması 60

Resim 3.16. Simante edilmiş IPS Empress 2 kor örnekler 61

Resim 3.17. Simante edilmiş In-Ceram kor örnekler 61

Resim 3.18. Basma testinde kullanılan Universal Test Cihazı 62

Resim 3.19. Örneğe basma testi uygulanması 62

Resim 3.20. Tamamlanmış bir diş preparasyonunun görüntüsü 64

Resim 3.21. Pirinçten hazırlanan kalıp 65

Resim 3.22. Preparasyondan alınan ölçü 65

Resim 3.23. Elde edilen day 65

Resim 3.24. Bitmiş mum modelaj 66

Resim 3.25. Bitmiş IPS Empress 2 kor örnek 66

Resim 3.26. Bitmiş In-Ceram kor örnek 67

Resim 3.27. Sabit yük uygulanması 69

Resim 3.28. Termal siklus yapılmış In-Ceram ve IPS Empress 2 kor örnekler.....69

Resim 3.29. Özel aparat ve marjinal aralık ölçümünde kullanılan analiz sistemi.....70

Resim 3.30. Marjinal aralığın mikroskobik görüntüsü 71

TABLO LİSTESİ

Tablo 3.1. Çalışmada kullanılan tam seramik sistemleri 50

Tablo 3.2. Dişlerde ve metal day'larda hazırlanan preparasyon dizaynları.....51

Tablo 4.1. IPS Empress 2 kor grubuna ait baskı dayanıklılığı test sonuçları.....73

Tablo 4.2. In-Ceram kor grubuna ait baskı dayanıklılığı test sonuçları 73

Tablo 4.3. Baskı dayanıklılığı testinin üç yönlü varyans analizi sonuçları.....74

Tablo 4.4. Seramik korların iki farklı marjinal dizayndaki baskı dayanıklılık değerleri.....75

Tablo 4.5. IPS Empress 2 ve In-Ceram kor örneklerin baskı dayanıklılık değerlerinin taper açılarına göre Mann-Whitney U testi sonuçları.....76

Tablo 4.6. IPS Empress 2 kor örneklerin marjinal dizayn ve taper açısı ile etkileşimi sonucu baskı dayanıklılık testi sonuçları (N=48) 77

Tablo 4.7. In-Ceram kor örneklerin marjinal dizayn ve taper açısı ile etkileşimi sonucu baskı dayanıklılık testi sonuçları (N=48) 77

Tablo 4.8. IPS Empress 2 kor grubuna ait marjinal aralık ölçümlerinin ortalama ve standart sapmaları.....79

Tablo 4.9. In-Ceram kor grubuna ait marjinal aralık ölçümlerinin ortalama ve standart sapmaları.....79

Tablo 4.10. Marjinal aralık ölçümünün üç yönlü varyans analizi sonuçları.....80

Tablo 4.11. Seramik korların iki farklı marjinal dizayndaki marjinal aralık değerleri.....82

Tablo 4.12. IPS Empress 2 ve In-Ceram kor örneklerin taper açılarına göre Mann-Whitney U testi.....82

Tablo 4.13. IPS Empress 2 kor örneklerin marjinal dizayn ve taper açısı ile etkileşimi sonucu marjinal aralık sonuçları (N=48).....83

Tablo 4.14. In-Ceram kor örneklerin marjinal dizayn ve taper açısı ile etkileşimi sonucu marjinal aralık sonuçları (N=48).....84

GRAFİK LİSTESİ

Grafik 4.1. Baskı dayanımı değerlerinin özeti 78

Grafik 4.2. Marjinal aralık değerlerinin özeti 84

1.GİRİŞ

Restoratif dişhekimliğinin amacı, kaybolan diş dokusunun yerini ideal bir materyal ile tamamlamaktır. Metal, metal destekli seramik ve tam seramik restorasyonlar kullanılarak, kayıp koronal diş yapısı yerine konulurken, kalan dokular da korunabilmektedir. Bu şekilde fonksiyon restore edilebilmekte ve gerekli yerlerde arzu edilen estetik sonuçlar sağlanabilmektedir. Bu restorasyonların başarılı bir şekilde kullanımı, uygun restoratif materyal seçilerek yapılan dikkatli bir tedavi planlamasına ve hastanın ihtiyaçlarına uygun olan bir restorasyon dizaynına bağlıdır. Materyalin seçimi ve restorasyonun dizaynı; diş yapısının hasarı, estetik, plak kontrolü, retansiyon ve finansal ödeme gibi pek çok faktöre bağlıdır. Seçilecek olan materyalde mekanik, biyolojik ve estetik gereksinimler göz önüne alınmalıdır.

Dental seramikler, kayıp diş dokusunun yerini alan en doğal görünüşlü materyallerdir. Su absorbe etmemesi, ısıyı iletmemesi ve ağız dokuları tarafından çok iyi tolere edilmesi önemli özelliklerindendir. Diğer taraftan elastisitesi yok denecek kadar az, kırılgan materyallerdir. Metal destekli seramik restorasyonlar, porselenin doğal görünümü ile metal alt yapının dayanıklılığını birleştirirler. Maksimum dayanıklılığa olan ihtiyaç ile estetik taleplerin birleştiği durumlarda endikedir. Metal alt yapı ile porselenin dayanıklılığı arttırılmasına rağmen, ışık geçirgenliğinin azalması ve metal renklenmeleri estetik açıdan bir dezavantaj oluşturur. Ayrıca bazı kişilerde çeşitli metallere karşı allerjik reaksiyonlar gelişebilmekte, kıymetsiz metal alaşımları kullanıldığı zaman oluşan kalın oksit tabakasından dolayı porselen ile bağlantıda problemler ortaya çıkabilmektedir.

Metal alt yapıların sebep olduğu bu olumsuzluklar metal desteksiz restorasyonların geliştirilmesine neden olmuştur. Tam seramik restorasyonlar üzerinde yapılan çalışmalarla, renk ve şeffaflık açısından doğal dişlerle mükemmel uyumlu ve dayanıklılık açısından da yeterli olan materyaller ve teknikler geliştirilmiştir.

Restorasyonların uzun dönem başarısında kırılma dayanımı ve marjinal adaptasyon iki önemli parametredir. Geniş marjinal açıklıklar simanın hızlı şekilde çözünmesine, plak ve bakteri birikimine, gingival sulkustan sıvı akışına, mikrosızıntının neden olduğu kemik kaybına, tekrarlayan çürüklere ve periodontal hastalıklara sebep olur. Bu da protezin uzun ömürlülüğünü etkiler.

Diş preparasyonu ve marjinal basamak dizaynı materyalin kırılma dayanımı için önemli faktörlerdir. Preparasyon sırasında oluşturulan basamak, çiğneme kuvvetlerinin dişe dengeli dağılmasını sağlarken, kronun statik dayanıklılığını da arttırır. Tam seramik restorasyonlarda dayanıklılığın sağlanabilmesi için restorasyonun belirli bir kalınlıkta olması önemlidir. Bu durum da, yeterli ve dengeli diş preparasyonun gerekliliğini ortaya koymaktadır.

Tam seramiklerin dayanıklılığını ve marjinal adaptasyonunu arttırmayı amaçladığımız bu çalışmada; estetik ve biyouyumluluk açısından üstün özelliklere sahip IPS Empress 2 ve In-Ceram tam seramik korların farklı preparasyon dizaynları ve marjinal bitime bağlı olarak en iyi marjinal uyum ve dayanıklılıkları in vitro koşullarda araştırılmıştır.

2. LİTERATÜR BİLGİ

2.1. Porselenlerin Tarihçesi

Daha kalıcı ve estetik restoratif dental materyallerin araştırılmasında seramiklerden, ilk kez Fransız bir dişhekimi olan Pierre Fauchard bahsetmiştir. Chemant isimli diğer bir Fransız dişhekimi, 1790'larda Alexes isimli bir eczacının fikirlerinden yola çıkarak porselenlerin gelişimini sağlamıştır. Geliştirdiği mineral hamur protezler Paris'te bulunan İtalyan dişhekimi Fonzi tarafından geliştirilerek Ferro Metalik dişlerin ortaya çıkmasına sebep olmuştur. Bu sayede ilk kez kişisel porselen dişler ve küçük blok dişler başarılı bir şekilde üretilmiştir (Crispin 1994).

Endüstriyel devrim ile porselen dişlerin üretimi artmış ve 19. yüzyılın ortalarında vulcanit yönteminin uygulamaya girişi ile porselen dişler kişisel kullanım için daha kabul edilebilir olmuştur. Kron yapımı için porselenlerin kullanımı, etkili diş preparasyon enstürümanlarının geliştirilmesi ile artmıştır. Geliştirilmiş dental simanlar, kök kanal dolgu maddesi olarak gutta perkanın tanıtılması ve daha küçük boyuttaki porselen fırınlarının hepsi, kron ve köprü için porselenlerin kullanımını daha da arttırmıştır (Crispin 1994).

İlk porselen jaket kron, 1887'de platinyum matriks tekniğinin patentini alan Dr. C.H Land tarafından geliştirilmiştir. Yüksek, orta ve düşük ısı porselenlerinin kullanımı tartışılmıştır. Pekçok seramik inley ve kron uygulaması denenmiş ve eleştirilmiştir. 1900'lerin başlarına kadar dental restorasyonlar için porselenlerin kullanımı bu eleştiriler yüzünden azalmıştır. 1920'lerde bunların yeniden popularitesine yolaçan başarılı sonuçlar klinisyenler ve araştırmalar sonucunda gösterilmiştir. 1950'lerde dişhekimliğinde akrilik rezinlerin gelişimi ile porselenlerin kullanımı yeniden azalmış, 1960'larda metal destekli porselenlerin kullanımındaki ilerleme ve başarı, sabit prostodontide porselenlerin kullanımını yeniden gündeme getirmiştir. Yüksek dayanıklılıkları ve üstün estetikleri pekçok sabit protetik problem için tahmin edilebilir ve uzun dönem kullanım sağlayacak bir çözüm sağlamıştır.

1970 ve 80'ler boyunca metal destekli seramik restorasyonlar pekçok klinisyenin ilk tercihi olmuştur. 1980'lerde ve 90'ların başında hastaların daha fazla estetik sonuçlar talep etmeleri seramik sistemlerinin gelişmesine neden olmuştur (Crispin 1994).

2.2. Dental Porselenler

Seramikler, metal ve rezin olmayan inorganik yapılardır. Ham maddelerin yüksek derecelerde fırınlanması ile elde edilirler. Porselen ise 3000 yıldır geniş bir kullanımı olan seramiklerin özel bir tipidir (Zaimoğlu ve Can 2004) ve kristalin yapısında olan cam fazlı materyaldir (Yavuzyılmaz ve ark 2005). Çini ve çömlek yapımında kullanılan porselenlerden, en iyi porselene kadar tüm seramikler fırınlama prosedürü ve temel maddelerin oranlarındaki farklılıklarla beraber, esas olarak aynı materyallerden oluşur. Bu maddeler feldspar, silika (quartz) ve kaolin (kil)'dir. Potas, soda veya kireç gibi diğer bileşikler birtakım özellikler vermesi için sıklıkla yapıya ilave edilir. Bir porselenin kalitesi onu oluşturan maddelerin seçimine, herbir maddenin doğru oranına ve fırınlama işleminin kontrolüne bağlıdır. Dental porselenlerin üretiminde, arzu edilen dayanıklılık ve ısısal genleşme özelliklerinin yanı sıra, renkteki gereksinimler, kırılganlık olmadan sertlik, çözünmezlik ve translüsensiden dolayı, sadece en saf maddeler kullanılır (Craig 1997).

Dental seramikler, kil veya kaolin, feldspar ve kuartz'dan oluşan 3 kompanent ile geleneksel triaxial porselen menşeyine sahiptir. Daha fazla translüsensiye olan talep, kilin eliminasyonuna ve yaklaşık olarak feldsparda % 80 oranında bir artışa neden olmuştur. Yaygın olarak kullanılan dental seramikler esas olarak, daha düşük fırınlama ısısı ve metallere bağlantı için gerekli olan ısısal genleşmeyi modifiye etmek için ilave edilen oksitler (B_2O_3,K_2O,Na_2O,CaO) ile feldspatik camdan oluşmaktadır. Ek olarak demiroksit ve titanyumoksit gibi diğer metal oksitler de renk ve opasite vermek için seramik içine ilave edilirler (Crispin 1994).

Dental porselenlerin temel materyali olan feldspar, gri ve pembe arasında belirsiz bir renkte, kristalin ve opaktır (Craig 1997). Dental porselene birleştiricilik ve saydamlık verir (McLean 1979, Phillips 1991, Zaimoğlu ve ark 1993, O'Brien 1997). Isıtıldığı zaman yaklaşık 1290 °C de erir ve porselene translüsensini veren camsı bir yapı halini alır ve aşırı ısıtılmadıkça yuvarlak bir form almaksızın yapısını korur (Craig 1997).

Dental porselenler son yıllarda esas olarak potas feldspar ile yapılır. Feldspar geniş bir pota içinde yaklaşık olarak 1000 °C de alkali metal karbonatları ile ısıtılır. Feldspar bir cam ve lösit ($KAlSi_2O_6$) oluşturmak için ayrıştırılır. Lösitin ısısal genleşmesi yüksektir ($>20\times10^{-6}$\ºC) ve miktarı porselenin ısısal genleşme katsayısını kontrol eder. Lösit ayrıca porselenin dayanıklılığına katkıda bulunur ve yüksek lösit porselenler düşük konsantrasyonda lösit içeren porselenlerden yaklaşık olarak iki kat daha dayanıklıdır (Craig 1997).

Saf quartz kristalleri (SiO_2), dental porselenlerde mümkün olduğunca en ince gren boyutlarında kullanılır (Craig 1997), porselendeki diğer maddeler için bir iskelet oluşturarak ısıtma sırasında kütleye stabilite sağlar, dayanıklılığını arttırır, büzülmeyi ayarlar (Craig 1997, O'Brien 1997).

Kaolin $Al_20_32Si0_22H_20$ formu ile bir kil (balçık) olarak tanımlanır. Kaolin porselene opaklık özelliğini verir. Su ile karıştırıldığı zaman yapışkan olur, diğer maddeleri birarada tutar ve biçimlendirme sırasında porselenin çalışılabilir kütlesini oluşturmaya yardım eder (Craig 1997). Yapıştırıcı ve şekillendirici özelliği vardır (McLean 1979, Phillips 1991, Zaimoğlu ve ark 1993, O'Brien 1997).

Dental seramik tozlarının üretiminde, ham materyaller ve katkı maddeleri yüksek sıcaklıklarda birlikte ısıtılır ve su içinde soğutulur. Bu sayede seramik kütlesi parçalanır ve toz haline getirilerek öğütülür. Bu işleme ″fritting″ denir. Bu toz, bir likit ile karıştırılarak restorasyon modele edilebilir. Çeşitli seramik frit kombinasyonları, restorasyonlarda pekçok estetik özellik oluşturan değişik renk ve translüsensteki tozlardır. Bu modele edilmiş seramik,

içindeki partiküllerin eriyerek birbirleriyle kaynaştığı uygun ısıya getirilir. Bu işlem ″sinterizasyon″ olarak bilinir ve partiküllerin kısmi kaynaşması ve kütlenin şeklinde minimum değişiklik ile sonuçlanır. Vakum altında seramiğin ısıtılması minimal pöröziteye ve maksimum translüsensiye yolaçar. En sonunda materyal, heterojen katı kütle oluşturmak için kristalize edilmiş ve edilmemiş inorganik oksitlerin cam matriks içinde birbirleriyle kaynaşmasıyla oluşur (Crispin 1994).

Porselen karışımına renk pigmentleri ilave edilir ve bunlar renk fritleri olarak isimlendirilir. Bu tozlar doğal dişlerin renklerini taklit etmek için küçük miktarlarda ilave edilir. Sarı-kahverengi renk için metalik pigmentler titanyum oksit içerir, lavanta rengi için magnezyum oksit, kahverengi için demir oksit, nikel oksit, mavi için kobalt oksit, yeşil için bakır veya kronyum oksit ve opasiteyi arttırmak için kalay oksit kullanılır (Craig 1997).

Porselen restorasyonların yapımı sırasında, porselende minimum büzülme ve kuvvetli yoğunluk elde etmek için iki faktör oldukça önemlidir. Bunlar;

1. Fırınlama işleminden önce restorasyonun şekillendirilmesinde, porselen tozunun yoğunluğu veya kondensasyonun türü ve seviyesi,

2. Porselen kütlesinin erimesi (kaynaşması) için takip edilen yöntem ve fırınlamanın derecesidir (Craig 1997).

2.2.1. Dental porselenin özellikleri

Dental porselenler kimyasal olarak oldukça stabildirler ve uzun zaman içerisinde bozulmadan mükemmel estetik sağlarlar. Isı iletkenliği ve ısısal genleşme katsayıları mine ve dentininkine benzerdir (Van Noort 2002).

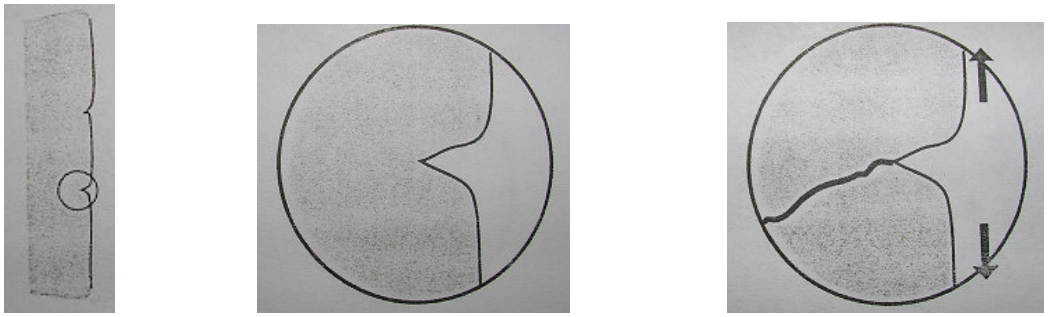
Dental porselenlerin baskı dayanıklılığı 350-550 MPa arasında yüksek değerlerde olmasına rağmen, çekme dayanıklılığı 20-60 MPa arasında oldukça düşüktür. Materyal temel olarak camdan oluşmaktadır. Bir camın direnebileceği maksimum gerilme % 0.1'den daha

azdır. Camlar yüzey mikroçatlaklarına oldukça hassastırlar. Bu durum dental porselenlerin kullanımında büyük dezavantajdır (Van Noort 2002).

Porselenlerin shear dayanıklılığı 110 MPa. Elastik modülüsü 69 GPa ve Knoop sertliği 460 kg\mm$^{2'}$dir. Porselenin termal özellikleri 0.0030 cal\sec\cm^2(°C\cm), linear ısısal genleşme katsayısı 12.0×10^{-6}\°C'dir (Craig 1997).

2.2.2. Dental porselenlerin güçlendirilmesi

Porselenler cam matriks ve kristal fazdan oluşurlar. Bunların temel maddesi camdır. Camlar irregüler yapılarına ve gerçek kristalin yapılarda bulunan kaygan düzlemlerinin bulunmamasına bağlı olarak kırılgandırlar. Dental seramiklerin dayanıklılığını, yapısında bulunan çatlak ve yarıklar etkiler. Bu yüzey çatlak ve yarıklarının varlığı, 1920'de Griffith tarafından tanımlanmıştır ve Griffith Kusurları olarak isimlendirilmiştir (Crispin 1994). Seramik gerilime maruz kaldığı zaman bu kusurlar çatlakların başlamasına ve yayılmasına neden olur. Bu mikroçatlaklar, baskı stresleri yarıkları kapatma eğiliminde olduğundan, porseleni çekme gerilimlerine, baskı gerilimlerine oranla daha dirençsiz kılmaktadır (Crispin 1994, O' Brien 1997, Zaimoğlu ve Can 2004) (Şekil 2.1 a,b,c).



a. Seramik kron kenarı **b.** Seramik yüzeyindeki griffith kusuru **c.** Kusurlu bölgeden çatlağın yayılımı

Şekil 2.1. Dental porselenlerde yüzey çatlaklarının gerilim sonucunda yayılım göstermesi (Crispin 1994)

Yüzeyinde kusurlar bulunan yüksek dayanıklı bir seramik, klinik şartlarda kusurlu yüzeylerin bulunmadığı daha zayıf seramikten daha kötü performans gösterebilir. Döküm cam

seramik (Dicor) ve alüminöz dental porselenler (Vitadur N)'de kırık daima yüzeyde ve genellikle pörözite içeren bölgelerde başlar (Chiche ve Pinault 1994).

2.2.3. Porselen güçlendirme metodları

1. Metal alt yapıların kullanılması
2. Metal folyolara bağlanma
3. Kristallerin cam faz içinde dağılması (çekirdek yapıyı güçlendirme)
4. Camların kristalizasyonu
5. İyon değişimi ile kimyasal sertleştirme
6. Mine ve dentine bağlanma (Crispin 1994)
7. Yüzey işlemleri (Chiche ve Pinault 1994)
8. Sertleştirme dönüşümü (McLaren 2005).

2.2.3.1. Metal alt yapıların kullanılması

Metal destekli seramik restorasyonlar son 30 yılı aşkın bir süredir, dayanıklılıkları, yeterli estetik kaliteleri ve tahmin edilebilir klinik sonuçlarından dolayı tercih edilen restorasyonlar olmuştur. 1962'de ilk olarak Weinstein başarılı metal destekli seramik restorasyon sisteminin temelini atmıştır. Seramik materyaller metal alaşımlarının dış oksit tabakasına bağlanmakta ve son derece dayanıklı restorasyonlar elde edilmektedir (Crispin 1994).

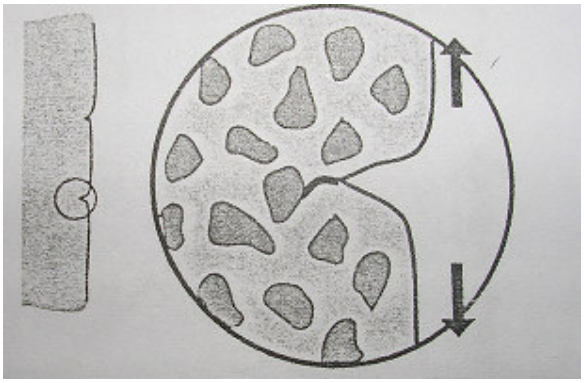
2.2.3.2. Metal folyolara bağlanma

Folyoyla güçlendirilmiş restorasyonlar, yapımlarının kolay olması bakımından döküm metal alt yapılara alternatif sağlamasının yanısıra, pahalı ekipmanlara ihtiyaç duyulmaksızın oldukça estetik restorasyonlar yapılması açısından da bir avantaj sağlamışlardır. Metal alt yapılara seramik materyallerin bağlanması maksimum dayanıklılık sağlar, iç yarık ve çatlak yayılımını minimalize eder. Oldukça ince metal yapraklar kullanılarak güçlendirilmiş kron sistemi 1970'lerin ortalarında McLean ve Sced tarafından geliştirilmiştir. Bunlar altyapı

olarak kalayla kaplanmış platinyum folyo kullanmışlardır. Yine McLean ve Sced tarafından 1987 yılında, metal alt yapılara ekonomik alternatif sağlayan platinyum alaşım kopingler tanıtılmıştır. Diğer bir teknik Schössow tarafından 1984'de geliştirilen laminate folyo tekniğidir (Crispin 1994).

2.2.3.3. Kristallerin cam faz içinde dağılması (çekirdek yapıyı güçlendirme, dağılmış dayanıklılık)

Yüksek dayanıklılığa ve elastisiteye sahip seramik kristalleri, dental seramiklerin camsı fazı içine dağıldığında, oluşan cam-kristal birleşimi dayanıklılıkta ve elastikiyette artışa neden olacaktır. Bu daha sert kütle, çatlak yayılımını engeller böylece kırılma için daha büyük kuvvete ihtiyaç duyulur (Crispin 1994). Alüminayla güçlendirilmiş kor materyali, feldspatik porselenden iki kat daha fazla eğilme dayanıklılığına sahiptir (O'Brein 1997). Bu dayanıklılıktaki artış kristal fazın konsantrasyonu ile ilgilidir (Crispin 1994) (Şekil 2.2).



Şekil 2.2. Dağılmış dayanıklılık ile sert kütlelerde çatlak yayılımının engellenmesi (Crispin 1994)

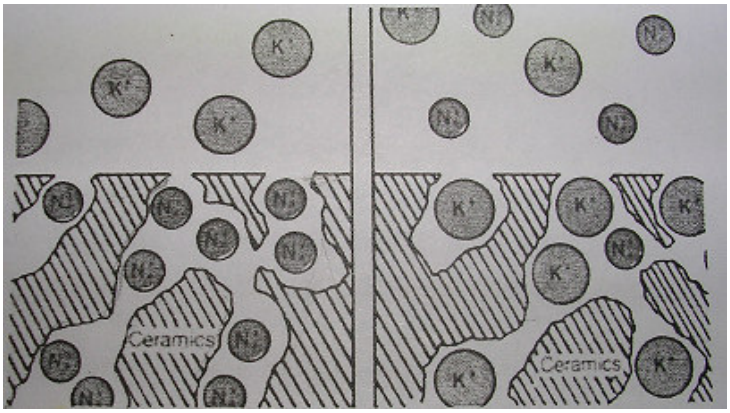
2.2.3.4. Camların kristalizasyonu

Camın kontrollü kristalizasyonu dental seramiklerin güçlendirilmesinde diğer bir metotdur (Crispin 1994). Isı uygulaması sırasında, iç kristallerin büyümesi ve nükleasyon ile kontrollü kristalizasyon meydana gelir. Bu kontrollü kristalizasyon cam boyunca eşit olarak

dağılan küçük kristallerin oluşumuna neden olur. Kristallerin sayısı ve büyüklüğü, ısı uygulamasının süresi ve ısı derecesi ile ayarlanır (Van Noorth 2002).

2.2.3.5. İyon değişimi ile kimyasal sertleştirme

Seramik restorasyonların başarısızlığı, sıklıkla yüzeydeki yarıklar gerilim kuvvetine maruz kaldığı zaman meydana gelir ve çatlaklarda büyüme oluşur (Crispin 1994). Bu teknik yüzeydeki çatlakların ilerlemesini engellemek amacı ile düşük ısıda seramik yüzeyinde kompressiv tabaka oluşturmayı amaçlayan bir işlemdir. Cam matriks içindeki bazı iyonlar daha büyük iyonlarla değiştirilerek yüzeyde kompressiv bir tabaka elde edilir. Seramik cam, geçiş ısısının altında erimiş tuz banyosuna daldırılır. Bu ısılarda cam rijit bir yapıdadır, iyonik hareketlerin oluşabilmesi için yeterli olan bu ısıda sadece alkali iyonlar yer değiştirebilecek kadar hareketlidir. Porselendeki Na^+ iyonları KNO_3 banyosundaki K^+ iyonları ile yer değiştirir (Şekil 2.3).



İyon değişiminden önce İyon değişiminden sonra

Şekil 2.3. Seramik yüzeyine daha küçük sodyum atomlarının girmesi ve daha büyük potasyum atomlarının çıkması (Crispin 1994)

Sodyumdan daha geniş bir hacim kaplayan potasyum iyonları, silikat ağını sıkıştırarak kompresyonu gerçekleştirir (Zaimoğlu ve Can 2004). Bu sıkıştırılmış alan çekme kuvvetlerinin mikroçatlaklar üzerindeki etkisini azaltmaktadır. Çatlaklar ilerlemeden önce

baskı gerilimlerini aşması gerektiği için, şartlandırılmış bu yüzeyler, porselen kırılmadan önce oldukça büyük yüklenmeleri kaldırabilmektedir (Zan 1999).

2.2.3.6. Mine ve dentine bağlanma

Estetik restoratif dişhekimliğinde çok önemli gelişmelerden biride mine ve dentine seramik materyallerinin bağlanma yeteneğidir. Seramiklerin mineye bağlanma dayanımları oldukça iyidir. Dentine bağlanma dayanımı gün geçtikçe çalışmalarla arttırılmakta ve mineyle olan bağlantısına rakip olmaktadır (Crispin 1994).

Mineye bağlanma ile zayıf seramik restorasyonlar önemli derecede güçlendirilir. Preparasyon sırasında diş yapısından madde kaldırmaya olan ihtiyaç minumumdur. Bu restorasyonlar geleneksel sabit prostodontiye konservatif ve estetik bir alternatif olarak kabul edilir. Eğer seramik restorasyonlar diş yapısına yeterince bağlanabiliyorsa, yapılan restorasyonun dayanıklılığı orijinal dişin dayanıklılığına yakın olacaktır (Crispin 1994).

2.2.3.7. Yüzey işlemleri

a. Polisaj: Tesviye sonrası seramik yüzeylere uygulanabilecek polisaj işleminin, seramik yüzeyini daha düzgünleştirdiğine, düzgünleştirilmiş yüzeylerde gerilim birikimlerinin daha düşük düzeyde olacağına ve böyle düzgün yüzeylerde yapılan glaze işleminin daha başarılı olabileceği savunulmaktadır (Aksoy 2003).

b. Glaze: Simantasyondan önce son yüzey işlemi olarak önerilen glaze porselene düzgün ve parlak bir yüzey kazandırırken, yüzey mikroçatlaklarının ve yüzey pörözitelerinin boyutlarının küçülmesini sağlamaktadır (Yavuzyılmaz ve ark 2005).

c. Otoglaze: Porselenin fırınlanması sırasında tam olarak sinterizasyonun oluşması ve pöröz yapıların doldurulması sonucu porselenin yüzeyinde parlak ve kaygan bir katman oluşur ki buna natürel glaze adı verilir. Bu sayede porselen kütlesel bütünlüğe erişir ve dayanıklılığı artar (Aksoy 2003).

d. Basınç altında soğutma: Porselen fırınlandıktan sonra fırından çıkarılır çıkarılmaz, basınçlı hava altında soğutulması esasına dayanır. Yapılan araştırmalarda hava basıncı miktarı ortalama 0.34 MPa olarak belirlenmiştir. Porselen yüzeyinde oluşan baskı gerilimleri mikroçatlakların ilerlemesini engelleyerek, porselenin eğilme dayanıklılığını arttırmaktadır (Yavuzyılmaz ve ark 2005).

2.2.3.8. Sertleştirme dönüşümü

Son dönemlerde tam seramik restorasyonların yapımında kullanılan zirkonyum oksit ısıya bağlı olarak farklı kristal yapılarında bulunmaktadır. Bu kristal fazlar kübik, tetragonal ve monoklinik fazlardır (Ivoclar Vivadent 2005). Materyalin mekanik özellikleri birinci olarak tetragonal faz-monoklinik faz dönüşümüne bağlıdır. Bu dönüşüme dıştan uygulanan stresler neden olmakta ve kristallerin hacminde % 3 ila % 5 oranında bir artış olmaktadır. Bu sayede, çatlakların ilerlemesine karşı koyacak iç stresler gelişmekte ve çatlak yayılımına materyalin direncinin artmasında rol oynamaktadır. Bundan dolayı; yttria kısmen stabilize edilmiş tetragonal zirkonya polikristalin seramikler ve diğer zirkonyayla güçlendirilmiş seramikler konvansiyonel seramiklere kıyasla oldukça yüksek kırılma dayanıklılığı gösterirler (Luthard ve ark 2002).

2.2.4. Dental porselenlerin sınıflandırılması

Dişhekimliğinde kullanılan seramikler için değişik kriterlere göre birçok sınıflandırma yapılmıştır. Bunlardan en çok kullanılanlarından biri seramiklerin fırınlama derecelerine göre yapılan sınıflandırmadır. Bu sınıflandırmaya göre dental seramikler üçe ayrılmaktadır;

1. Yüksek ısı porselenleri: 1290 ºC -1370 ºC (2350 ºF -2500 ºF)

2. Orta ısı porselenleri: 1090 ºC -1260 ºC (2000 ºF -2300 ºF)

3. Düşük ısı porselenleri: 870 ºC –1065 ºC (1600 ºF -1950 ºF) (Shillinburg ve ark 1997).

Her üç gruptaki seramiklerin ana bileşim elemanları aynıdır. Ancak erime derecelerindeki bu farklar sodyum karbonat, kalsiyum karbonat, potasyum karbonat ve boraks

gibi eriticilerin bileşimindeki miktarından kaynaklanmaktadır. Düşük ısı seramiği, yüksek ve orta ısı seramiklerine kıyasla daha düşük miktarda kaolin, buna karşılık daha yüksek miktarda eritici içermektedir (Değer ve Caniklioğlu 1998).

Yüksek ısı seramiği; total-parsiyel protezlerde kullanılan hazır seramik dişlerin yapımı için ve bir de nadiren seramik jaket kronların yapımında kullanılmaktadır. Orta ısı seramiği; tam seramik köprülerde ara bünyelerin prefabrik olarak yapılmasında kullanılmaktadır. Düşük ısı seramiği ise; metal destekli seramik kron ve köprülerde ve seramik jaket kronların yapımında kullanılmaktadır. Glaze tozları ve değişik makyaj materyalleri de bu grupta yer almaktadır (Değer ve Caniklioğlu 1998).

Porselenler bileşimlerine (içeriklerine) göre de sınıflandırılabilirler. Bunlar;

1. Feldspatik porselenler,

2. Metal destekli dental porselenler,

3. Metal desteksiz dental porselenler (Coşkun ve Yaluğ 2002).

2.2.4.1. Feldspatik porselenler

Konvansiyonel feldspatik porselenler, restorasyonların estetiğini sağlayan düşük dayanıklılığa sahip porselenlerdir. % 69 silika (SiO_2) ve % 8 alümina (Al_2O_3) ile beraber genleşmeyi kontrol eden % 8-10 arasında potas (K_2O) ve soda (Na_2O) içermektedirler. Bükülmeye karşı dayanıklılığı 60-70 MPa arasında olduğu için geleneksel olarak metale veya güçlendirilmiş seramik korlara bağlanırlar ve restorasyonların estetik kısmını oluştururlar (Crispin 1994, Zaimoğlu ve Can 2004). Bunlara örnek olarak veneer porselenler verilebilir (Crispin 1994).

2.2.4.1.A. Güçlendirilmiş feldspatik porselenler

Konvansiyonel porselenlerin dayanıklılık ve estetik özelliklerini arttırmak için geliştirilmişlerdir. Bunlar alüminyum oksit, lösit kristalleri veya seramik fiberler içeren

feldspatik porselenlerdir. Bunlara örnek olarak Cerinate, Optec HSP ve Mirage 2 verilebilir (Crispin 1994).

2.2.4.1.A.A. Ekstra lösit ile güçlendirilmiş feldspatik porselen (Optec HSP)

Kristalin lösit içeren ve kor kullanılmaksızın tam porselen kron yapımında kullanılan bir sistemdir. Optec HSP'deki lösit konsantrasyonu % 50.6'dır ve IPS Empress porselenden ve klasik metal destekli porselenden daha fazladır. Folyo veya ısıya dayanıklı day üzerinde yapılabilen bu sistem feldspatik porselenden daha dirençli olmasına rağmen, kor yapılı sistemlerden umulduğu kadar güçlü bulunamamıştır. En önemli avantajı üç üyeli köprü yapılabilmesidir. Yarı şeffaf bir yapı sergilemesi nedeni ile estetik sağlamak güçtür (Erçoban 1998, Cattell ve ark 2001, Rosenstiel ve ark 2001).

2.2.4.1.A.B. Fiber ile güçlendirilmiş feldspatik porselen (Mirage 2)

Mirage 2, tetragonal zirkonya fiberleri içeren konvansiyonel feldspatik porselendir (Denry 1996). Çok sık kullanılmayan bu sistem de, porselen tozuna eklenen fiber yapım aşamasında oluşan çatlakların ilerlemesini engellemektedir (Oktay 2003).

2.2.4.2. Metal destekli dental porselenler

A. Döküm metal kopingler üzerinde bitirilen dental porselenler

B. Metal folyo kopingler üzerinde bitirilen dental porselenler (Wassell ve ark 2002)

2.2.4.2.A. Döküm metal koping üzerinde bitirilen dental porselenler

Döküm metal ile kullanılan porselenler amorf ve camsı matriks içindeki kristalin fazdan oluşurlar. Temel olarak yapılarını SiO_2, B_2O_3, Al_2O_3 ve K_2O meydana getirir. Opakerler ve pigmentler de porselene ilave edilir. Daha yeni olan düşük ısı porselenleri ayrıca önemli miktarlarda Na_2O'da içerir. Seramik metal bağlantısındaki en büyük gelişme dental alaşımlarla uyumlu yüksek ısısal genleşme katsayısına sahip porselenler üretilmesidir. Bu yüksek ısısal genleşme potasyum oksitin ilavesiyle elde edilir ve yüksek genleşme fazının

oluşumu lösit ($KAlSi_2O_6$) olarak isimlendirilir. Bu faz porselenin ısısal genleşme katsayısını arttırır ve dental alaşımlarla uyumlu hale gelmesini sağlar (Craig 1997).

Metal destekli porselen restorasyonların kullanımı, 1962 yılında ABD de altın alaşımının ve feldspatik porselenin patentinin alınmasıyla başlamıştır. Bu patent, porselenin soğuma sırasında alt yapıdaki alaşımın oksit tabakasına minimum gerilme stresiyle yeterli derecede bağlanmasına ait buluştur (Zaimoğlu ve Can 2004).

Metale kuvvetli bir bağlantı elde etmek için bazı şartlar gereklidir. Porselen, metali ıslatmalı ve ısısal genleşme ve büzülmeden kaynaklanan stresler, porselenin tensile dayanıklılığını aşmamalıdır. Dental porselene bağlantı için alaşımlar yüksek ısı dayanıklılığına sahip olmalı ve porselen bağlantısı için ince bir oksit tabakası oluşturmalıdır. Metalin oksit tabakasıyla kaplanması ile dental porselen ıslanacak ve temiz, gazdan arınmış metal yüzeyine yapışacaktır. Fazla oksit oluşumu, bazen nikel-krom alaşımlarında görülen zayıf bağlantıya sebep olabilir (McLean ve Odont 2001).

Yapılan çalışmalarla, alaşım ve porselenin ısısal genleşmeleri ve aralarındaki kimyasal bağlanma problemleri büyük ölçüde çözümlenmiştir. Böylece metal destekli porselen kronlar direnç, uyum ve estetik özellikleri ile sabit protez uygulamalarında önemli bir yer almıştır (Zaimoğlu ve Can 2004).

Metal destekli seramik restorasyonlarda metal alt yapı üç çeşit porselenle kaplanır. Bunlar;

1. Opak porselen: Metal kopingi maskeleyerek rengin idamesini sağlar. Metal ve seramik arasındaki bağlantının gelişmesinde önemli rol oynar.

2. Dentin porseleni: Restorasyonun hacmini oluşturur. Temel renk ve gölgelemenin oluşmasını sağlar.

3. Mine veya insizal porselen: Restorasyona translüsensiyi verir (Shillinburg ve ark 1997).

2.2.4.2.B. Metal folyo koping üzerinde bitirilen dental porselenler

Diş redüksiyonunun minimum olduğu ve döküm metal koping için yeterli yerin olmadığı durumlarda metal folyolar endikedir (Chiche ve Pinault 1994).

İlk ticari folyoyla güçlendirilmiş kron sistemi 1976'da McLean ve Sced tarafından geliştirilmiştir. Bu sistemde platin folyonun yüzeyi kalay ile kaplanmıştır. Kalayın oksidasyonu alüminöz porselenin bağlantısı için bir mekanizma oluşturmuştur. Bu sistem Vita-Pt ticari ismi altında pazarlanmıştır (McLean ve Odont 2001).

Altın folyolar, platinyum folyolara kıyasla, daha kısa sürede yapılırlar ve porselenin altında oldukça iyi renk uyumları sağlarlar (Chiche ve Pinault 1994). 1979'da Rogers elektroforming ile altın kopinglerin yapıldığı ve konvansiyonel olarak porselenin metale bağlanması için kalay oksit kaplamanın kullanıldığı bir metodu tanıtmıştır. 1980'lerde üretilen diğer folyo sistemleri de Renaissance (Williams Gold Refining Co, Buffalo, Ny) ve Sunrise (Sunrise-Tanaka Dental, Skokie)'dır. Porselen kronların güçlendirilmesi için alternatif bir sistem de Captek (Davis Schotttlander & Davis Ltd, Herts, England) tarafından geliştirilmiştir (McLean ve Odont 2001).

Isısal genleşme katsayılarından dolayı alüminöz porselen sadece platinyum folyolarla, feldspatik porselen altın folyolarla uyumludur (Chiche ve Pinault 1994).

2.2.4.3. Metal desteksiz dental porselenler

1. Kor yapısı güçlendirilmiş seramikler

2. Cam seramikler

3. Bilgisayar destekli tasarım ve üretim tekniği ile üretilen seramikler (CAD\CAM) (Crispin 1994).

2.2.4.3.A. Kor yapısı güçlendirilmiş seramikler

2.2.4.3.A.A. Kor yapısı alüminayla güçlendirilmiş seramikler

Bu seramik materyalleri konvansiyonel seramiklere kıyasla yüksek dayanıklılığa sahiptir. Fakat oldukça opaktırlar ve bu yüzden yalnız başlarına yeterli estetik sağlayamazlar. Bunlar, seramik restorasyonlarda alt yapı olarak kullanılırlar ve maksimum estetik için konvansiyonel seramik materyalleri ile kaplanırlar.

Bunlara örnek olarak Alüminöz porselenler, Cerestore\Alceram, Hi-ceram, In-Ceram verilebilir (Crispin 1994).

2.2.4.3.A.A.A. Alüminöz porselen

Alüminöz porselen kor yapımı için ilk ticari ürün Vitadur N adı altında kullanıma sunulmuştur. Kor yapının ağırlığının % 50'si alüminadır. Dentin ve mine yapısına şeffaflığın izin verdiği ölçüde katılan alüminyum oksit, seramik direncini % 100 arttırmaktadır. Restorasyonun son şekli bu kor materyalinin ısısal genleşme katsayısına uygun feldspatik porselen ile verilir. Porselen direncini arttırdığı gibi olası çatlakların ilerlemesini de engellemektedir. Ancak alümina içeren porselenin en büyük dezavantajı mat, opak görüntü vermesi ve pürüzlü yapısıdır.

Alüminöz porselen sistemi platin folyo tekniği ile hazırlanmaktadır. Epoksi rezin veya elektrolitle elde edilmiş dayların üzerine 0,5 -1 mm kalınlığındaki platin folyo adapte edilir. Üzerine kor hamuru yerleştirilerek kondanse edilir. Kor üzerinde geleneksel feldspatik porselen ile kontürleme ve glaze ile restorasyon bitirilir. Glaze için ayrı bir glaze porseleni gerekmez. Burada kullanılan porselen kendinden glaze işlemi yapar (Zaimoğlu ve Can 2004).

Folyo tekniği kullanılarak hazırlanan bir diğer porselen sistemi de MgO içeren magnessia kordur. Magnessia içeren yüksek genleşmeli magnessia kor materyali ilk defa 1983 yılında O'Brein tarafından tanıtılmıştır. Bu materyal 13.5×10^{-6} ºC'lik ısısal genleşme katsayısına sahiptir. Magnessia kor materyali platin folyo tekniğinin bir modifikasyonuyla

2050 ºF (1121.1 ºC)'da fırınlanır ve işlem sonunda platin folyo çıkartılarak iç yüzeyin glaze işlemi yapılır. Glaze, daha fazla kristalizasyon için kor materyali ile reaksiyona girerek yüzey pörözitelerini tamamıyla doldurmaya çalışır. Kor yapının dayanıklılığı, vitröz matriksteki magnessia kristallerinin dağılımı ve matriks içindeki kristalizasyonu ile sağlanmaktadır (Rosenstiel ve ark 2001, Yavuzyılmaz ve ark 2005).

2.2.4.3.A.A.B. Alümina-magnezya kor (Alceram\Cerestore)

Geleneksel porselen jaket kronlarda platin yapı kullanılması ve porselenin fırınlama büzülmesine ait sorunların ortadan kaldırılması amacıyla Wall ve Cipra'ya göre Sozia ve Riley tarafından 1983 yılında büzülmesiz tam porselenler (Cerestore) geliştirilmiştir (Wall ve Cipra 1992). Enjeksiyonla şekillendirme teknolojisi kullanılarak oluşturulan bir sistemdir. Majör kristalin faz olarak magnezyum spinel ($MgAl_2O_4$) içerir (Denry 1996). Kor materyali olarak kullanılır. Üzeri yüzey porseleni ile kaplanarak restorasyon son haline getirilir (Wall ve Cipra 1992, Oden ve ark 1998). Alümina ve magnezyum oksidin reaksiyonuyla magnezyumaluminate spinel kristalleri oluşur. Bu reaksiyonda, pişirme sırasında oluşan fırınlama büzülmesini önleyen hacim artışı meydana gelir. Bu kor üzerine geleneksel porselenler pişirilir (Wall ve Cipra 1992, Erçoban 1998).

2.2.4.3.A.A.C. Alümina kor (Hi-Ceram)

% 70 Al_2O_3 içeren bir kor materyalidir. Kor porseleni, porselenin platin yaprağı ıslatmasındaki zorluklardan dolayı direkt olarak ısıya dayanıklı day üzerinde fırınlanmakta, dentin ve mine ise daha sonra bilinen yöntemlerle kor üzerinde şekillendirilmektedir (Wall ve Cipra 1992).

Geleneksel porselenlere göre % 25 daha serttir. Day materyali, kor porseleni ve bunun üzerinde pişirilen porselen ile eşit ısısal genleşme katsayısına sahip olduğundan, Hi-Ceram kor porseleninin fırınlanmasına olanak verir. Hi-Ceram sistemi, üstün estetik sağlar, kenar uyumu ve boyutsal stabilitesi iyidir. Tekniği diğer metal desteksiz porselen sistemlerine göre

daha ucuzdur. Röntgende translüsens görüntü vererek radyografik teşhisi kolaylaştırır. Doğal dişle aynı ışık geçirgenliğine sahiptir. Bunun yanında, diğer tam porselen sistemlerine göre daha fazla çalışma aşaması gerektirir. Son fırınlamadan sonra aşındırıcılarla day materyali krondan uzaklaştırılırken kenar uyumu bozulabilir. Kenar uyumu bozulduğu takdirde porselen mum tekniği ile basamak porseleni kullanılarak kenar uyumunun düzeltilmesi gerekir. Partiküller arasında homojenite sağlanamaması sonucu pörözite olabilir (Wall ve Cipra 1992, Erçoban 1998).

2.2.4.3.A.A.D. Alümina kor (Techceram)

Bu sistemde yüksek dayanıklılıkta tam seramik restorasyonlar elde edilebilmektedir. Özel bir day üzerine termal sprey tekniği kullanılarak % 80-90 yoğunlukta alümina yığılmakta ve 1170 ºC'de sinterizasyon yapılarak optimum dayanıklılık va translüsensi elde edilmekte daha sonra konvansiyonel feldspatik cam kullanılarak final konturlama yapılmaktadır (Van Noort 2002).

2.2.4.3.A.A.E. Alümina kor üzerine cam infiltrasyonu (In-Ceram)

1989 yılında Dr. Sadoun tarafından geliştirilen In-Ceram tam porselen sistemi, yüksek kırılma direnci sayesinde ön ve arka bölgedeki kronların ve ön bölgedeki köprü protezlerin yapımında kullanılabilmektedir (Wall ve Cipra 1992, Rosenstiel ve ark 2001). In-Ceram porselen sistemi alümina ve cam denilen ve üç boyutlu olarak birbirleriyle penetrasyon gösteren iki faz içermektedir. Bu sistemde kor materyaline yüksek direnç sağlayan 1-5 mikron gren boyuna sahip alüminyum oksit kristalleri kullanılır. Alümina kristallerinin su içindeki süspansiyonuna ″slip″ adı verilir ve bu slip özel ısıya dayanıklı day alçısı üzerine sürülerek fırınlanır. Bu olaya ″slip-casting″ denir. Fırınlama işlemi özel fırında 1120 ºC'de 10 saattir. Alüminyum oksit kor materyalinin likidi, day alçısında bulunan mikroskobik düzeydeki kapiller tüpler ve gözenekler yoluyla oluşan kapiller çekim ile emildiğinden çok yoğun bir alümina tabakası oluşur. Alümina kor materyali aşırı kompakt olması nedeniyle yalnızca % 3

lük büzülme gösterir. Bu büzülme miktarı da day alçısının sertleşme genleşmesi ile kompanze edilir. Birbirine yalnızca küçük bağlarla tutunan kompakt alümina partikülleri oldukça pöröz bir yapı oluşturur. Bu pöröz yapının düşük viskositeye sahip cam ile infiltre edilip fırınlanması ile yüksek dirence sahip alümina kor meydana gelir. Ortaya çıkan kor materyalinin üzeri yüzey porseleni ile kaplanarak restorasyonun son şekli elde edilir (Wall ve Cipra 1992).

In-Ceram porseleninin direnci, cam ve alüminanın birbiri içine girdiği ağ şekline bağlıdır. Alümina kor ve camın tek başlarına sahip oldukları esneme dirençleri, cam infiltre edilmiş kor porselenin direncinden çok daha düşük bulunmuştur. Cam infiltrasyonu ile direncin artmasının sebebi alüminanın pörözitesinin azalmasına, dağılım güçlendirilmesi ile cam ve alümina partikülleri arasında oluşan sıkışma kuvvetlerine dayanmaktadır (Yavuzyılmaz ve ark 2005).

Materyalin kompozisyon analizinde, kor yapısındaki alümina oranının % 96,56 olduğu ve infiltre edilen camın lanthanium alümina silikat ve az miktarda sodyum ve kalsiyum içerdiği bildirilmiştir. Lanthanium, camın viskösitesini düşürerek infiltrasyonu kolaylaştırır, ayrıca porselenin kırılma indeksini arttırarak şeffaflığını geliştirir. In-Ceram tekniği için iki modifiye porselen kombinasyonu belirtilmektedir; In-Ceram Spinell ve In-Ceram Zirconia. In-Ceram Spinell, kristal olarak magnezyum spinel ($MgAl_2O_4$) içerir ve restorasyonun şeffaflığını arttırdığı belirtilmiştir. Alüminyum oksit yerine magnezyum alüminat spineli kullanıldığında ise, porselenin direncinin düştüğü bildirilmiştir. In-Ceram Zirconia, zirkonyum oksit içerir ve yüksek direnç sağladığı belirtilmiştir (Yavuzyılmaz ve ark 2005).

In-Ceram restorasyonlar mükemmel bir marjinal adaptasyon ve dayanıklılığa sahiptir ve araştırmalarda iyi sonuçlar verdiği rapor edilmiştir. Ancak pahalı olması yapımının zaman alması ve özel alet ve ekipman gerektirmesi gibi dezavantajları vardır (Wall ve Cipra 1992, Chiche ve Pinault 1994, Erçoban 1998, Rosenstiel ve ark 2001).

2.2.4.3.A.B. Kor yapısı zirkonya ile güçlendirilen dental seramikler

Günümüz dişhekimliğinde yaygın olarak kullanılan zirkonya, cam faz içermeyen solid sinterize edilmiş polikristalin yapıda bir materyaldir. Oldukça yüksek kırılma sertliği ve fleksural dayanıklılığa sahiptir. Bunun sebebi sadece zirkonyada bulunan ve diğer seramiklerin sahip olmadığı, 'sertleştirme mekanizması' olarak isimlendirilen bir mekanizmadan dolayıdır. Bu, zirkonyaya dış enerji kaynakları uygulanması (aşındırma, soğutma vb.) sonucu grenlerinin enerjiyi absorbe ettiği ve kristallerin tetragonal formdan monoklinik forma dönüştüğü bir çatlak iyileştirme prosedürüdür. Monoklinik form biraz daha büyüktür (% 3 - % 5) ve mikroçatlakları tıkayabilir. Zirkonya, alüminadan iki kat, cam seramiklerden 5 ila 10 kat daha sert ve daha dayanıklıdır (McLaren 2005).

Sertlik mekanizması sebebiyle ve göz dolduran mekanik özellikleri ile kuvvetli yüklere maruz kalan posterior bölgede çok üyeli köprü olarak kullanımı endikedir (Tinschert ve ark 2001). Materyalin dezavantajı, hafif opak görüntü içermesidir. Bu sebeple zirkonyum oksit köprüler ön bölgede estetik problemlere neden olabilir (Derand ve Derand 2001). Bunlara örnek olarak In-Ceram Zirkonya (Vita Zahnfabrik Germany), DC Zirkon (DCS Dental AG, Switzerland), Denzir (Decim Sweden), Cercon (Densply), Procera AllZirkon (NobelBiocare), Lava (3M ESPE) verilebilir (Sorensen 2003, Guazzato ve ark 2004b, Sundh ve Sjögren 2004).

2.2.4.3.B. Cam seramikler

Cam seramikler kayıp mum tekniği kullanılarak bir revetman içindeki boşluğa santrifüj edilebilen veya preslenebilen seramiklerdir. Bu kalıp içindeki tüm boşluk sadece bir materyal ile doldurulur ve estetik modifikasyonlar bunların üzerine konvansiyonel seramiklerin tabakalanması ile elde edilmektedir. Bu nedenle cam seramik materyaller kor yapısını güçlendirmek için de kullanılabilir. Bunlara örnek olarak Dicor, Cerapearl, Finesse, IPS Empress ve IPS Empress 2 verilebilir (Crispin 1994).

2.2.4.3.B.A. Tetrasilisik flor-mika kristalleri içeren, dökülebilir cam seramikler (Dicor)

Jones'a göre ilk defa 1923 yılında Wain tarafından ortaya atılan porselen döküm tekniği, Mac Culloch tarafından 1968'de geliştirilmiş, dökülebilir cam porselenden fabrikasyon hareketli protez dişleri ve ilk döküm cam porselen kron yapılmıştır (Jones 1985). Ardından McLean'e göre 1983'te Gross-man, tetrasilisi flormika kristalleri içeren döküm cam kronları geliştirmiştir (McLean 1991).

Bu seramiklerin % 45'ini cam oluşturur. Mika kristaller yaklaşık 1µm kalınlıkta ve 5-6 µm boyutundadır. Bu kristaller materyalin esnekliğini ve yüzey işlenebilirliğini sağlarken kırık oluşumuna karşı direnç ve dayanıklılık da kazandırırlar (Yavuzyılmaz ve ark 2005).

Restorasyon, mum model elde edilmesini takiben fosfat bağlı revetmana alınır. Mumun eliminasyonundan sonra transparan cam seramik kütleler 1350 ºC'de santrifüjlü döküm apareylerinde dökülür. Döküm işlemi tamamlandıktan sonra henüz şeffaf ve zayıf olan kron tekrar revetmana alınarak yüksek sıcaklıkta seramikleştirme işlemi gerçekleştirilir. 10 saat süren kontrollü fırınlama kristallerin gelişmesini sağlar, şeffaf malzemeye buzlu cam görüntüsü kazandırır. Dayanıklılığını da büyük oranda arttırır. Restorasyonun görünümü özel boyalar veya dentin ve mine porseleni ile modifiye edilir (Zaimoğlu ve Can 2004).

2.2.4.3.B.B. Hidroksiapatit kristalleri içeren, dökülebilir cam seramikler (Cerapearl)

Döküm apatit porselen olarak bilinen Cerapearl, Hobo ve Iwata tarafından doğal diş yapısını taklit etmek için sentetik hidroksiapatitin en ideal restoratif materyal olacağı düşüncesiyle 1985 yılında indirekt bir teknik olarak geliştirilmiştir. Tekniği Dicor cam porselene benzemektedir (Yavuzyılmaz ve ark 2005).

2.2.4.3.B.C. Lösit kristalleri içeren, ısı ve basınçla şekillendirilen cam seramikler (IPS Empress)

Esas olarak bir feldspatik porselen olan IPS Empress'in kristalin yapısı, lösit kristallerinden (SiO_2 - AI_2O_3 - K_2O) oluşmaktadır (Dong ve ark 2000). İnley, onley, veneer porselen ve tek kron yapımında kullanılmaktadır (Yavuzyılmaz ve ark 2005). Yapımlarında kayıp mum tekniği kullanılır. Sinterize edilmiş seramikten yapılan ve lösit içeren ingotlar EP500 adı verilen özel bir fırında 1075 ºC-1180 ºC arası sıcaklıkta eritmeden sadece yumuşatılarak basınç altında mum atımı sonucu oluşan boşluğa preslenir (Tinschert ve ark 2000, Wassell ve ark 2002). 0.3-0.4 MPa'lık basınç, tetragonal lösit kristalleri restorasyon boyunca yayılımına devam etmesi için 20 dakika sürekli olarak uygulanır. İngotların rengi yüzey boyaması veya veneer porselen uygulaması ile modifiye edilir. Veneer porselen uygulamasında ingotun porselenle uyumunu sağlamak için termal ekspansiyon katsayısı veneer porselenden düşük olmalıdır. Veneer porselenin uygulanması birkaç fırınlama siklusu gerektirir ve bu da lösit kristallerinin yoğunlaşarak cam faz içinde daha homojen bir yapı oluşturması ile materyalin dayanıklılığını arttırır (Höland ve ark 2000, Wassell ve ark 2002).

2.2.4.3.B.D. Lityum disilikat içeren, ısı ve basınçla şekillendirilen cam seramikler (IPS Empress 2)

Esas kristal faz lityum disilikattan ($Li_2Si_2O_5$) oluşmaktadır ve cam, seramiğin hacminin % 70'ini oluşturmaktadır. İkinci kristal faz lityum ortofosfat (Li_3PO_4) içermektedir ve daha düşük hacimdedir. Bu cam seramiğin mekanik özellikleri lösit cam seramiklerin mekanik özelliklerinden oldukça yüksektir. Fleksural (esneme) dayanıklılığı 350-450 MPa'dır ve kırılma dayanımı yaklaşık olarak lösit cam seramiklerden 3 kat daha fazladır (Van Noort 2002).

Tam seramik restorasyonların kullanım alanını genişletebilmek ve onların köprü yapımında da kullanımını sağlamak için geliştirilmişlerdir. Lityum disilikat cam seramik

kullanımında ısı ve basınç tekniğinin, lityum disilikat fazda, homojen yapı oluşumunu sağladığı, kontrol edilemeyen mikroçatlak oluşumunu engellediği, kısa sürede ve kolay restorasyon hazırlanmasına olanak sağladığı ifade edilmiştir (Zaimoğlu ve Can 2004).

Bu sistemde kor yapıyı oluşturmak için hazır lityum disilikat cam seramik ingotlar özel fırında 920 ºC'de visköz akma özelliğine ulaşır ve basınçla revetman boşluğun içine yollanır. Lityum disilikat cam seramik kor yapı üzerine, restorasyonun son şeklini vermek için tabakalama tekniği ile yerleştirilen cam seramik, floraapatit yapıdadır. Bu iki materyalin ısısal genleşme katsayıları birbirleriyle uyumludur (Zaimoğlu ve Can 2004). Karşıt doğal diş aşınmasının daha az olması, optik özellikler ve translüsenslik açısından diğer tüm seramiklerden daha avantajlıdır (Höland ve ark 2000). IPS Empress 2 sistemi ile tek kron veya üç üyeli anterior veya posterior köprüler hazırlanabilir ancak 2. premoların en son distal destek olması şartı aranır (Zaimoğlu ve Can 2004).

2.2.4.3.B.E. IPS e.max Pres

Pres tekniği ile kullanılan lityum disilikat cam seramiktir. Temel kristal faz olan lityum disilikat 3 ila 6 µm uzunluğundaki iğne benzeri kristallerden oluşur. Bu lityum disilikat kristaller cam matriks içine gömülmüş şekildedir. Bu teknikte, renk pigmentleri erime ısısına ulaşıldığında eriyeceği için materyale ilave edilmezler. Bunun yerine cam içinde çözünen polivalent iyonlar arzu edilen rengi sağlamak için kullanılır. İyon esaslı renklendirme mekanizmasının kullanılmasının avantajı, renk salan iyonların materyal içinde homojen olarak dağılabilmesidir. Bunun aksine renk pigmentleri mikroyapıda kusurlara neden olmaktadır (Ivoclar Vivadent 2005).

İngotlar şeklinde bulunur ve iki farklı opasitesi mevcuttur. Kırılma dayanıklılığı 400 MPa'dır. Bilinen Empress presleme teknikleri ile üretilirler. Anterior ve posterior bölgelerde tek diş restorasyonlar ve köprüler için kor yapı olarak kullanılırlar. Bu korlar IPS e.max Ceram ile veneerlenir (Ivoclar Vivadent 2005).

2.2.4.3.B.F. IPS e.max ZirPress

Güncel, konvansiyonel olarak tabakalanan, sinterize dentin ve marjin materyallerinin fonksiyon ve özelliklerine sahiptir. Zirkonyum oksit iskeletler üzerine dentin tabakasını preslemek için kullanılırlar. IPS e.max ZirPress, IPS e.max Ceram kullanılarak veneerlenebilir veya tamamen anatomik olarak preslenir, boyama ve glaze yapılır. IPS e.max ZirPress, cam seramik ve florapatit kristalleri içerir ($Ca_5(PO_4)_3$). Feldspar veya lösit içermez. Florapatit kristalleri seramik içine değişen boyutlarda ilave edilir. Kristaller kontrol edilen nükleasyon ve kristalizasyon ile istenilen boyutlara ulaşırlar. Nano derecesindeki florapatit kristalleri 300 nano metreden daha küçük uzunlukta ve yaklaşık olarak 100 nano metre çapındadır. Bu florapatit kristalleri materyalin estetik özelliklerine katkıda bulunur. Materyalin opasitesi (saydamlığın derecesi) temel olarak daha büyük florapatit kristalleri ile sağlanır (Ivoclar Vivadent 2005).

2.2.4.3.C. Bilgisayar destekli tasarım ve üretim tekniği ile üretilen porselenler (CAD\CAM)

Bu teknik, optik tarayıcılar aracılığıyla toplanan verilerin bilgisayar yazılımları kullanılarak üç boyutlu tasarımlara dönüştürülmesi esasına dayanır. Sistemdeki veri toplama ünitesi ile ölçü alımı ve model elde edilmesi işlemleri ortadan kaldırılarak dijitalize veriler bilgisayara aktarılır ve üç boyutlu tasarımlar oluşturulur (CAD). Daha sonra bu tasarımlar sisteme bağlı torna aletine aktarılarak feldspatik veya dökülebilir seramikten çeşitli üreticiler tarafından hazırlanmış porselen blokların tornalanması yolu ile istenilen restorasyonlar elde edilir (CAM). Bu işlemi takiben oklüzal uyumlama ve cilalama ile pürüzlendirme ve dişe yapıştırma işlemleri yapılır (Zaimoğlu ve Can 2004).

2.2.4.3.C.A. Procera

Yoğun olarak sinterlenmiş alüminyum oksit yapıları için geliştirilmiş bir CAD\CAM metodudur (Zaimoğlu ve Can 2004). Kor yapı için kullanılan Procera AllCeram'ın avantajı

yüksek oranda saf alüminyum içermesinden dolayı, cam infiltre kor materyallerine kıyasla daha dayanıklı ve translüsent olmasıdır (Van Noort 2002, Wassell ve ark 2002).

Procera AllCeram korlar İsveç ve New Jersey'deki iki merkezde yapılmaktadır. Dental laboratuvarlar ölçüden elde ettikleri dayları bir tarayıcı ile tarayarak elde ettikleri verileri internet yoluyla bu iki merkezden birine göndermektedir. Burada sinterizasyon sırasında alüminanın büzülmesini kompanse etmek için dayların boyutu arttırılarak işlemler yapılır ve basınç altında dayların üzerine alüminyum oksit tozları preslenir ve sinterlenerek koping oluşturulur. Koping daha sonra tekrar dental labaratuara gönderilerek alt yapı ile uyumlu feldspatik cam porselenler kullanılarak üst yapısı oluşturulur (Van Noort 2002, Wassell ve ark 2002).

2.2.4.3.C.B. IPS e.max CAD

Lityum disilikat cam seramik bloklardır. Bu kristalin fazda blok olağanüstü bir homojenlik gösterir ve bir CAD\CAM ünitinde kolaylıkla şekillendirilir. Pek çok CAD\CAM seramiklerinin aksine bu materyal 30 dakikalık kristalizasyon süresi boyunca büzülmeye maruz kalmaz. 3 üyeli anterior köprü kopingi olarak, anterior ve posterior bölgede tek diş kor alt yapı olarak kullanılır. Bu alt yapılar IPS e.max Ceram ile kaplanır (Ivoclar Vivadent 2005).

2.2.4.3.C.C. IPS e.max ZirCAD

Yttrium (Y-TZP) oksit ile kısmen stabilize edilmiş, kısmen sinterize zirkonyum oksit bloklardır. 900 MPa gibi çok yüksek dayanıklılık değerleri gösterir. İşlenmiş kopingler Sintramat'da (yüksek ısı fırını İvoclar-Vivadent) sinterizasyon işlemine tabii tutulur. Bu aşamada materyal, posterior bölgede yüksek çiğneme kuvvetlerine karşı koyacak kırılma dayanıklılığı kazanır (Ivoclar Vivadent 2005).

2.2.4.3.C.D. Cerec

İlk olarak 1985'de Zürih Üniversitesinde CAD\CAM teknolojisinden yararlanılarak ilk porselen inley hazırlanmıştır. 1994'de Cerec 2 imal edilmiştir. Cerec 3 sistem 2000 yılında

imal edilmiş, bir yıllık klinik kullanım ve tecrübeden sonra bilgisayar yazılımındaki gelişmeler 2001 yılının başlarında yerine getirilmiştir. Sistemin geliştirilmesi ile inley, onley, veneer, parsiyel ve tam posterior ve anterior kronların yapımının yanı sıra 3 üyeli köprü alt yapı oluşturulması mümkün olmuştur. Cerec 3 sistemi network, multimedya ve ağız içi renkli video kamera ya da dijital radyografik birim ile kombine edilmiştir (Mörmann ve Bindl 2002).

Ağız içi video kamera yardımı ile restorasyonun şekli bilgisayara aktarılmakta, bilgisayarın direktifi ile işleme makinası restorasyonun üç boyutlu şeklini hazır feldspatik porselen veya cam seramik bloktan elde etmektedir. Anatomik form ve estetik yüzey boyaması ile gerçekleştirilmektedir (Zaimoğlu ve Can 2004).

2.2.4.3.C.E. Lava

2003 yılında kullanıma sunulan Lava (3M ESPE) tam seramik sistem, üstün özelliklere sahip zirkonya seramikleri kullanır. Zirkonya seramiklere özgü sertleşme mekanizması ve suda çözünmeye karşı direnci Lava zirkonyayı posterior bölgede köprü uygulamaları için uygun materyal yapar. Zirkon blokların yarı sinterize oluşu işlenmelerini kolaylaştırır (Sorensen 2003). Lava tam seramik sistemi için kullanılan ekipmanlar, özel bir tarayıcı (Lava Scan), bilgisayara bağlı işleme makinası (CAM) (Lava Form) ve sinterizasyon fırınından (Lava Therm) oluşur (Piwowarczyk ve ark 2005). Sinterizasyon büzülmesini tolere etmek için CAD sisteminde restorasyonun dizaynı gerçek boyutundan % 20 daha büyük yapılır (Sorensen 2003).

2.2.4.3.C.F. Celay

Tam seramik restorasyonların kor kısmını, kopya freze tekniği ile porselen bloktan elde etmeyi sağlar. Hastadan ölçü alımını takiben ana model elde edilir ve siman aralığı oluşturmak için day spacer uygulanır. Yapımı tasarlanan restorasyonun kor yapısının prototipi yani öncül modeli rezin esaslı materyal ile oluşturulur. Bilgisayar yardımı ile taranan rezin

modelin dublikatı işleme makinasına bağlanan porselen blokların, uygun frezlerle şekillendirilmesi ile elde edilir. Bu teknikte, yüksek alümina içeren alüminöz porselen bloklar kullanılmakta, kor yapının direncinin daha da arttırılması için hazırlanan alüminöz kor yapıya In-Ceram tekniğindeki gibi cam infiltrasyon işlemi yapılmaktadır. Kor yapıda, cam infiltrasyon işleminden sonra artık cam materyali uzaklaştırılır ve restorasyonun tamamlanması için üst yapı aynı In-Ceram tekniğinde olduğu gibi alüminöz veneer porselen ile bitirilir (Zaimoğlu ve Can 2004).

2.3. Tam Seramik Sistemlerinin Avantajları

1. Biyouyumluluk

Seramikler, bütün restoratif materyaller arasında leke tutmayan ve plak oluşumuna karşı en dirençli maddeler olduğundan doku uyumları çok yüksektir. Biyolojik uyumlulukları, ağız içinde kimyasal reaksiyona girme potansiyelleri yüksek olan metallere oranla daha üstündür (Yavuzyılmaz ve ark 2005).

2. Estetik

Tam seramik restorasyonlar renkte derinlik sağlarlar ve ışığı yansıtma özelliklerine sahip oldukları için doğal diş yapısına daha yakın görünümdedirler. Metal destekli restorasyonlarda ise diş kesimi seviyesine bağlı olarak servikal alanda ortaya çıkan renk problemi sınırlamalar yaratır. Burada döküm metal alt yapı renginin opak, gövde ve mine porseleni ile maskelenmesi gerekir. Eğer diş kesimi yeterli miktarda yapılmamış ise bu problem, restorasyonun aşırı konturlanmasına sebep olur, aksi halde porselen restorasyon çok opak olacaktır. Aşırı konturlamada periodontal problemlere neden olur. Tam seramik restorasyonlarda ise estetik materyal için yeterli yer vardır. Ayrıca bu restorasyonlarda metal destek olmadığından gelen ışık porselende çok doğal bir görünüm yaratır (Yavuzyılmaz ve ark 2005).

3. Dişeti uyumu

Kronların konturu orijinal diş morfolojisine çok benzer şekilde hazırlanabildiğinden doku tarafından çok iyi kabul edilir.

4. Homojen yapıdadır,

5. Doğal diş yapısına yakın ısısal genleşme katsayısına ve ısı iletkenliğine sahiptir,

6. Renk ve boyut stabilitesi vardır,

7. Kimyasal maddelere dirençlidir,

8. Sıkıştırma kuvvetlerine karşı dayanıklıdır (Yavuzyılmaz ve ark 2005).

2.4. Tam Seramik Sistemlerinin Dezavantajları

1. Kırılgandır,

2. Gerilme kuvvetlerine karşı dirençsizdir,

3. Çalışmaları özen ve titizlik gerektirmektedir, uzun zaman alır,

4. Bazı teknikler özel ekipman gerektirir, bu nedenle pahalıdır,

5. Kullanım alanları sınırlı olabilir. Arka gurup dişlerde ve köprülerde kullanımı her sistem için uygun olmayabilir (Yavuzyılmaz ve ark 2005).

2.5. Tam Seramik Sistemlerinin Kullanım Alanları

1. Parsiyel kronlarda (inley,onley,laminate,rezin bağlantılı kronlar),

2. Tam kronlarda,

3. Post-core'larda,

4. Konvansiyonel köprülerde,

5. İmplant sistemlerinde,

6. Çene- yüz protezlerinde (Coşkun 2002).

2.6. Tam Seramik Kronlar

Günümüzde devam eden gelişmelerle birlikte seramik sistemlerinin ve materyallerinin çeşitliliği en uygun materyalin seçiminde kafaların karışmasına sebep olmaktadır. Bunların fiziksel özelliklerini, estetik performanslarını ve yapım tekniklerini öğrenerek çeşitli şartlar

için en uygun materyal seçilebilir. Bu seçimde hastanın estetiği, fonksiyonu ve fizyolojik gereksinimleri göz önüne alınmalı ve bu koşulları sağlayacak en uygun materyal seçilmelidir (Crispin 1994, Potiket ve ark. 2004).

Metal alt yapı içermemesi, biyouyumluluğu, uzun süre herhangi bir bozulmaya uğramaksızın oral çevreye direnebilme yeteneği, estetik bir görüntü sağlayabilmesi, dişetinde toksik ve allerjik reaksiyonlar oluşturmaması, minenin sertliğine yakın sertlikte olması tam seramikleri tercih edilen materyal yaparken, kırılganlığı, yetersiz marjinal uyumu, mikrosızıntı ve karşıt doğal dişleri aşındırmaları bunların kullanımlarında sınırlamalar getirilmesine neden olmuştur (Cronin ve Cagna 1997, Bindl ve Mörmann 2002, Gu ve Kern 2003, Toksavul ve ark 2004).

2.6.1. Tam seramik kronlarda dayanıklılığı etkileyen faktörler

1. Preparasyonun formu, destek diş dokusu,
2. Restorasyonun formu ve uyumu,
3. Materyalin mekanik özellikleri,
4. Siman özellikleri,
5. Oklüzal temaslar nedeniyle oluşan stres dağılımı,
6. Materyalin kalınlığı,
7. Yapım tekniği,
8. Isısal hareketler nedeniyle biriken stresler (Şenyılmaz ve ark 2004).

2.6.2. Tam Seramik Kron Preparasyonu

2.6.2.1. Diş kesim prensipleri

G.V. Black ile başlayan biyomekanik prensipler kavramı çeşitli araştırmacıların önemli katkıları ile geliştirilmiştir. Diş kesimine ait biyomekanik prensipler ve tasarımın mekanik yeterliliğine ilişkin tartışmalar günümüz dişhekimliğinde hemen hemen son bulmuştur. Temel

öğeler, ağız içi fonksiyonel kuvvetleri karşılayabilecek restorasyonların elde edilmesini sağlamıştır (Zaimoğlu ve Can 2004).

2.6.2.1.A. Preparasyonun biyomekanik ilkeleri

1. Diş yapısının korunması,

2. Tutuculuk ve direnç,

3. Restorasyonun yapısal sağlamlığı,

4. Marjinal bütünlük,

5. Periodonsiyumun korunması (Shillinburg ve ark 1997).

2.6.2.1.A.A. Diş yapısının korunması

Dayanıklı ve tutucu bir restorasyon yapılırken bozulmamış sağlam diş dokusu, hastanın ihtiyaçları ve tutuculuk gereksinimleri buna izin verecekse korunmalıdır. Dişten rahat ve hızlı çalışabilme adına gereksiz bir şekilde fazla madde kaldırılmamalıdır (Shillinburg ve ark 1997).

Diş yapısından aşırı madde kaldırılması pekçok zararlı etkiye sebep olabilir. Eğer bir diş aşırı taperlı veya aşırı kısalmışsa tutuculuk ve direnç bundan olumsuz etkilenecektir. Ayrıca pulpaya çok yaklaşmanın sonucunda hassasiyet, pulpal enflamasyon ve nekroz oluşabilir (Shillinburg ve ark 1991).

Diş kesimi sırasında komşu dişlerin hasarı da genel bir hatadır. Hasar gören proksimal temas alanı yeniden şekillendirilse ve polisajı yapılsa bile hasarsız diş yüzeyinden daha fazla çürüğe yatkın olacaktır (Zaimoğlu ve Can 2004).

2.6.2.1.A.B. Tutuculuk ve direnç

Pratikte tutuculuk ve direnç birbiriyle ilişkilidir ve kesin olarak birbirinden ayrılamaz. Tutuculuk; giriş yolu boyunca restorasyonu çıkarıcı kuvvetlere engel olmak için preparasyonun gösterdiği yetenektir. Direnç; apikal, oblik veya horizontal yönde oluşan kuvvetler tarafından restorasyonun yerinden çıkarılmasını önlemek için preparasyonun

gösterdiği yetenektir. Tutuculuk ve direnç, restorasyonun yerinden çıkarıcı kuvvetlere dayanması için yeterli büyüklükte olmalıdır (Shillinburg ve ark 1991).

2.6.2.1.A.B.A. Tutuculuk

Yapışkan yiyecekleri çiğneme sırasında restorasyon, protezin giriş yolu boyunca çıkarıcı kuvvetlere maruz kalabilir. Restorasyonun giriş yolundan veya uzun ekseninden ayrılmasını önleyen özellik olan tutuculuk, diş preparasyonu sırasında hekimin kontrolündeki dört faktörden etkilenir. Bunlar;

a. Taper açısı,

b. Simanın toplam yüzey alanı,

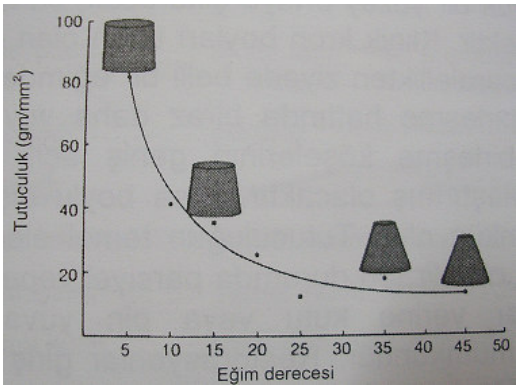
c. Makaslama stresleri altındaki siman bölgesi,

d. Diş yüzeyinin pürüzlülüğü'dür (Shillinburg ve ark 1991).

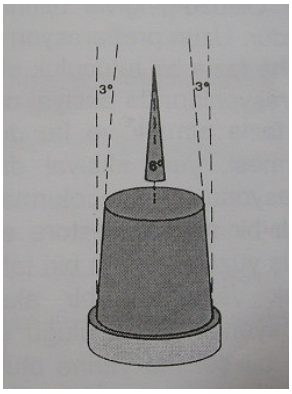
2.6.2.1.A.B.A.A. Taper açısı

Taper açısı, diş yapısındaki iki karşıt dış duvarın birbirine yaklaşması veya iki karşıt iç duvarın oklüzale doğru birbirinden uzaklaşmasını ifade eden bir terimdir Yaklaşma açısı veya uzaklaşma açısı olarak da kullanılan bu terim preparasyonun karşıt iki duvarı arasındaki ilişkiyi ifade eder. Preparasyonun bir duvarının o preparasyonun uzun aksı ile olan ilişkisi de o duvarın eğimidir (Shillinburg va ark 1997).

Preparasyonun karşıt duvarlarının birbirine daha yakın paralelliği, daha fazla tutuculuk sağlayacaktır. Bu taper arttığı zaman retansiyonun azaldığını söyleyen Jorgensen tarafından da kanıtlanmıştır (Şekil 2.4). Teorik olarak en iyi tutuculuğu sağlamak için preparasyonun duvarları birbirine mümkün olduğunca paralel olmalıdır. Bununla birlikte; undercutlardan kaçınmak için ve simantasyon sırasında restorasyonun tam oturumuna izin vermek için duvarlar biraz tapera sahip olmalıdır. 2° ila 6.5° arasındaki taper ideal olarak düşünülür. Bu, dış veya iç, herbir yüzeyden yaklaşık olarak 3° eğim verilmesiyle sağlanır (Şekil 2.5) (Shillinburg ve ark 1991).



Şekil 2.4. Tutuculuk- taper açısı ilişkisi (Zaimoğlu ve Can 2004).



Şekil 2.5. İdeal olarak düşünülen taper açısı (Zaimoğlu ve Can 2004)

16° taper açısı yetersiz tutuculuk meydana getirmesine rağmen klinik olarak kabul edilebilir olarak önerilir (Shillinburg ve ark 1991).

Sabit protezlerin tutuculuğunda preparasyonun geometrik şekli de önemlidir. Diş preparasyonu, restorasyonun tek bir giriş yoluna sahip olması açısından silindirik olmalıdır. Tam kronun bir duvarına aşırı eğim verilmiş ise artık silindirik bir yapı sergilenemeyecek ve restorasyon çok fazla giriş yoluna sahip olduğu için preparasyon tarafından kronun hareketleri kısıtlanamayacaktır (Zaimoğlu ve Can 2004).

2.6.2.1.A.B.A.B. Simanın kapladığı yüzey alanı

Simanın daha geniş preparasyon yüzeyine ve restorasyonun iç yüzeyine bağlanması restorasyonun tutuculuğunu arttıracaktır. Bu nedenle; preparasyon yüzeyi ne kadar büyük ise, üzerine yapılacak restorasyonun tutuculuğu o kadar fazla olacaktır. Preparasyonun toplam yüzey alanı, dişin boyutundan, taper açısından ve preparasyonun içine yerleştirilen yivler ve kutular gibi özelliklerden etkilenir (Shillinburg ve ark 1991).

2.6.2.1.A.B.A.C. Makaslama stresleri altındaki siman bölgesi

Tutuculukta önemli bir diğer faktör, restorasyon giriş yolu boyunca çıkarıcı kuvvetlere maruz kaldığı zaman çekme streslerinden ziyade makaslama streslerine maruz kalacak olan

siman alanıdır. Başarısızlık potansiyelini azaltmak için, çekme streslerini minimalize etmek esastır. Simanın makaslama kuvvetlerine dayanıklılığı için preparasyon karşıt duvarlara sahip olmalıdır ve bu duvarlar mümkün olduğunca birbirine paralel olmalıdır.

Makaslama kuvvetleri altındaki en büyük siman alanını elde etmek için, restorasyon esas olarak tek giriş yoluyla sınırlandırılmalıdır. Aşırı taperlı bir preparasyonda çekme kuvvetinin kronu yerinden çıkarabileceği pekçok yön vardır. Böyle bir preparasyon üzerindeki restorasyon fonksiyon sırasında pekçok kuvvet ile karşılaşır. Tam veneer kron preparasyonu mükemmel tutuculuğu sahiptir. Çünkü mesial, distal, lingual ve fasial duvarlar protezin olası giriş yolunu sınırlar (Shillinburg ve ark 1991).

Tutuculukta, preparasyon uzunluğu da önemli bir faktördür. Uzun preparasyon, kısa preparasyondan daha fazla tutuculuğa sahiptir. Bu, geniş bir yüzey alanı oluşturmak için ve bölgenin çoğunluğunun çekme stresinden ziyade makaslama stresleri altında olması açısından gereklidir. Ayrıca daha büyük yüzey alanından dolayı, daha büyük çaplı bir preparasyon aynı uzunluktaki dar preparasyondan daha fazla tutuculuğa sahip olacaktır (Shillinburg ve ark 1991).

2.6.2.1.A.B.A.D. Diş yüzeyinin pürüzlülüğü

Dental simanların adezyonu başlıca, mikroskopik düzensizliklere sahip simanın çıkıntılarına ve restorasyon yüzeyindeki girintilere bağlı olduğundan dolayı, prepare edilmiş diş yüzeyleri aşırı derecede polisajlanmamalıdır. Diş yüzeyinin pürüzlü olması tutuculuğu arttıracaktır (Shillinburg ve ark 1991).

2.6.2.1.A.B.B. Direnç

Apikal veya oblik yönlerdeki kuvvetlerin restorasyonun yerini değiştirmesine, aynı zamanda oklüzal kuvvetler altındaki restorasyonun herhangi bir hareketine engel olma özelliği olan direnç şu faktörlere bağlıdır;

a. Yerinden çıkarma kuvvetlerinin şiddeti ve yönü,

b. Diş kesiminin geometrisi,

c. Yapıştırma ajanlarının fiziksel özellikleri (Zaimoğlu ve Can 2004).

2.6.2.1.A.B.B.A. Yerinden çıkarma kuvvetlerinin şiddeti ve yönü

Restorasyonlar normal aksiyel yönde gelen kuvvetlere olduğu kadar oblik kuvvetlerede karşı koyabilecek şekilde düşünülmelidir. Bunun için restorasyon uygun oklüzal yüzeylerle yapılmalıdır. Bu sayede kuvvetlerin iyi bir şekilde dağılımı sağlanmalı ve uygun olarak yönlendirilmelidir (Zaimoğlu ve Can 2004).

2.6.2.1.A.B.B.B. Diş kesiminin geometrisi

Tutuculukta olduğu gibi preparasyonun geometrisi direncin sağlanmasında da önemli bir rol oynamaktadır. Diş preparasyonu aksiyel duvarların belirli alanlarında kronun rotasyonuna engel olacak şekilde hazırlanmalıdır. Diş preparasyonunun geometrisinde yapılan değişiklikler direnç alanlarını etkiler. Preparasyonun oklüzale doğru incelmesi ve aksiyel açıların yuvarlatılması direnci azaltır. Geniş çaplı kısa diş preparasyonları çok az direnç gösterir (Zaimoğlu ve Can 2004).

2.6.2.1.A.B.B.C. Yapıştırma ajanlarının fiziksel özellikleri

Deformasyona karşı direnç, yapıştırma ajanının kompressif direnç ve elastisite modülüsü gibi fiziksel özelliklerden etkilenir (Zaimoğlu ve Can 2004).

2.6.2.1.A.C. Restorasyonun yapısal sağlamlığı

Bir restorasyon, oklüzal kuvvetlere dayanabilmek için yeterli materyal hacmine sahip olmalıdır. Bu hacim diş preparasyonu tarafından oluşturulan alanla sınırlandırılmalıdır. Sadece bu yolla restorasyonda uyumlu bir oklüzyon ve normal aksiyel konturlar olacaktır ki; bu da restorasyon çevresindeki periodontal problemleri engelleyecektir (Shillinburg va ark 1997).

Restorasyonun dayanıklılığını ve kullanılacak materyalin yeterli hacmini elde etmek için oldukça önemli unsurlardan biri oklüzal redüksiyondur. Yetersiz oklüzal mesafe restorasyonu

zayıflatır ve restorasyonun oklüzal anatomisinin düz ve sığ olmasına neden olur. Böyle bir restorasyon da bitirme işlemleri veya ağızdaki aşınmayla kolayca perfore olabilir. Preparasyonu aşırı derecede kısaltmadan yeterli açıklığı sağlamak için oklüzal yüzeyin anatomik formu ve eğimi preparasyonda aynen yansıtılmalıdır (Shillinburg ve ark 1997).

Oklüzal kesimin önemli bir kısmı da fonksiyonel cusp bizotajıdır. Yoğun oklüzal temasların olduğu maksiller dişlerin lingual cusplarının lingual eğimlerine ve mandibuler dişlerin bukkal cusplarının bukkal eğimlerine geniş bir bizotaj restoratif materyal kalınlığı için yeterli mesafeyi sağlayacaktır. Fonksiyonel cusplara eğer geniş bir bizotaj yapılmaz ise çeşitli problemler ile karşılaşılır. Eğer kron normal konturlarında yapılırsa, aksiyel yüzeyle oklüzal yüzey birleşim yerinin üzerinde kalan kısım çok ince olacaktır. Fonksiyonel cusp bizotajının olmadığı durumlarda ise ince kron yapısının oluşmasını önlemek için bu bölge optimum kalınlıkta hazırlanır. Sonuçta aşırı konturlu bir restorasyon oluşur ve arzu edilmeyen oklüzal temasların oluşması engellenemez. (Shillinburg ve ark 1997).

Aksiyel kesim de, yeterli restoratif materyal kalınlığı için alan sağlanmasında önemli rol oynar. Yetersiz aksiyal kesimi olan preparasyonlara normal konturlu restorasyonlar yapılırsa, ince duvarlı restorasyon distorsiyona maruz kalacaktır. Bunu tolere etmek için aşırı konturlu aksiyel yüzeyler yapılabilir. Problemin bu şekilde çözülmesi restorasyonu kuvvetlendirse de periodonsiyum için yıkıcı bir etki oluşur (Shillinburg ve ark 1997).

2.6.2.1.A.D. Marjinal bütünlük

Sabit protezlerin başarısında veya başarısızlığında büyük oranda rol oynayan bir faktörde dişeti kenarı uyumudur. Bunun önemini vurgulayan Shillinburg ve arkadaşları ‘Oral kavitenin biyolojik ortamında restorasyonun uzun ömürlü olabilmesi, sadece sabit protez kenarının diş kesiminin bitiş çizgisine sıkıca adapte olması ile sağlanır’ demektedirler (Zaimoğlu ve Can 2004).

Preparasyonun bitiş çizgisinin konfigürasyonu restoratif materyalin marjindeki hacmini ve şeklini belirler ve ayrıca restorasyonun oturumunu ve marjinal adaptasyonunu etkiler (Shillinburg ve ark 1997).

Marjinal dizayn 3 temel tipte sınıflandırılabilirler (Şekil 2.6). Bunlar;

1. Künt basamak kesimi (Shoulder –bizotajlı shoulder),

2. Oluk biçimli marjinal sınır (Chamfer- bizotajlı chamfer),

3. Bıçak sırtı (Knife edge) (Zaimoğlu ve Can 2004).

2.6.2.1.A.D.A. Künt basamak kesimi (Shoulder –bizotajlı shoulder)

Dişin uzun eksenine dik olarak hazırlanan bu marjinal dizayn kuvvetin köke iletimini en iyi şekilde sağlar (Şekil 2.6.a) (Zaimoğlu ve Can 2004). Tam seramik kronlar için seçilen basamak tipidir. Oklüzal kuvvetlere direnç sağlar ve porselende kırıklara neden olabilecek stresleri minimalize eder. Sağlıklı restorasyon konturları ve maksimum estetik için bir alan oluşturur (Shillinburg ve ark 1997).

Bizotaj serbest dişeti kenarı seviyesinde olan, basamaktan dişeti cebi içine doğru ince uçlu elmas frezle ortalama 0.5 mm boyutunda açılı eğim preparasyonudur. Bizotajla basamak etrafında kalması mümkün mine artıkları da uzaklaştırılmış olur. Bizotaj eğiminin açısal değeri 40-70º arasında olmalıdır. Dişin aksiyal yüzeylerine göre tesbit edilen bu açısal değerin altında veya üstündeki eğimlerin sonuç restorasyonda periodontal membran veya serbest dişeti kenarına zarar verebileceği çeşitli araştırmalarla ortaya konmuştur (Şekil 2.6.b) (Zaimoğlu ve Can 2004).

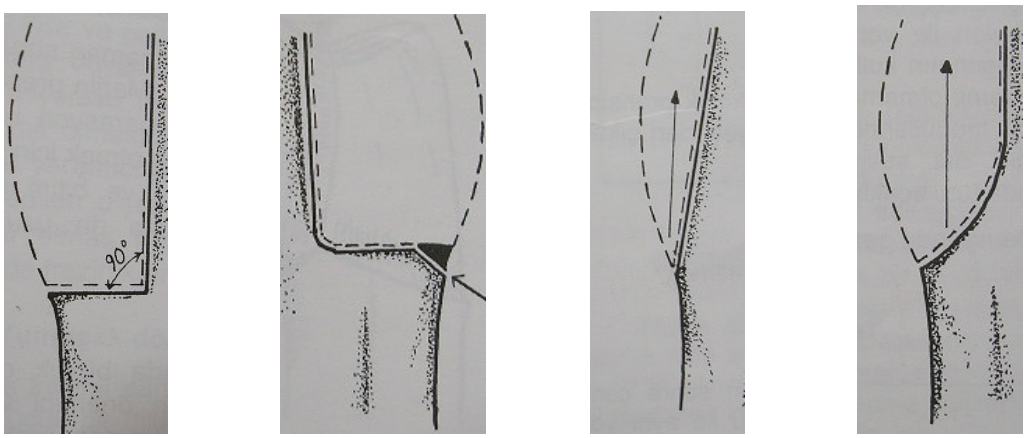
2.6.2.1.A.D.B. Oluk biçimli marjinal sınır (Chamfer- bizotajlı chamfer)

Bu tip basamak kesimi dişeti kenarında geniş bir açı ile sonlanmaktadır. Oluk biçimli ve geniş açılı olan bu gingival sonlanma knife edge'ye kıyasla daha açılı, fakat shoulder'a kıyasla daha dar olarak hazırlanmalıdır. Yeterli kenar kalınlığında ve sağlamlıkta restorasyonlar elde edilebilmektedir (Şekil 2.6.d) (Zaimoğlu ve Can 2004).

2.6.2.1.A.D.C. Bıçak sırtı (Knife edge)

Bıçak kenarını andıran bitiş çizgisi konfigürasyonudur (Şekil 2.6.c) (Zaimoğlu ve Can 2004). Bu bitiş çizgisine adapte olacak olan ince restorasyon marjinini doğru şekilde mum objede işlemek ve dökmek zordur. Ağız ortamında da bu restorasyonların kuvvetlere maruz kaldığı zaman distorsiyona uğraması muhtemeldir (Shillinburg ve ark 1997).

Bıçak sırtı bitimin kullanımı, yeterli hacim elde etmek için restorasyonun dış aksiyal konturlarına ilaveler yapıldığı zaman aşırı konturlu restorasyonlara neden olabilir. Dezavantajlarının yanı sıra bazı durumlarda bıçak sırtı bitimin kullanılması gerekebilir. Mandibuler posterior dişlerin lingualinde ve aşırı dış bükey aksiyel yüzeyleri olan dişlerde bu konfigurasyon kullanılabilir (Shillinburg ve ark 1997).



a. Shoulder basamak **b.** Bizotajlı shoulder basamak **c.** Knife-edge basamak **d.** Chamfer basamak

Şekil 2.6. Marjinal dizayn çeşitlerinin şematik olarak gösterilmesi (Zaimoğlu ve Can 2004)

2.6.2.1.A.E. Periodonsiyumun korunması

Bitiş çizgilerinin lokasyonunun, restorasyonun yapım kolaylığında ve restorasyonun sonuçtaki başarısında etkisi vardır. Mümkün olduğunca yumuşak geçişleri olan ve tamamen temizliğe açık olan marjinlerden en iyi sonuç beklenir. Mümkünse restorasyonun marjini dişhekiminin kolaylıkla bitirebileceği ve hasta tarafından kolaylıkla temizlenebileceği bölgelerde lokalize olmalıdır (Shillinburg ve ark 1997).

Dişeti sağlığını korumak için marjinal konumların mümkün olduğunca supragingival veya gingival seviyede bitirilmesi gerekmektedir. Klinisyen her ne kadar tecrübeli de olsa özellikle subgingival marjin lokasyonlarında, kron kenarlarının görüş sahası dışında olduğu vakaların birçoğunda kabul edilebilir marjinal açıklık boyutundan daha fazla açıklıkları gözden kaçırabileceği ve enflamasyon için oldukça hassas olan bu bölgede patolojik değişikliklere neden olunabileceğinin unutulmaması gerekir (Kurtiş 2001).

Subgingival restorasyonlar periodontitisin majör etyolojik faktörlerinden biri olarak kabul edilmektedir. Ancak subgingival bitiş çizgisi de bazı durumlarda gerekli olabilir. Bu durumlar; tutuculuk ve direnç formu için yeterli kron uzunluğu elde etmek, erezyon, abrazyon veya diş yapısındaki çeşitli defektleri kompanse etmek, kırık ve çürüklerin gerisine uzanmak, endodontik olarak tedavi edilmiş dişler üzerine servikal kron ferrulesi hazırlamak ve renklenmiş dişlerin estetiğini geliştirmektir. Bu gibi durumlarda epitelyal ataçmana uzanmaktan kaçınılması önerilir (Goodacre ve ark 2001). Gingival krestle aynı seviyede lokalize olan marjinlerin gerek gingival krestin üstüne gerekse altına yerleştirilenlerden daha az enflamasyona neden olduğu rapor edilmiştir. Supragingival lokalizasyonun en az zarar veren lokalizasyon olduğu ve serbest dişeti ile aynı seviyede bitimin ise orta derecede hasar potansiyeli olduğu bulunmuştur (Shillinburg ve ark 1997).

2.6.2.2. Posterior tam seramik diş preparasyonu

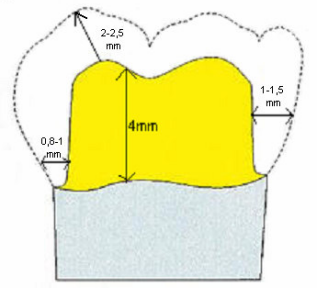
Tam seramik restorasyonların başarısında, diş kesimi ve servikal alanda oluşturulan basamak dizaynı belirleyici faktörlerdir (Proos ve ark 2003). Diş kesimi sırasında oluşturulan basamak, çiğneme kuvvetlerinin dişe dengeli dağılmasını sağlarken, kronun statik gücünü de arttırır (Goodacre ve ark 2001). Seramik restorasyonlarda önemli bir özellik olan dayanıklılık belirli kalınlığın oluşturulmasıyla sağlanabilir. Bu durumda yeterli ve dengeli diş kesiminin gerekliliğini ortaya koymaktadır (Castellani ve ark 1994, Proos ve ark 2003).

Restorasyon için tam seramik kron düşünüldüğü zaman dişin arktaki pozisyonu, oklüzal ilişki, dişin morfolojik özellikleri bir bütün olarak değerlendirilmelidir. Tam seramik kron preparasyonu mümkün olduğunca eşit porselen kalınlığı sağlayacak ve porselene maksimum destek verecek şekilde hazırlanmalıdır (Chiche ve Pinault 1994, Shilinburg ve ark 1997). Kron harabiyetine veya preparasyona fazla taper verilmesine bağlı olarak oluşan aşırı porselen kalınlığı da dayanıklılık üzerinde olumsuz etkiye sahiptir. Çünkü kronun dayanıklılığını sağlayan hacmi değil, preparasyon ve uyumun doğruluğudur (Chiche ve Pinault 1994). Aşırı kısaltılmış preparasyonlar stres konsantrasyonları yaratacaktır ve bu da kırıklara neden olacaktır. Preparasyonun keskin köşe ve kenarları kırılmaya neden olacak stres birikimini engellemek için yuvarlatılmalıdır (Shillinburg ve ark 1997).

Premolar ve anterior dişlerden daha fazla çapa sahip ve daha büyük oklüzal kuvvetlerin geldiği yerlerde lokalize olan molarlar, genellikle anterior ve premolarlardan daha fazla taper açısı ile prepare edilirler. Bu nedenle 10° ila 20° taper ve minumum 4 mm kron uzunluğu molarlar için kabul edilen değerlerdir (Goodacre ve ark 2001).

Hem shoulder hem de chamfer bitiş çizgisi bu kronlar için uygundur (Goodacre ve ark 2001). Bitiş çizgisi derinliği 0.8-1 mm arasında olmalıdır (Blair ve ark 2002).

Posterior bir tam seramik diş preparasyonunda nonfonksiynel cusplarda 2 mm, fonksiyonel cusplarda 2.5 mm preparasyon ideal kabul edilmektedir (Blair ve ark 2002). Bu kronlar için aksiyal redüksiyonun 1 mm'yi aşması gereksizdir. Oklüzo servikal\Fasiolingual oranın 0,4 veya daha yüksek olması tavsiye edilir (Goodacre ve ark 2001) (Şekil 2.7).



Şekil 2.7. Posterior bir diş preparasyonunun şematik görüntüsü

2.7. Rezin Simanlar

Sabit restorasyonların klinik başarısı yüksek oranda simantasyon işlemine bağlıdır (Diaz-Arnold ve ark 1999). Simantasyon ajanları restorasyonları dişe yapıştırmakta kullanılan, geniş bir yelpazeden oluşan materyallerdir (Attar ve ark 2003). Diş preparasyonu ile mükemmel tutuculuk ve direnç sağlanması birinci öneme sahip olmasına rağmen, bir dental simanda diş-restorasyon arayüzünü kaplayarak mikrobiyal sızıntıya karşı bir bariyer gibi rol oynamalı ve mekanik, kimyasal veya her ikisinin kombinasyonu olan bazı yüzey bağlantı formları sayesinde diş ve restorasyonu bir arada tutmalıdır (Pameijer ve Nilner 1994). Sabit restorasyonların kalıcı simantasyonu için mevcut pekçok siman tipi vardır. Bunlardan bazıları çinko fosfat siman, polikarboksilat siman, çinko oksit ojenol siman, cam iyonomer siman ve rezin siman'dır (Shillinburg ve ark 1997, Diaz-Arnold ve ark 1999).

1995 yılında, Amerikan Estetik Dişhekimliği Akademisi tam seramik kronların simantasyonu için rezin simanların kullanımından bahsetmiştir (Christensen 1997). Sağlam ve uzun ömürlü rezin bağlantısı, yüksek tutuculuk ve iyi bir kenar uyumu sağlayarak mikrosızıntıyı önleyerek, restorasyonun ve dişin kırılmaya direncini arttıracaktır (Blatz ve ark 2003).

Rezin simanlar, Bis-GMA veya diüretan metakrilat gibi bir rezin matriks ve inorganik doldurucu partiküllerinden oluşur. Düşük doldurucu içeriği ve viskozitesinden dolayı restoratif amaçlı kullanılan kompozitlerden farklıdırlar. Rezin simanlar hemen hemen hiç çözünmezler ve konvansiyonel simanlara göre oldukça dayanıklıdırlar (Shillinburg ve ark 1997). Doldurucu tiplerine göre mikro dolduruculu ve hibrit dolduruculu sistemler olarak ayrılırlar. Doldurucu partiküllerin büyüklüğü arttıkça organik matriks oranı düşer, polimerizasyon büzülmesi azalır ve dayanıklılığı artar. Rezinin mekanik özellikleri olumlu yönde etkilenir. Bu doldurucular ayrıca marjinal aşınma dirençlerini de yükseltir (Zaimoğlu ve Can 2004).

Rezin simanlar polimerizasyon şekillerine göre üç grupta toplanırlar. Bunlar; kimyasal olarak polimerize olanlar (chemical-cured), ışık ile polimerize olanlar (light cured), hem kimyasal hemde ışık ile polimerize olanlar (dual-cured)'dır (Zaimoğlu ve Can 2004).

2.7.1. Kimyasal olarak polimerize olan rezin simanlar

Bu tür rezinlerde, içerdikleri tersiyer aromotik aminlerin zamanla ağız ortamında kimyasal değişikliğe uğraması ile amin renklenmesi görülür. Çalışma süresinin kısa olması da bir dezavantajdır. Çoğunda sadece birkaç renk seçeneği vardır. Bu yüzden diş ve materyal kombinasyonunun siman ile renginin değiştirilmesi düşünüldüğü translüsent, metal alt yapısız restorasyonlar için uygun değildir (Zaimoğlu ve Can 2004).

2.7.2. Işık ile polimerize olan rezin simanlar

Görünür ışığın penetrasyonuna tamamen izin veren, kalınlığı 1,5-2 mm'den az olan ve translüsent yapıdaki seramik veya kompozit laminatelerin yapıştırılmasında kullanılır. Zamanla renk değişimi göstermezler. Çalışma süreleri kronun yerleştirilmesi ve taşan simanın temizlenmesi için uygundur. Çeşitli renk seçenekleri mevcuttur (Zaimoğlu ve Can 2004).

2.7.3. Kimyasal ve ışık ile polimerize olan rezin simanlar

Çevre dokuların veya alttaki diş dokusunun rengini yansıtacak, restorasyonun rengiyle uyum sağlayacak şekilde genellikle translüsent yapıdadırlar. Bu tip simanlar, restorasyonun bir miktar ışık penetrasyonuna izin verecek kadar translüsent olduğu, ancak sadece ışık ile polimerizasyonun tamamen sağlanamayacağı kalınlıktaki (1,5-2 mm'den fazla olan) restorasyonlarda kullanılır. Bu simanların kimyasal aktivasyonlarının etkinliği yetersiz olduğundan, uygun ışık aktivasyonu materyalin tamamen polimerize olması için çok önemlidir. Dual olarak polimerize olan simanlar seramik inley ve onley restorasyonların ve tam seramik kronların yapıştırılmasında kullanılmaktadırlar (Zaimoğlu ve Can 2004).

2.7.3.1. Kimyasal ve ışık ile polimerize olan rezin simanların avantajları

1. Çok çeşitli yüzeylere yapışabilme yetenekleri vardır,

2. Yüksek dayanıklılığa sahiptirler,

3. Ağız ortamında düşük çözünürlük gösterirler,

4. Farklı renk ve opasite seçeneklerine sahiptirler,

5. Tutuculuk ve direncin yeterince sağlanamadığı vakalarda başarıyla kullanılırlar,

6. Bazılarında, yiterbiyum trifloride içeriğine bağlı olarak flor salma özelliği vardır,

7. Seramiğin kırılma direncini arttırırlar,

8. Adeziv özellikleri daha konservatif preparasyon şekillerine izin verir (Zaimoğlu ve Can 2004).

2.7.3.2. Kimyasal ve ışık ile polimerize olan rezin simanların dezavantajları

1. Çok dikkatli ve hassas bir çalışma gerektirirler. İyi bir bağlantı dayanıklılığı elde etmek ve mikrosızıntıyı önlemek için diş yüzeyinin kontaminasyonuna engel olmak gerekir,

2. Konvansiyonel simanlara göre film kalınlığı fazladır,

3. Simantasyon sırasında taşan simanın temizlenmesi zordur,

4. Polimerizasyonları oksijen ile inhibe olmaktadır,

5. Pulpa hassasiyeti yapma olasılıkları vardır (Zaimoğlu ve Can 2004).

Restorasyonun uzun ömürlü olması için dentin ile rezin siman arasında etkili bir bağlanmaya ihtiyaç vardır (Yaluğ 1999). Bu nedenle rezin simanlar dentin bağlayıcı ajanlar ile birlikte kullanılırlar (Groten ve Probster 1997). Bunlar, dentin ile kompozit rezin yüzeyleri arasındaki ayrılmayı önlemek, restorasyonun tutuculuğunu sağlamaya yardımcı olmak, mikrosızıntıyı önlemek ve dentin tübüllerinin örtümünü sağlayarak işlem sonrası hassasiyeti engellemek amacı ile kullanılan ve dentin ve kompozit rezinle bağlanabilen materyallerdir (Youngson ve Grey 1992, Zaimoğlu ve ark 1993).

2.8. Dental Seramiklerin Baskı Dayanıklılığı ve Dayanıklılığı Tespit Yöntemleri

Stres (gerilim), bir cisme gelen bir dış kuvvet karşısında cisim içinde bu kuvvete karşı meydana gelen kuvvete stres (gerilim) denir. Burada bahsedilen dış kuvvetle, birim alana uygulanan kuvvet zıt yönde olup birbirine eşit değillerdir. Bu iki kuvveti birbirinden ayırmak için gerekli olan dış kuvvete yük adı verilir. Gerilim kısaca birim alana uygulanan kuvvettir (Phillips 1991, Zaimoğlu ve ark 1993, Oyar 2002).

Herhangi bir yön ve büyüklükte uygulanan dış kuvvetler cisim içerisinde gerilimlerin oluşmasına neden olur. Bu gerilimler;

Çekme (Uzama) gerilimi (Tensile Stres): Bir cismi uzatmak ya da germek için uygulanan yükün yarattığı deformasyona karşı oluşan dirençtir. Çekme gerilimi daima çekme gerilmesiyle beraber oluşur.

Basma (Sıkıştırma) gerilimi (Compressive Stres): Bir kütle kendisini sıkıştırmaya veya kısaltmaya çalışan bir yüke maruz bırakılırsa, bu yüke karşı çıkan iç kuvvetler sıkışma gerilimi olarak adlandırılır. Basma gerilimi daima basma gerilmesiyle beraber oluşur.

Makaslama (Kayma) gerilimi (Shear Stres): Çevirme hareketine veya bir kütleyi diğerinin üzerinden kaydırmaya karşı çıkan gerilime makaslama veya kayma gerilimi adı verilir. Makaslama gerilimi daima makaslama gerilmesiyle birlikte oluşur.

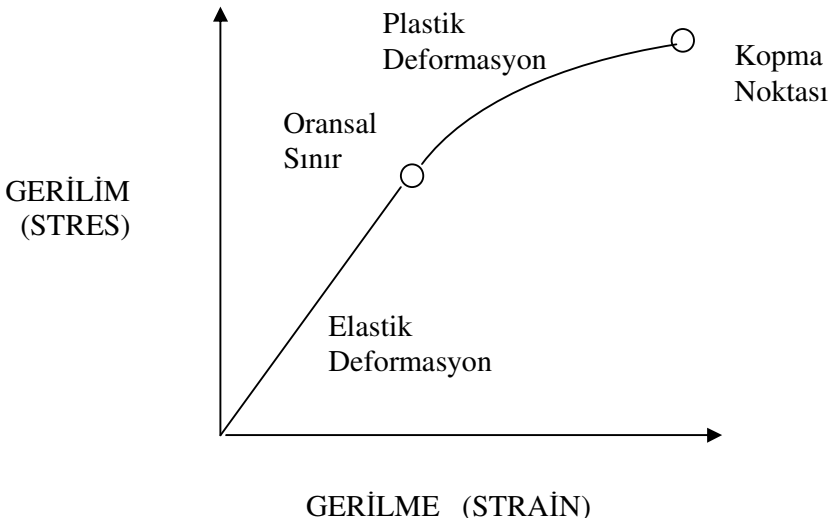
Kompleks gerilimler: Herhangi bir kütleye tek tip bir gerilim uygulamak son derece zordur. Pratik şartlarda yapıda bir gerilim varsa bu baskın olmasına rağmen, diğer bir gerilimde daima mevcuttur. Bunlara kompleks gerilimler denir (Phillips 1991, Zaimoğlu ve ark 1993, Oyar 2002).

Strain (gerilme): Cisme uygulanan kuvvet yani oluşan gerilim sonucunda cismin birim boyutunda meydana gelen boyutsal değişimdir. Gerilme elastik veya plastik ya da her ikisi birden olabilir. Elastik gerilme geri dönüşümlüdür. Gerilme ortadan kalkınca atomlar eski

haline döner. Plastik gerilmede ise cismin içindeki atomlar daimi bir şekilde yer değiştirmiştir (Phillips 1991, Zaimoğlu ve ark 1993, Oyar 2002).

Gerilim ve gerilme birbirinden tamamen farklı niceliklerdir. Gerilim, büyüklüğü ve yönü olan bir kuvvet iken; gerilme bir kuvvet değil, sadece bir büyüklüktür (Phillips 1991).

Stres-Strain eğrisi: Germe dayanıklılığı, son gerilme dayanıklılığı, kırılma dayanıklılığı, elastisite modülü ve uzama gibi, materyallin özelliklerini tanımlamak için kullanılan değerleri verir (Phillips 1991, Zaimoğlu ve ark 1993, Oyar 2002) (Şekil 2.8).



Şekil 2.8. Stress-strain eğrisi (Caputo ve Standlee 1987)

Dayanıklılık (strength): Bir yapıyı kırmak için gerekli olan maksimum strestir. Baskın stres tipine bağlı olarak germe dayanıklılığı, baskı dayanıklılığı ve makaslama dayanıklılığı olarak üç tipte isimlendirilir (Philips 1991). Mekanik dayanıklılık restorasyonların klinik başarısının tespitinde önemli bir faktördür. Genellikle çekme, basma veya makaslama gerilimlerinden biri restorasyon üzerinde diğerlerinden ayrılarak izlenemez. Restorasyon aynı anda bu üç gerilimin de etkisi altındadır (Anusavice 1996).

Labaratuarda yük uygulanarak yapılan başarısızlık testleri, klinik başarısızlıkları taklit etmek amacıyla, yeni materyal veya dizaynları değerlendirmek ve sabit protezlerin başarısını

etkileyen çeşitli faktörleri incelemek için yapılırlar (Ferro ve ark 1994, Carrier ve Kelly 1995). Araştırmacılar diş preparasyonu, çeşitli kor ve veneer materyalleri, yapıştırma ajanlarının tipi ve kalınlığı, alt yapının elastik modulusu gibi parametreleri değerlendirirken, ayrıca test sırasında başarısızlıkların meydana geldiği mekanizma veya başarısızlıkta stres durumunu da belirlerler (Kelly 1999).

Ağız ortamında zorlu etkilere maruz kalacak bir materyalin ileride karşılaşacağı kuvvetlere olan dayanıklılığının tespiti ya materyalin sertliğinin incelenmesi ile (Quinn ve ark. 2003, Guazzato ve ark 2004a,b) ya standart olarak hazırlanmış çubuk, plaka veya benzeri örneklerin test edilmesi ile ya da gerçek örneklerin yani ağız ortamında kullanılacakları form ve tasarımlarda hazırlanmış örneklerin test edilmeleri ile mümkündür (Kuybulu 2004). Çubuk, plaka veya disk şeklinde hazırlanan örneklere 3 nokta eğme testi, 4 nokta eğme testi veya biaksiyel bükülme testlerinden biri uygulanarak dayanıklılık ölçümü yapılabilir (Kamposiora ve ark 1996).

Materyal aslında tam olarak maruz kalacağı gerilimlere göre test edilmelidir. Bunun da en iyi yolu test edilmesi planlanan restorasyonu ağızda bulunacağı tasarımda hazırlayarak ağız ortamının taklit edildiği bir ortamda testin gerçekleştirilmesidir (Burke ve ark 2002). Çiğneme kuvvetlerinin çoğu baskı şeklinde olduğu için baskı dayanıklılığı özellikle çiğneme işleminde önemlidir. Baskı dayanıklılığı, çekme kuvvetlerinde zayıf ve kırılgan materyallerin kıyaslanması için oldukça etkilidir (Craig 1997). Bu testlerde kuvvet, sabit protezlerin oklüzal yüzeylerine veya kurvatürlü insizal kenarlarda kuvveti dengelemek için konulan düz bir levhanın üzerine uygulanırlar (Ferro ve ark 1994, Carrier ve Kelly 1995).

Ağızda kullanılacak materyalin mekanik özelliklerini belirlemede gerçek örneklerin kullanılması, materyallerin maruz kalacakları kompleks gerilimlere karşı gösterecekleri dayanıklılığın tespitinde daha gerçekçi sonuçlar verecektir (Çalıkkocaoğlu 1981). Fakat bu örneklerin test edilmesinde herhangi bir standardizasyon söz konusu olmadığı gibi test

ortamının ağız içi koşullarını taklit edebilmesi de oldukça önemlidir. Bu da bir materyalin ağızda kullanım uygunluğunun değerlendirilmesi esnasında ağız içinde maruz kalacağı etkilerin detaylı olarak incelenerek test planlamasının yapılması gerektiğini göstermektedir (Kuybulu 2004).

2.9. Marjinal Aralığın Önemi ve Marjinal Aralık Tespit Yöntemleri

Kırılma direnci ve estetiğin dışında marjinal ve internal uyum, tam seramik kronların başarısı ve klinik kalitesi için çok önemli faktörlerdir (Pera ve ark 1994, Rinke ve ark 1995, Sulaiman ve ark 1997). Uygun marjinal adaptasyon ve dizayn, siman ajanlarının çözünmesini engelleyen esas faktörler olduğu için başarılı bir kronda bulunması gereken özelliklerdir (Lopes ve ark 2005).

Uygun marjinal adaptasyona rağmen diş restorasyon ara yüzünde daima mikroskopik bir aralık vardır. Siman ajanı bu bölgede çözünmeye uğrayabilir. Bu problemi minimalize etmek için restorasyonun marjini diş preparasyonuna mümkün olduğunca hassas bir şekilde uyumlanmalıdır. Marjinal uyumu ve minumum siman kalınlığını sağlayan önemli faktörler, diş preparasyon dizaynı, internal uyumlama tekniği, restorasyon yapımında kullanılan materyaller ve yapım tekniği, simantasyon prosedürü, porselen fırınlama siklusu, mesleki faktörler (Ushiwata ve Moraes 2000) ve day spacer teknikleri'dir (Balkaya ve ark 2005).

Geniş marjinal açıklıklar plak birikimine, gingival sulkustan sıvı akışına ve kemik kaybına, yinelenen çürüklere ve periodontal hastalıklara (Drummond ve ark 2000), simanın çözünmesine ve marjinal sızıntıya neden olurlar (Jacobs ve Windeler 1991). Bu mikrosızıntı canlı pulpada enflamasyona neden olabilir (Bindl ve Mörmann 2005). Günümüzde klinik olarak kabul edilen marjinal açıklık 40- 120 µm arasındadır (Boyle ve ark 1993).

Tek bir tanım ile marjinal uyumu tanımlamak mümkün değildir (Groten ve ark 2000). Marjinal aralık genellikle, preparasyonun bitiş çizgisinden restorasyonun servikal marjinine kadarki dikey boyut olarak düşünülebilir (Kokubo ve ark 2005). Bununla birlikte pratikte

morfolojik değişiklikler, yuvarlanmış marjinler veya defektlerden dolayı tek bir tanım ile kesin aralığı tanımlamak neredeyse imkansızdır (Groten ve ark 1997).

Kronların kabul edilen marjinal aralığı pek çok metod kullanılarak incelenir (Pera ve ark 1994, Coli ve Karlsson 2004). Pekçok araştırmacı çıplak gözle görülemeyen veya bir sond ile fark edilemeyen klinik olarak kabul edilebilir marjinal açıklığı saptamak için çalışmalar yapmıştır (Balkaya ve ark 2005). Günümüzde marjinal uyumun ölçümü için mevcut olan standart bir metod yoktur (May ve ark 1998). Marjinal uyumun ölçümü için metodlar şu şekilde sıralanabilir;

1. Kesit görüntüsünün alınması,

2. Day üzerindeki kronun direkt görüntüsü,

3. Kopyasını oluşturmak için ölçü alımı (Sorensen 1990),

4. Klinik muayene, sondlama ve radyografik inceleme (Ushiwata ve Moraes 2000),

Kronların marjinal uyumunun değerlendirilmesi bazı faktörlere bağlıdır. Bunlar;

1. Simante edilmiş veya edilmemiş kronların değerlendirilmesi,

2. Simantasyon sonrası saklama zamanı ve yaşlandırma işlemi gibi tedavilerin yapılıp yapılmaması,

3. Ölçüm için kullanılan alt yapının türü,

4. Ölçüm için kullanılan büyütme faktörleri ve mikroskobun türü,

5. Ölçümün sayısı ve lokasyonu (Beschnidt ve Strub 1999).

Ölçü replica tekniğinde örneklerde herhangi bir hasar meydana gelmez ve kesit alma metodu gibi diğer metodlardan daha az maliyetlidir (Ferrari ve ark 1994). İlk olarak Mclean ve von Fraunhoffer tarafından tanımlanan kopya tekniği (replica) diş yapısına kronların adaptasyonunu saptamak için invaziv olmayan ve güvenilir bir tekniktir (Tsitrou ve ark 2006).

In vitro şartlarda marjinal uyumun doğruluğunu analiz için, day örnekler üzerine yerleştirilen restorasyonların analizini SEM ile yapmak da kabul edilen metodlardan biridir

(Behr ve ark 2001, Stoll ve ark 2002). Alternatif olarak dijital mikroskop (Sulaiman ve ark 1997) veya stereomikroskop da görüntülemede kullanılır (Pera ve ark 1994).

Mikroskop şüphesiz ki marjinal aralık değerlendirmelerinde sıklıkla kullanılır, çünkü onun yüksek güçteki imaj büyütmesi oldukça hassas ölçümlere izin vermektedir. Mikroskopun kullanımı için gerekli temel gereksinim onun mekanizmasının anlaşılmasıdır. Bir mikroskop ile incelenen imajlar, mikroskop objektifine dik veya onun menziline paralel spesifik odak planı içindeki yapılardır. Bu şu anlama gelir; örnekler yeterli bir şekilde hazırlanmalı ve pozisyonlandırılmalıdır (Ushiwata ve Moraes 2000).

Kesilmemiş örneklerin marjinal uyumunu mikroroskopik görüntü ile incelemede standardizasyon zordur. Bu durumda marjinal uyumun ölçümü için bazı spesifik şartlar gereklidir.

1. Restorasyonların servikal marjinleri ve diş preparasyonlarının bitiş çizgileri net olmalı ve aynı merkezde pozisyonlandırılmalıdır,

2. Marjinal uyum ölçümleri güvenilirliği arttırmak için tekrarlanmalıdır,

3. Restorasyonları dişe oturtma kuvveti standardize edilmelidir,

4. Restorasyonlar diş preparayonlarının üzerinde spesifik pozisyonlandırmaya sahip olmalıdır,

5. Ölçüm noktaları hassas olmalı ve iyi belirlenmelidir (Ushiwata ve Moraes 2000).

Marjinal aralık simantasyondan sonra genellikle artar. Bu nedenle restorasyon simante edildikten sonra ölçümlerin yapılması aralık hakkında doğru fikirler verecektir (Baldissara ve ark 1998).

Tüm bu bilgilerin ışığında çalışmanın amacı; çiğneme kuvvetlerinin yoğun olduğu posterior bölgedeki iki farklı tam seramik kor sisteminin kırılma dayanımı ve marjinal uyumuna farklı marjinal dizayn ve taper açılarının etkisini in vitro şartlar altında incelemektir.

3. MATERYAL ve METOD

Çalışma, Selçuk Üniversitesi Dişhekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı ve Selçuk Üniversitesi Dişhekimliği Fakültesi Araştırma Merkezi'nde gerçekleştirilmiştir.

Çalışmada, iki farklı tam seramik kor materyalinin iki farklı marjinal dizayn ve üç farklı taper açısındaki marjinal uyumları doğal dişlerde, baskı kuvvetlerine karşı dayanıklılıkları metal day'lar üzerinde incelenmiştir. Bu amaçla marjinal aralık ölçümü için 96 adet diş ve baskı dayanıklılığı ölçümü için 96 adet metal day kullanılmıştır.

Çalışmada kullanılan tam seramik sistemleri Tablo 3.1'de ve marjinal aralık ve baskı dayanıklılığı testi için dişlerde ve metal day'larda hazırlanacak marjinal dizayn ve taper açıları Tablo 3.2'de gösterilmiştir.

Tablo 3.1. Çalışmada kullanılan tam seramik sistemleri

SERAMİK	SERAMİĞİN TİPİ	ÜRETİCİ FİRMA
IN-CERAM	Alümina kor üzerine cam infiltrasyonu yapılmış seramik	VITA Zahnfabrik \Germany
IPS EMPRESS 2	Lityum disilikat içeren, ısı ve basınçla şekillendirilen cam seramik	Ivoclar / Liechtenstein

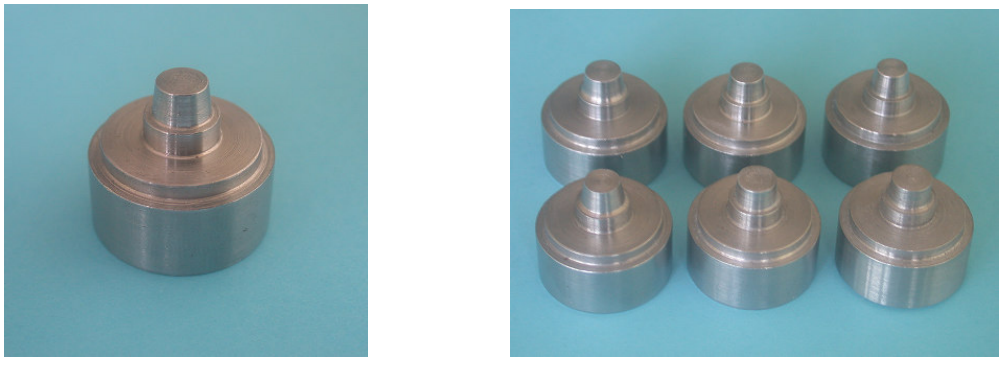
Tablo 3.2. Dişlerde ve metal day'larda hazırlanan preparasyon dizaynları

GRUP	TAPER AÇISI	BASAMAK DİZAYNI
1	6	135° Chamfer basamak
2	12	135° Chamfer basamak
3	20	135° Chamfer basamak
4	6	Shoulder basamak
5	12	Shoulder basamak
6	20	Shoulder basamak

3.1. Baskı Dayanıklılığı Testi

3.1.1. Metal day'ların hazırlanması

96 adet paslanmaz çelik metal day oklüzo-gingival uzunlukları 4 mm (Goodacre ve ark. 2001) olacak şekilde iki tip marjinal dizayn (Shillinburg ve ark 1997, Pallis ve ark 2004, Wood ve ark 2006) ve üç çeşit taper açısında tornada[&] hazırlandı (Resim 3.1). Chamfer ve shoulder basamakların redüksiyon kalınlığı 1.0 mm olarak hazırlanmıştır (Goodacre ve ark. 2001, Wood ve ark 2006). İki farklı tam seramik kor materyali için 96 adet metal day önce 48'erli iki gruba ayrıldı. Birinci gruptaki day'lar IPS Empress 2 yapımı için, ikinci gruptakiler In-Ceram yapımında kullanıldı. Bu iki gruptaki day'lar daha sonra kendi aralarında her grupta 8 örnek olacak şekilde 6 alt gruba ayrıldı.



Resim 3.1. Baskı dayanıklılığı testinde kullanılan metal day'lar

[&] *Tessan, Czech Republic*

Grupların içerdiği basamak dizaynları ve taper açıları Tablo 3.2'de gösterildiği gibidir. Metal day'ların üzerine yapılacak tam seramik kor materyallerinin standart boyutlarda olması için özel bir kalıp tornada hazırlandı. Bu kalıbın day'a doğru ve sıkı bir şekilde oturumunu sağlamak için day etrafında basamak yapıldı. Kalıp içindeki çıkıntılı kısım bu basamağa oturmaktadır (Resim 3.2). Kalıbın üst sınırı ile prepare edilen dişlerin oklüzal yüzeyi arasında 1mm lik boşluk bırakılarak örneklerin oklüzal kalınlıklarının 1mm olması sağlandı.



Resim 3.2. Standart tam seramik kor yapımında kullanılan kalıp

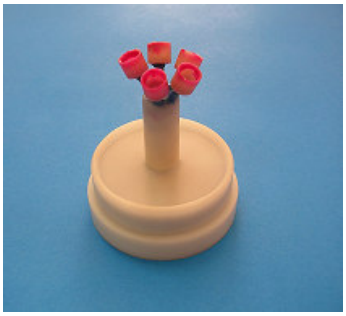
Metal day'ların ve kalıbın yapımından sonra seramik kor örneklerinin yapım aşamasına geçildi.

3.1.2. IPS Empress 2 kor örneklerinin hazırlanması

Metal day'ın üzerine iki kat day spacer[¥] basamaklardan 0,5 mm uzaktan olacak şekilde sürülerek kuruması beklendi. Mum modelajın kolay çıkması için ince bir tabaka izolasyon maddesi day spacerın ve metal kalıbın iç yüzeylerine bir fırça vasıtasıyla sürüldü. Daha sonra kalıp, day üzerine yerleştirildi. Özel empress mumu[ϕ] ısıtılarak kalıbın üst kısmındaki boşluktan döküldü ve mumun seviyesi kalıbın üst kısmı ile sıfırlandı. Mum soğumaya bırakıldı. Bu şekilde mum modelajların oklüzal kalınlığı 1mm olarak hazırlanmış oldu. Daha sonra modelaja zarar vermeden kalıp metal day'ın üzerinden alındı ve modelaj metal day'dan ayrıldı. Bu şekilde mum modelajlar tamamlandı.

[¥] *Die Spacer, YETI Dental, Germany*
[ϕ] *Ivoclar Vivadent AG, Schaan, Liechtenstein*

Modelajlar 6 mm uzunluğundaki tijlere firmanın önerdiği şekilde ve pozisyonda bağlandı. Tijler plastik daire şeklindeki kaide üzerine mum ile sabitlendi (Resim 3.3). Ardından iki ucu yapışkan özel bir Empress kağıdı uçlarından yapıştırılarak silindir şekline getirildi ve plastik kaidenin etrafını çevreledi (Resim 3.4). Bu silindir yapıyı sabitlemek için üst kısıma plastik halka takıldı. Burada üretici firma talimatlarına uygun olarak modelajların kağıt silindirin kenarlarından en az 10 mm uzaklıkta ve plastik kaideye mum objelerin bağlandığı kısım ile, mum objenin üst sınırı arasındaki mesafenin en fazla 15-16 mm olmasına dikkat edildi.



Resim 3.3. Mum örneklerin tijlenmesi



Resim 3.4. Empress kağıdı ile çevrelenmiş örnekler

IPS Empress 2 revetmanı[#] ve likidi vakumlu karıştırıcıda[©] karıştırılarak homojen hale getirildi. Bu homojen karışım silindirin içine plastik halka hizasına kadar döküldü ve üzeri kapatıldı. Revetman setleşmeye bırakıldı. Revetmanın sertleşmesinden sonra kapak ve plastik kaide çıkarıldı. Revetmanın tabanındaki düzensiz yapılar bistüri ile düzeltildi. Daha sonra döküm silindir, alüminyum oksit piston ve kor yapımında kullanılacak ingotlarla birlikte ön ısıtma fırınına[Ħ] yerleştirildi.

[#] *Ivoclar Vivadent AG, Schaan, Liechtenstein*
[©] *Motova SL, BEGO Bremer Goldschlägerei Wilh. Herbst GmbH & Co, Bremen, Germany*
[Ħ] *Jelenkon Jelcfrat, US*

Oda sıcaklığından 250 °C'ye dakikada 5 °C ısı artışı olacak şekilde yükseltildi. Bu sıcaklıkta 30 dakika bekletildikten sonra, sıcaklık 850 °C'ye çıkartıldı ve bu sıcaklıkta da 60 dakika bekletildi. Ön ısıtma fırınından döküm silindir çıkarıldıktan sonra içindeki boşluğa ingot ve alüminyum oksit piston yerleştirildi. Bu şekilde presleme fırınının¤ merkezine yerleştirildi, kapağı kapatıldı, istenilen program seçildi ve enjeksiyon yöntemiyle vakum altında presleme yapıldı (Resim 3.5).



Resim 3.5. IPS Empress 2 kor örneklerin yapımında kullanılan fırın

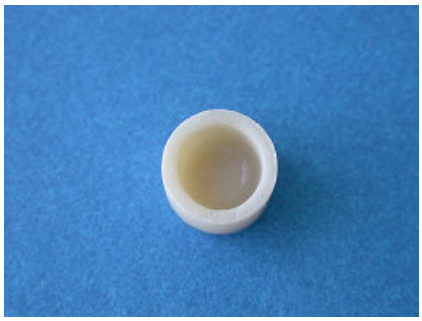
İşlem tamamlandıktan sonra revetman silindir fırından çıkarıldı ve soğumaya bırakıldı. Daha sonra alüminyum oksit pistonun uzunluğu revetman silindir üzerinde işaretlendi. Bu bölgeden separe ile kesildi ve spatül yardımıyla kırıldı. İlk olarak revetman silindir içindeki seramik örneklere zarar vermeyecek şekilde 4 barlık basınç ile seramiklerin bulunduğu bölgenin dışından başlayarak dışa doğru kumlama yapılarak örnekler kabaca revetmandan ayrıldı (Resim 3.6).

¤*EP 600, Ivoclar Vivadent AG, Schaan, Liechtenstein*

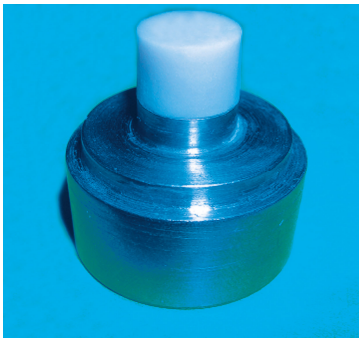
Daha sonra 2 barlık basınç ile tamamen kumlanarak revetmandan temizlendi. Ardından seramik örnekler elmas separe ile tijlerinden ayrıldı. Örneklerin pasif olarak day'larına oturması için iç uyumlamaları elmas frezlerle[ά] yapıldı (Resim 3.7). Düzeltmeler yapıldıktan ve day'larla uyumlarından emin olunduktan sonra, seramik örnekler 15 dakika ultrasonic cleanerda[£] tutularak üzerindeki artıklardan temizlendi ve dişler üzerine simante edilmek için hazır hale getirildi (Resim 3.8).



Resim 3.6. Kabaca revetmanı alınmış örnekler



Resim 3.7. Kumlaması tamamlanmış IPS Empress 2 kor örnek

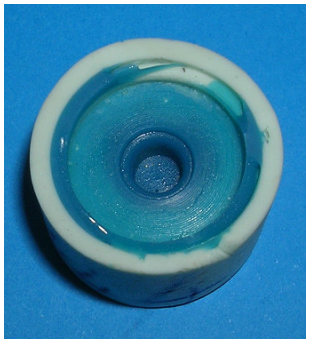


Resim 3.8. Bitimi tamamlanmış IPS Empress 2 kor örnek

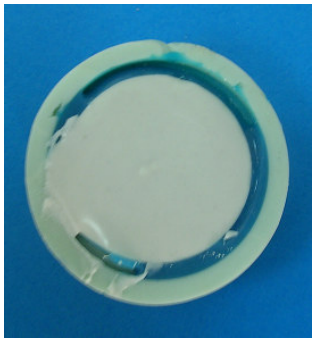
[ά] *Edenta AG, Dental Produkte St., St.Gallen, Switzerland*
[Д] *BEGO, Perblast Micro, Bremen, Germany*
[£] *Whaledent Biosonic Jr, Newyork ,USA*

3.1.3. In-Ceram kor örneklerinin hazırlanması

In-Ceram yapımı için ayrılmış metal day'lardan silikon ölçü maddesi[§] ile ayrı ayrı ölçüler alındı. Ölçülere sert alçı dökülerek alçı day'lar elde edildi. Day üzerine, basamaktan 0.5 mm yukarıda olacak şekilde iki kat day spacer[β] fırça ile sürüldü. Day spacer'ın 20 dakika kuruması beklendikten sonra day'ların silikon ölçü maddesi ile ölçüsü alındı (Resim 3.9). Alınan ölçünün içine rahatlatıcı sprey sıkıldı. Her bir ölçü içine, 4.6 ml saf suya 20 gr In-Ceram özel alçısı[Ω] ilave edilerek önce karıştırma kabında el ile daha sonra vakumda 20 saniye süresince karıştırılarak elde edilen revetman, vibratör üzerinde hava kabarcığı kalmamasına dikkat edilerek döküldü (Resim 3.10).



Resim 3.9. Alçı day'dan alınan ölçü



Resim 3.10. Ölçü içindeki revetman



Resim 3.11. Revetman model

[§] *Zetaplus, Zhermack, Rovigo, Italy*
[β] *Vita In-Ceram Distanslak, Germany*
[Ω] *In-Ceram Spezial Plaster, VITA Zahnfabrik H. Rauter GmbH & Co. KG, Bad Säckingen, Germany*

Bu şekilde revetman model elde edilmiş oldu. Revetman dökümünden sonra sertleşmesi için 20 dakika beklendi. Revetman sertleştikten sonra ölçüden çıkarıldı (Resim 3.11). Revetman modelin tabanı separe ile şekillendirildikten sonra siyano akrilat[Σ] ile porselen taşıyıcıya yapıştırıldı.

Bu işlemlerden sonra In-Ceram özel hamuru hazırlandı. Bunun için In-Ceram Alümina toz[Θ] 38 gr tartıldı. Cam bir karıştırma kabına 1 ampül alümina likidi ve 1 damla alümina additiv konularak Vitasonic II'de[∂] kısa bir süre karıştırıldı. Önceden tartılan alümina toz bu karışıma ilave edildi ve cam bir spatül ile karıştırıldı.

Karıştırma işlemi bittikten sonra karıştırma kabı 7 dakika Vitasonic içine konuldu (Resim 3.12). Sonuç olarak homojen ve akıcı bir hamur hazırlanmış oldu. Son olarak karışım 1 dakika vakuma bağlandı. Bu hazırlanan karışım slip olarak bilinir.



Resim 3.12. Vitasonic II vibratör



Resim 3.13. Vita In-Ceramat III fırını

Hazırlanan hamur, revetman model üzerine yığıldı. Yığma sırasında tornada hazırlatılan metal kalıp yine standardizasyonu sağlamak için kullanıldı. Hamurun yığılmasından sonra üzerine bir kat stabilizer[η] sürüldü. Daha sonra Vita In-Ceramat III fırınında[♠] 1120 ºC'de sinterizasyon işlemi yapıldı (Resim 3.13). Pişim bittikten sonra kor yapı kapalı fırında 40 ºC'ye kadar bekletildi ve fırın açıldı. Sıcaklığın oda ısısına düşmesi beklendi.

[Σ] *Loctite; Henkel Products, UK*
[Θ] *Vita In-Ceram Alumina Powder,VITA Zahnfabrik H. Rauter GmbH & Co. KG, Bad Säckingen, Germany*
[∂] *Vita In-Ceram Vitasonic II, VITA Zahnfabrik H. Rauter GmbH & Co. KG, Bad Säckingen, Germany*
[η] *In-Ceram Stabilizer, VITA Zahnfabrik H. Rauter GmbH & Co. KG, Bad Sackingen, Germany*
[♠] *In-Ceramat 3, VITA Zahnfabrik H. Rauter GmbH & Co. KG, Bad Säckingen, Germany*

Pişmiş ve soğumuş kor yapı pişme sırasında büzülmüş olan revetman üzerinden kolaylıkla alındı. Çalışma modelindeki day spacer silindikten sonra kor yapının kontrolü model üzerinde yapıldı. Bu aşamada kırılgan olan yapıya fazla kuvvet uygulanmamasına dikkat edildi. Uyumlama işlemleri düşük devirde ince grenli elmas frezlerle[ά] yapıldı. Bütün kontrol ve düzeltmeler yapıldıktan sonra cam infiltrasyonu işlemine geçildi.

Vita In-Ceram Alümina cam tozu[ж] saf su ile akıcı olacak şekilde karıştırıldı. Bu karışım bir fırça ile kor yapının sadece dış yüzeylerine sürüldü. Kole kısımlarında 1mm kadar boşluk bırakıldı. Kor yapılar platin pimler üzerine yerleştirilerek taşıyıcı petek taşına konuldu. Kole kısımlarının kesinlikle platin pime değmemesine özen gösterildi. In-Ceramat fırınında 1100ºC'de kor yapıya cam infiltrasyonu gerçekleştirildi. İnfiltrasyondan sonra kor yapı kontrol edildi. Tebeşirimsi kısımların bulunduğu alt yapılarda cam emilmemiş bölgelere cam tozu konularak yeniden infiltrasyon yapıldı. Fazla cam, büyük grenli elmas frezlerle alındı. Sonra kalan camlar 50 µm Alüminyum oksit partikülleri[◈] ile 3 barlık basınçta kumlanarak yüzeyden uzaklaştırıldı. Kole kenarlarında daha düşük basınç kullanılmıştır. Daha sonra kontrol için kor yapı çalışma modeline yerleştirildi.

Bu işlemden sonra cam infiltrasyonunda kontrol pişimi yapıldı. Kor yapı yanmaz pamuk üzerine konularak Vita Vacumat[¶] porselen fırınında 960 ºC'de fırınlandı. Daha sonra fırından çıkarılan kor yapılar buhar ile temizlendi, kurutuldu ve day'lar üzerindeki uyumları kontrol edildi. Böylece aksiyel duvarları silindirik şekilde olan ve oklüzal kalınlığı 1mm olan kor yapılar elde edilmiş oldu.

[ά] *Edenta AG, Dental Produkte St., St.Gallen, Switzerland*
[ж] *Vita In-Ceram Alumina Glass Powder*
[◈] *BEGO, Wilhelm – Herbest – Strabe 1 D – 28359 Bremen, Germany*
[¶] *Vita Vacumat, VITA Zahnfabrik H. Rauter GmbH & Co. KG, Bad Säckingen, Germany*

Tüm bu işlemlerden sonra kor yapıların iç kısmı 50 µm'lik alüminyum oksit partikülleri[Д] ile 4 bar basınç altında 10 saniye kumlandı. Kumlanan seramik örnekler 15 dakika ultrasonic cleanerda[£] tutularak üzerindeki artıklardan temizlendi ve day'lar üzerine simante edilmek için hazır hale getirildi (Resim 3.14).



Resim 3.14. Bitmiş In-Ceram kor örnek

3.1.4. Seramik örneklerin simantasyonu

Seramik örneklerin metal day'lara simantasyonunda Variolink II Professional dual-cure resin siman[Ξ] kullanılmıştır. Uygulanan işlemler üretici firmanın talimatına göre yapılmıştır. Bu amaçla metal day'larda ve seramik kor örneklerin iç kısımlarında yüzey hazırlıkları yapılmıştır.

3.1.4.1. Simantasyon için metal day üzerinde yapılan hazırlıklar

1. Metal day'ların yüzeyi öncelikle aseton ile silindi, yıkandı ve basınçlı hava ile kurutuldu.

2. Kuru metal yüzeyine bir fırça ile Syntac Primer sürüldü 15 saniye bekletildi ve kurutuldu.

3. Syntac adeziv fırça ile sürüldü 10 saniye bekletildi ve kurutuldu.

4. Heliobond sürüldü fazlalıkları hava ile uzaklaştırıldı.

[Д] *BEGO, Perblast Micro, Bremen, Germany*
[£] *Whaledent Biosonic Jr, Newyork ,USA*
[Ξ] *Ivoclar, Vivadent, Liechtenstein*

3.1.4.2. Seramik iç yüzeylerinde yapılan hazırlıklar

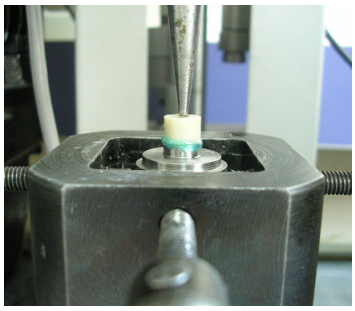
1. IPS Empress 2 kor örneklerin iç yüzeyi hidroflorik asit[Ə] ile 20 saniye pürüzlendirildi. Asiti nötralize etmek için daha sonra 20 saniye basınçlı su altında yıkandı ve kurulandı.

2. In-Ceram kor örneklerin iç yüzeyi asitin bir etkisi olmayacağı için sadece 50 µm'lik alüminyum oksit partikülleri ile 4 bar basınç altında 10 saniye kumlandı.

3. Tüm seramik örneklerin iç yüzeyine silan ajanı olan Monobons S fırça yardımıyla sürüldü ve 60 saniye beklendi.

4. Heliobond ince bir tabaka iç yüzeylere uygulandı.

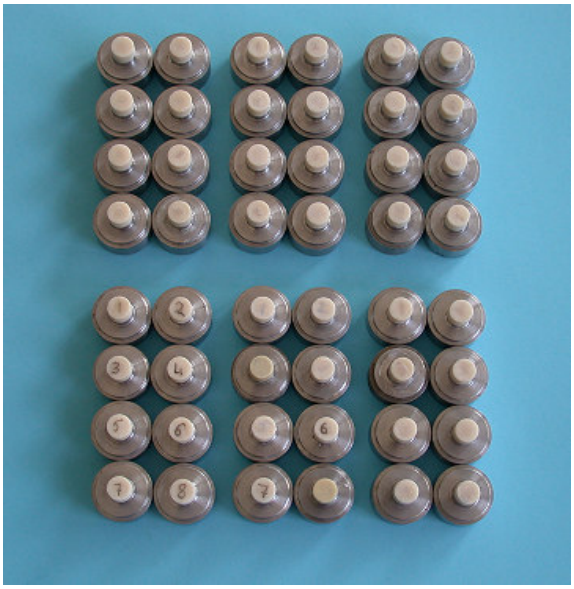
Variolink II Professional'in kronların simantasyonu için tavsiye edilen düşük viskositedeki katalizörü ve Variolink base eşit oranda sıkılarak plastik spatül ile 10 saniye karıştırıldı. Homojen karışım daha sonra spatül yardımıyla örneklerin iç kısmına, duvarlara iyice adapte edildi. Restorasyonlar metal day üzerine parmak basıncıyla dikkatlice yerleştirildi. Taşan siman bir fırça yardımıyla marjinden alındı. Daha sonra sabit basınç altında polimerizasyonlarını sağlamak için üniversal test makinasına[Ň] yerleştirildi ve 30 N'luk sabit yük uygulandı. Bu yük altında restorasyonun mesial, distal, bukkal ve lingual yüzeylerinden 40 saniye 600 mw\cm^2 ışık şiddetine sahip ışık cihazı[ȸ] uygulanarak polimerizasyon yapıldı. Oksijen ile teması kesmek için marjinal kenarlarına likit strip[III] sürüldü ve bu şekilde örnekler 30 N'luk yük altında 5 dakika bekletildi (Resim 3.15).



Resim 3.15. Sabit yük uygulanması

[Ə] *Ivoclar, Vivadent, Liechtenstein*
[Ň] *TSTM 02500, Elista Ltd. Şti., İstanbul, Türkiye*
[ȸ] *Hilux 200, US*
[III] *Ivoclar, Vivadent, Liechtenstein*

Daha sonra aparattan çıkarıldı, ince grenli elmas frezlerle[☻] marjindeki artık siman temizlendi ve bu bölgelerin porselen lastikleri ile polisajı yapıldı. Daha sonra simantasyonu tamamlanan tüm örnekler oda ısısında 24 saat distile suda bekletildi (Resim 3.16 ve 3.17).



Resim 3.16. Simante edilmiş IPS Empress 2 kor örnekler



Resim 3.17. Simante edilmiş In-Ceram kor örnekler

[☻] *Komet, Germany*

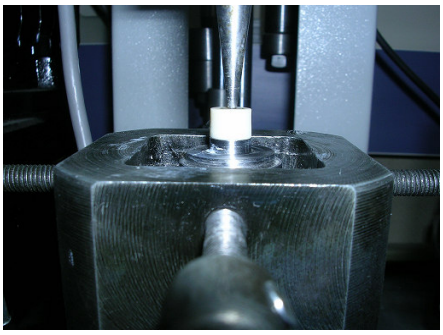
3.1.5. Baskı dayanıklılığı testi

Simantasyonları tamamlanan örneklerin kırılma dirençlerinin tespiti için baskı dayanıklılığı testi yapıldı. Bu test için Üniversal Test Cihazı (basma-koparma-çekme test cihazı) kullanıldı (Resim 3.18).

Metal day'lar test cihazına özel bir aparat ile sabitlendi. Seramik örneklerin orta noktası işaret kalemiyle belirlendi. Baskı kuvveti uygulaması için özel olarak hazırlatılan 2 mm kalınlığındaki uç örneklerin tam ortasına yerleştirilerek yükün örneğin uzun aksı boyunca uygulanması sağlandı (Resim 3.19). 0.5 mm/dk itme hızı ile bu noktadan örneklere kuvvet uygulandı. Seramik korların kırılma anındaki değerleri Newton cinsinden kaydedildi.



Resim 3.18. Basma testinde kullanılan Üniversal test cihazı



Resim 3.19. Örneğe basma kuvveti uygulanması

3.2. Marjinal Aralık Ölçümü

3.2.1. Marjinal aralığın ölçümünde kullanılacak dişlerin hazırlanması

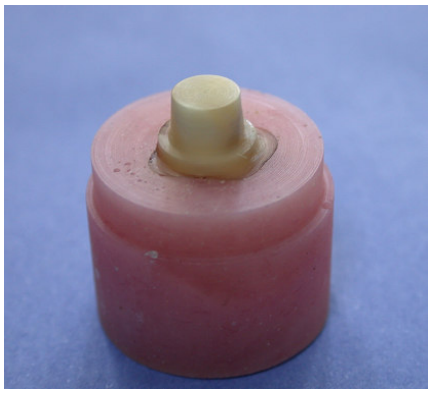
96 adet benzer form ve boyutta olmalarına dikkat edilen çekilmiş, çürüksüz ve çatlağı-kırığı olmayan insan maksiller molar dişler yüzeylerindeki artıklardan yumuşak doku kalıntılarından temizlendi. Kullanılıncaya kadar distile suda bekletildi. Her bir dişin mine sement sınırı işaret kalemiyle çizilerek belirlendi. Bu işaretli bölgenin 2 mm altından, kron kısımları açıkta kalacak şekilde kök kısımları silikon kalıp içine paralelometre ile merkezlenerek sabitlendi ve otopolimerizan akril tozu ve likidi* kökleri kaplayacak şekilde bu kalıp içinde karıştırılarak hamur haline getirildi ve polimerizasyonu beklendi. Polimerizasyondan sonra iki farklı tam seramik kor materyali için dişler önce 48'erli iki gruba ayrıldı. Birinci gruptaki dişler IPS Empress 2 yapımı için, diğer gruptakiler In-ceram yapımında kullanıldı. Bu iki grupdaki dişler daha sonra kendi aralarında her grupta 8 diş olacak şekilde 6 alt gruba ayrıldı.

Herbir diş, preparasyon yüksekliği 4 mm (Goodacre ve ark 2001) olacak şekilde tornada Tablo 3.2'de gösterilen basamak dizaynlarında (Shillinburg ve ark 1997, Wood ve ark 2006) ve taper açılarında kesildi. Chamfer ve shoulder basamakların redüksiyon kalınlığı 1,0 mm olarak hazırlanmıştır (Goodacre ve ark 2001, Wood ve ark 2006). Preparasyon sırasında basamakların mine-sement sınırının 1mm yukarısında bitirilmesine dikkat edilerek basamakların minede bitimi sağlandı.

---

* *Temdent Classic, Rosbach, Germany*

Kesim sırasında pulpa perforasyonu, basamak kısımlarında kırılma veya çatlama olan dişler veya basamağı işaretin altında kalan dişler elenerek yerine benzer form ve boyuttaki başka dişler konularak istenilen dizaynda kesimleri yapıldı. Ayrıca, dişlerin gömüldüğü otopolimerizan akril kaidenin çevresine, yapılacak korların standardizasyonunu sağlamak için kullanılacak kalıbın tam oturması için bir basamak işlendi (Resim 3.20).

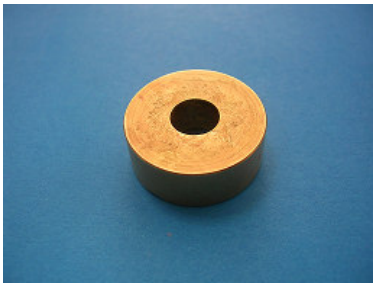


Resim 3.20. Tamamlanmış bir diş preparasyonunun görüntüsü

Bu şekilde herbir tam seramik sistemi için istenilen basamak dizaynı ve taper açılarında toplam 6 grup için 96 adet diş preparasyonu hazırlanmış oldu. Daha sonra hazırlanan dişlerin üzerine tam seramik kor sistemlerinin yapım aşamasına geçildi.

3.2.2. IPS Empress 2 kor örneklerin hazırlanması

Her gruptaki örneklerin standart boyutlarda hazırlanması için özel bir metal kalıp kullanılmıştır (Resim 3.21). Bu kalıp, akril kaidede oluşturulan basamağa sıkıca oturacak şekilde tornada hazırlandı. Kalıbın üst sınırı ile prepare edilen dişlerin oklüzal yüzeyi arasında 1mm lik boşluk olmasına dikkat edilerek örneklerin oklüzal kalınlıklarının 1mm olması sağlandı.

Resim 3.21. Pirinçten hazırlanan kalıp

Daha sonra prepare edilmiş her dişten polisiloksan ölçü maddesi[§] ile ölçü alındı (Resim 3.22) ve day oluşturmak için day materyali[σ] bu ölçülere dökülerek alçı day'lar elde edildi (Resim 3.23).



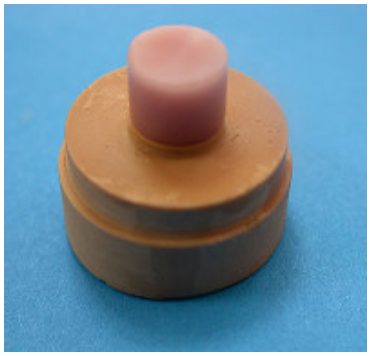

Resim 3.22. Preparasyondan alınan ölçü

Resim 3.23. Elde edilen day

Elde edilen day'ların üzerine marjinden 0,5 mm uzaklıkta olacak şekilde 2 kat day spacer uygulandı. Mum modelajların kolay çıkması için izolasyon maddesi day spacer üzerine ve kalıbın iç yüzeyine bir fırça yardımıyla sürüldükten sonra kalıp day üzerine yerleştirildi. Özel Empress mumu ısıtılarak kalıbın üst kısmındaki boşluktan döküldü ve mumun seviyesi kalıbın üst kısmı ile sıfırlandı. Mum soğumaya bırakıldı. Daha sonra zarar vermeden çıkarıldı. Bu şekilde mum modelajlar yapıldı (Resim 3.24).

[§] *Zetaplus, Zhermack, Rovigo, Italy*

[σ] *Glast Stone 2000, Die Stone, Germany*



Resim 3.24. Bitmiş mum modelaj

Diğer işlemler üretici firmanın önerdiği şekilde ve daha önce baskı dayanıklılığı testi için IPS Empress 2 kor örneklerinin yapım tekniğinde anlatıldığı gibi yapıldı. Tüm bu işlemlerden sonra örneklerin pasif olarak day'larına oturması için iç uyumlamaları elmas frezlerle yapıldı. Bütün kontrol ve düzeltmeler ile daylarla uyumlarından emin olunduktan sonra, seramik örnekler 15 dakika ultrasonic cleanerda tutularak üzerindeki artıklardan temizlendi ve dişler üzerine simante edilmek için hazır hale getirildi (Resim 3.25).



Resim 3.25. Bitmiş IPS Empress 2 kor örnek

3.2.3. In-Ceram kor örneklerin hazırlanması

In-Ceram yapımı için ayrılmış dişlerden silikon ölçü maddesi ile ayrı ayrı ölçüler alındı. Ölçülere sert alçı dökülerek alçı day'lar elde edildi. Day üzerine, basamaktan 0.5 mm yukarıda olacak şekilde iki kat day spacer fırça ile sürüldü. Day spacer'ın 20 dakika kuruması beklendikten sonra day'ların silikon ölçü maddesi ile ölçüsü alındı. Alınan ölçünün içine rahatlatıcı sprey sıkıldı. Bundan sonraki işlemler üretici firmanın direktifleri doğrultusunda daha önce bahsedildiği gibi yapıldı.

Tüm bu işlemlerden sonra kor yapıların iç kısmı 50 µm'lik alüminyum oksit partikülleri ile 4 bar basınç altında 10 saniye kumlandı. Kumlanan seramik örnekler 15 dakika ultrasonic cleanerda tutularak üzerindeki artıklardan temizlendi ve dişler üzerine simante edilmek için hazır hale getirildi (Resim 3.26).



Resim 3.26. Bitmiş In-Ceram kor örnek

3.2.4. Seramik örneklerin simantasyonu

Seramik örneklerin simantasyonunda Variolink II Professional dual-cure rezin siman kullanılmıştır. Uygulanan işlemler üretici firmanın talimatına göre yapılmıştır. Bu amaçla dişlerde ve seramik kor örneklerin iç kısımlarında yüzey hazırlıkları yapılmıştır.

3.2.4.1. Simantasyon için diş yüzeyinde yapılan hazırlıklar

1. Diş yüzeyine % 37 lik fosforik asit[**] fırça ile sürüldü ve 15 saniye bekletildi. Daha sonra basınçlı su ile 15 saniye yıkanarak asit yüzeyden temizlendi ve basınçlı hava ile kurutuldu.

2. Kuru diş yüzeyine bir fırça ile Syntac Primer sürüldü 15 saniye bekletildi ve kurutuldu.

3. Syntac adeziv fırça ile sürüldü 10 saniye bekletildi ve kurutuldu.

4. Diş yüzeyine Heliobond sürüldü fazlalıkları hava ile uzaklaştırıldı.

3.2.4.2. Seramik iç yüzeylerinde yapılan hazırlıklar

1. IPS Empress 2 kor örneklerin iç yüzeyi hidroflorik asit ile 20 saniye pürüzlendirildi. Asiti nötralize etmek için daha sonra 20 saniye basınçlı su altında yıkandı ve kurulandı.

2. In-Ceram kor örneklerin iç yüzeyi asitin bir etkisi olmayacağı için sadece 50 µm'lik alüminyum oksit partikülleri ile 4 bar basınç altında 10 saniye kumlandı.

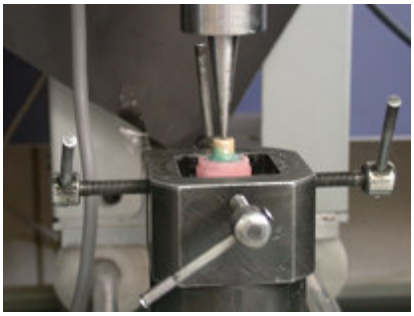
3. Tüm seramik örneklerin iç yüzeyine silan ajanı olan Monobons S fırça yardımıyla sürüldü ve 60 saniye beklendi.

4. Heliobond ince bir tabaka iç yüzeylere uygulandı.

Variolink II Professional'in kronların simantasyonu için tavsiye edilen düşük viskositedeki katalizörü (transparant), Variolink base (brown) ile eşit oranda sıkılarak plastik spatül ile 10 saniye karıştırıldı. Marjinal aralıkların daha iyi görülebilmesi için en koyu base seçilmiştir. Homojen karışım spatül yardımıyla örneklere yerleştirildi. Restorasyonlar prepare diş yüzeyine parmak basıncıyla yerleştirildi. Taşan siman bir fırça yardımıyla marjinden alındı. Sabit basınç altında polimerizasyonlarını sağlamak için üniversal test makinasına yerleştirildi ve 30 N'luk sabit yük uygulandı. Bu yük altında restorasyonun mesial, distal, bukkal ve lingual yüzeylerinden 40 saniye ışık cihazı uygulanarak polimerizasyon sağlandı.

[**] *Ivoclar, Vivadent, Liechtenstein*

Oksijen ile teması kesmek için marjinal kenarlarına likit strip sürüldü ve bu şekilde örnekler 30 N'luk yük altında 5 dakika bekletildi (Resim 3.27). Daha sonra aparattan çıkarıldı, ince grenli elmas frezlerle marjinlere zarar verilmeden dikkatli bir şekilde artık siman temizlendi. Bu bölgelerin porselen lastikleri[ж] ile polisajı yapıldı ve distile su içine konuldu.



Resim 3.27. Sabit yük uygulanması

Tüm örneklerin simantasyon işlemi tamamlandıktan sonra polimerizasyonun tam olması için distile suda oda sıcaklığında 24 saat bekletildi. Ardından termosiklus uygulamasına geçildi. Örnekler termosiklus cihazına[ђ] bağlandı. 5\55 ºC (±2 °C)'de 6.000 termosiklus uygulaması yapıldı. Örneklerin kazanlarda bekleme süresi 30 saniye, bir banyodan diğerine geçiş süresi 2 saniye'dir. Termosiklus uygulamasından sonra marjinal aralık ölçümüne geçildi (Resim 3.28).



Resim 3.28. Termal siklus yapılmış In-Ceram ve IPS Empress 2 kor örnekler

[ж] *Edenta AG, Dental Produkte St., St.Gallen, Switzerland*
[ђ] *NOVA, Konya, Türkiye*

3.2.5. Marjinal aralık ölçümü

Marjinal aralık ölçümü, herbir örneğin tüm marjin çevresinde birbirine eşit uzaklıktaki 60 noktadan yapılmıştır. Marjinal aralığın ölçümü için analiz sistemi, bir mikroskop[■], bir kamera[₪], bilgisayar ve özel bir softwareden[◙] oluşmaktadır. Eşit uzaklığı sağlayabilmek, tüm örneklerde standart bir ölçüm yapabilmek ve yuvarlak olan örneklerin mikroskop üzerinde stabilizasyonunu sağlayabilmek için S.Ü. Mühendislik Mimarlık Fakültesi torna-tesviye bölümünde özel bir aparat yaptırılmıştır. Bu aparatın ucuna vida ile sabitlenen örneklerin mikroskop ile marjinal aralık ölçümleri yapılmıştır (Resim 3.29).

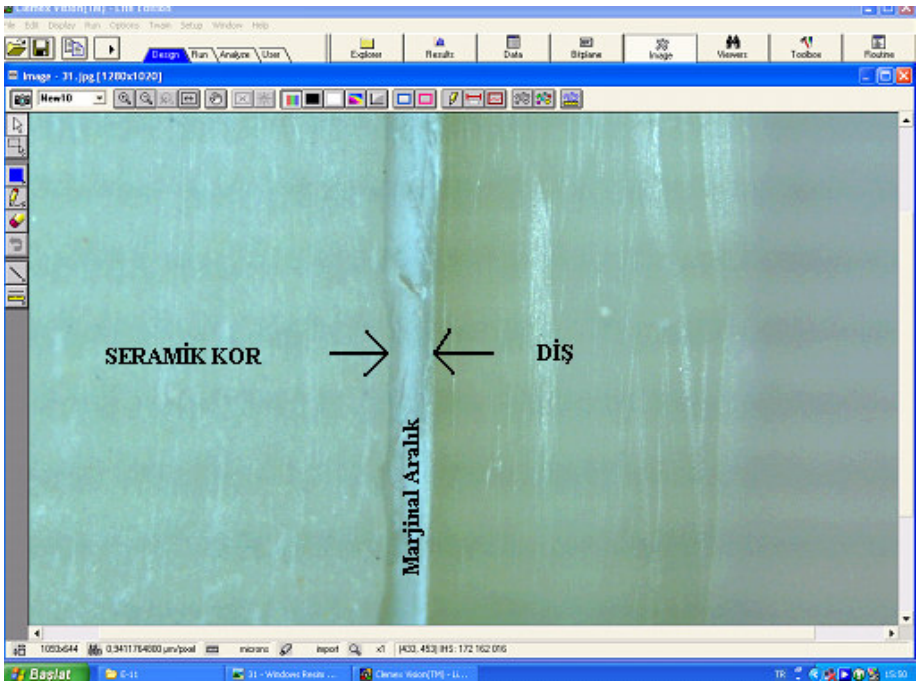


Resim 3.29. Özel aparat ve marjinal aralık ölçümünde kullanılan analiz sistemi

Örneklerin üstten aydınlatması led ışığı[x] ile sağlanmıştır. Aparata sabitlenen örneğin odaklama mesafesi belirlendikten ve mikroskopta net görüntü elde edildikten sonra aparatın pozisyonu bozulmadan, hep aynı konumdayken ve bütün örneklerin görüntüsü hep aynı büyütmede elde edildi (× 40).

■ *Nikon E 400 Eclipse, Japan*
₪ *Clemex Firewire Camera,Canada*
◙ *Clemex Vision Lite, Canada*
x *Osaka LED, JCDR, Japan*

Bu görüntülerin kopyası mikroskoba bağlı kamera yardımıyla bilgisayar ekranına aktarıldı ve kaydedildi (Resim 3.30). Görüntüleme sırasında, daha sonra aralık ölçümünde önemli olacağı için örneklerin marjinal aralık görüntülerinin ekranda ortalanmasına ve devamlı bu şekilde fotoğraflarının çekilmesine dikkat edildi. Her grup için, kameranın bağlı olduğu bilgisayarda bir dosya açıldı ve grup içindeki örneklerin fotoğrafları bu dosyaların içine kaydedildi.



Resim 3.30. Marjinal aralığın mikroskobik görüntüsü

Marjinal aralığın kamera ile elde edilen görüntüsü özel bir software programı ile ölçüldü. Bu amaç için her örnekten 60 adet fotoğraf çekildi. Bu fotoğraflarda ölçüm bölgesi olarak fotoğrafların orta noktası seçildi. Bu noktanın seçilmesinin sebebi; yuvarlak olan örneklerin ekranda ortalanan görüntülerinde mikroskobun odaklandığı örneğin sadece en tepe noktasının magnifikasyona uğramamış olmasındandır. Ekranın ortasındaki görüntü örneğin mikroskopla görünen en tepe noktası olmuş oldu. Bu yüzden ölçümler daima orta noktadan yapıldı. Değerler mikron cinsinden belirlendi. Tüm ölçümler yapıldıktan ve kaydedildikten

sonra bir örnekten elde edilen 60 ölçümün ortalaması alınarak bir örneğe ait marjinal aralık ölçüm değeri elde edildi.

3.3. İstatistik Değerlendirme

Marjinal aralık ve baskı dayanıklılığı testlerinden elde edilen değerler için, farklı seramik materyalleri, marjinal dizayn şekilleri ve taper açılarının etkisini değerlendirmede 3 yönlü varyans analizi yapılmıştır. Seramik-marjinal dizayn, seramik-taper açıları, seramik-marjinal dizayn-taper açıları arasındaki etkileşimleri incelemek için varyansların normal ve homojen dağılmamasından dolayı nonparametrik bir test olan Kruskal-Wallis ve Mann-Whitney U analizleri uygulanmış ve gruplar arasındaki farklılıklar incelenmiştir.

İstatistiksel analizler SPSS 11.0 bilgisayar programında ve Microsoft Office Excel 2003 programı kullanılarak yapılmıştır.

4.BULGULAR

4.1.Baskı Dayanıklılığı Testi Bulguları

IPS Empress 2 ve In-Ceram kor örneklerin iki farklı marjinal dizayn ve üç farklı taper açısındaki baskı dayanıklılığı testi sonuçları Tablo 4.1 ve Tablo 4.2'de gösterilmiştir.

Tablo 4.1. IPS Empress 2 kor grubuna ait baskı dayanıklılığı testi sonuçları

Örnek no	6º Shoulder	6º Chamfer	12º Shoulder	12º Chamfer	20º Shoulder	20º Chamfer
1	1877.34	1583.11	2264.74	1760.40	2588.76	2344.30
2	1640.2	2094.53	2450.86	2618.14	2495.37	2435.98
3	2321.15	1794.54	2897.68	2055.39	1828.68	2090.29
4	2547.67	1734.60	2490.39	2698.7	2093.33	1940.61
5	2415.2	2190.57	2989.75	1926.10	2046.58	2309.18
6	2275.3	2227.90	2905.08	2377.65	2145.6	1868.41
7	2336.15	2158.91	2598.82	2291.62	2493.33	2273.04
8	2445.4	2056.47	2376.58	2709.88	2175.8	2385.4

**Değerler N cinsinden verilmiştir*

Tablo 4.2. In-Ceram kor grubuna ait baskı dayanıklılığı testi sonuçları

Örnek no	6º Shoulder	6º Chamfer	12º Shoulder	12º Chamfer	20º Shoulder	20º Chamfer
1	3121.54	2970.25	3185.90	3875.34	3641.58	2235.80
2	3900.27	3475.92	2916.61	3325.69	3544.65	2911.5
3	3905.53	3395.15	3985.05	2954.97	2910.23	2152.02
4	3565.27	2753.73	4040.84	4270.74	3085.44	2696.37
5	3743.71	3653.4	4426.66	3840.14	3455.78	2735.10
6	3684.9	3010.4	3820.80	4147.77	3860.49	2305.64
7	3854.8	3758.4	4146.36	3319.94	3988.63	2772.18
8	3808.25	3299.9	3929.45	3344.17	3241.35	3035.45

**Değerler N cinsinden verilmiştir*

Elde edilen veriler üç yönlü varyans istatistik analizi ile değerlendirilmiştir. Tablo 4.3'de varyans analizi sonuçları verilmiştir. Analiz sonucunda seramikler, marjinal dizayn ve taper açılarının kendi aralarındaki ve seramik-marjin, seramik-taper, seramik-marjin-taper arasındaki etkileşim istatistik olarak önemli bulunmuştur ($p<0.05$).

Tablo 4.3. Baskı dayanıklılığı testinin üç yönlü varyans analizi sonuçları

Varyasyon Kaynağı	Sd	KT	KO	F	P
Seramik	1	31945699.20	31945699.20	276.516	.000
Marjin	1	2766979.36	2766979.36	23.950	.000
Taper	2	3524469.73	1762234.86	15.254	.000
Seramik-marjin	1	474620.62	474620.62	4.108	.046
Seramik-taper	2	1435718.53	717859.26	6.214	.003
Marjin-taper	2	160564.58	80282.29	.695	.502
Seramik-marjin-taper	2	1004147.25	502073.62	4.346	.016

KT: Kareler Toplamı KO: Kareler Ortalaması Sd: Serbestlik Derecesi

Yapılan üç yönlü varyans analizi sonucunda seramik korların baskı dayanıklılık değerlerine göre IPS Empress 2 ve In-Ceram korlar arasındaki fark istatistik olarak anlamlıdır ($p<0.05$). İki seramik sisteminin dayanıklılık değerlerinin ortalamalarına bakıldığında In-Ceram kor grubuna ait örneklerin kırılma dayanımının (3416,75 N ± 545,81), IPS Empress 2 kor grubuna ait örneklere göre (2263,03 N ± 328,40) yüksek olduğu gözlenmiştir ($p<0.05$).

Üç yönlü varyans analizi sonucunda baskı dayanıklılık değerlerine göre iki farklı marjinal dizayn arasındaki fark istatistik olarak anlamlıdır ($p<0.05$). İki marjinal dizaynın dayanıklılık değerlerinin ortalamalarına bakıldığında shoulder marjinal dizaynın kırılma dayanımının (3009,66 N ± 748,19), chamfer marjinal dizayna göre (2670,11 N ± 683,22) daha yüksek olduğu gözlenmektedir ($p<0.05$).

Üç yönlü varyans analizi sonucunda baskı dayanıklılık değerlerine göre üç farklı taper açısı arasındaki fark istatistik olarak anlamlıdır ($p<0.05$). Taper açılarının en az iki grubu arasındaki farklılığın kaynağını bulmak için Tukey HSD testi yapılmıştır. Tukey HSD testi

sonucunda 12° taper açısına sahip örneklerin baskı dayanımı (3091,94 N ± 760,05), 6° (2800,01 N ± 777,68) ve 20° (2627,71 N ± 591,21) taper açısına sahip örneklerin baskı dayanımından istatistik olarak farklıdır ($p<0.05$). 6° ve 20° taper açıları arasında anlamlı bir fark bulunamamıştır ($p>0.05$).

Seramik korlar ile iki farklı marjinal dizayn arasındaki baskı dayanıklılığı açısından etkileşimin istatistik olarak önemli olup olmadığı incelendiğinde etkileşimin varolduğu tespit edilmiştir ($p<0.05$). Gruplar arasında fark olup olmadığını tespit etmek için verilerin homojen dağılmamasından dolayı non parametrik test olan Kruskall-Wallis testi uygulanmıştır. Bu testin sonucunda seramik kor materyalleri ile marjinal dizaynlar arasında baskı dayanıklılığı açısından fark istatistik olarak önemli bulunmuştur ($p<0.05$). İstatistik farkın önemli bulunmasından sonra gruplar arasındaki farkın kaynağını tespit etmek için Mann-Whitney U testi yapılmıştır. Bu testin sonucunda IPS Empress 2 kor grubu ve In-Ceram kor grubu ile marjinal dizaynlar arasında baskı dayanıklılığı açısından fark istatistik olarak önemli bulunmuştur ($p<0.05$).

IPS Empress 2 ve In-Ceram kor gruplarını destekleyen marjinal dizaynlara göre dayanıklılık değerlerinin ortalamalarına bakıldığında en dayanıklı grup shoulder marjinal dizayn uygulanan In-Ceram kor örnekleridir. En zayıf grup ise chamfer marjinal dizayn uygulanan IPS Empress 2 kor örnekleridir (Tablo 4.4).

Tablo 4.4. Seramik korların iki farklı marjinal dizayndaki baskı dayanıklılık değerleri

		IPS Empress 2		**In-Ceram**	
Marjinal Dizayn	**N**	**Ortalama**	**SS**	**Ortalama**	**SS**
Shoulder	48	2362.49	329.70	3656.83	401.42
Chamfer	48	2163.57	301.73	3176.66	572.14

**Değerler N cinsinden verilmiştir*

Seramik korlar ile üç farklı taper açısı arasındaki baskı dayanıklılığı açısından etkileşimin istatistik olarak önemli olduğu tespit edilmiştir ($p<0.05$). Gruplar arasında fark olup olmadığını tespit etmek için verilerin homojen dağılmamasından dolayı non parametrik test olan Kruskall-Wallis testi uygulanmıştır. Bu testin sonucunda IPS Empress 2 kor ve In-Ceram kor grubu ile taper açıları arasında baskı dayanıklılığı açısından fark istatistik olarak önemli bulunmuştur ($p<0.05$). İstatistik farkın önemli bulunmasından sonra gruplar arasındaki farkın kaynağını tespit etmek için Mann-Whitney U testi yapılmıştır.

IPS Empress 2 kor örneklerinde 6° ile 12° taper açıları ($p<0.05$) ve 12° ile 20° taper açıları arasındaki fark istatistik olarak önemli bulunurken ($p<0.05$), 6° ile 20° taper açıları arasındaki fark önemli bulunmamıştır ($p>0.05$). In-Ceram kor örnekleri için 6° ile 12° taper açıları arasındaki fark istatistik olarak önemli bulunmazken ($p>0.05$), 6° ile 20° taper açıları ($p<0.05$) ve 12° ile 20° taper açıları arasındaki fark istatistik olarak önemlidir ($p<0.05$) (Tablo 4.5).

Tablo 4.5. IPS Empress 2 ve In-Ceram kor örneklerin baskı dayanıklılık değerlerinin taper açılarına göre Mann-Whitney U testi sonuçları

Taper Açısı	IPS Empress 2	In-Ceram
6º-12º	p=0.005*	p=0.09
6º-20º	p=0.36	p=0.016*
12º-20º	p=0.038*	p=0.002*

Seramik kor, marjinal dizayn ve taper açıları arasında baskı dayanıklılığı açısından etkileşimin istatistik olarak önemli olduğu tespit edilmiştir ($p<0.05$). Gruplar arasında fark olup olmadığını belirlemek için Kruskal-Wallis testi uygulanmıştır. IPS Empress 2 kor örneklerin shoulder basamak dizaynında 6°, 12°, 20° taper açıları arasındaki fark istatistik

olarak anlamlı bulunurken (p<0.05), chamfer basamak dizaynı için aynı taper açılarındaki fark istatistik olarak anlamlı bulunmamıştır (p>0.05) (Tablo 4.6).

Tablo 4.6. IPS Empress 2 kor örneklerin marjinal dizayn ve taper açısı ile etkileşimi sonucu baskı dayanıklılık testi sonuçları (N=48)

	Taper Açısı						
	6 º		**12 º**		**20 º**		
Marjinal Dizayn	**Ortalama**	**SS**	**Ortalama**	**SS**	**Ortalama**	**SS**	**P**
Shoulder	2232.301	310.62	2621.73	274.22	2233.43	265.06	0.043
Chamfer	1980.07	241.69	2304.73	363.49	2205.90	212.84	0.110

**Değerler N cinsinden verilmiştir*

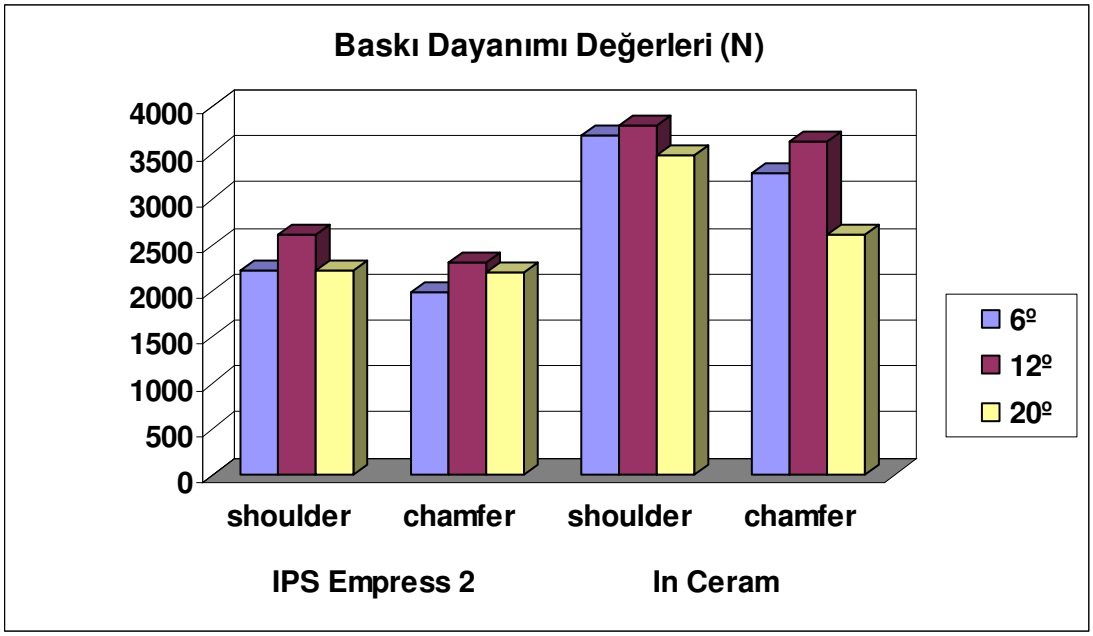
In-Ceram kor örnekleri için shoulder basamak dizaynında 6°, 12°, 20° taper açıları arasındaki fark istatistik olarak anlamlı bulunmazken (p>0.05) chamfer basamak dizaynı için aynı taper açılarındaki fark istatistik olarak anlamlı bulunmuştur (p< 0.05) (Tablo 4.7).

Tablo 4.7. In-Ceram kor örneklerin marjinal dizayn ve taper açısı ile etkileşimi sonucu baskı dayanıklılık testi sonuçları (N=48)

	Taper Açısı						
	6 º		**12 º**		**20 º**		
Marjinal Dizayn	**Ortalama**	**SS**	**Ortalama**	**SS**	**Ortalama**	**SS**	**P**
Shoulder	3698.03	259.91	3806.45	504.16	3466.01	372.26	0.131
Chamfer	3289.64	351.56	3634.84	464.28	2605.50	330.27	0.001

**Değerler N cinsinden verilmiştir*

Grafik 4.1'de IPS Empress 2 ve In-Ceram kor örneklerin shoulder ve chamfer marjinal dizayn ve 6°, 12°, 20° taper açılarındaki baskı dayanımı ortalama değerlerinin özeti gösterilmektedir.



Grafik 4.1. Baskı dayanımı değerlerinin özeti

4.2. Marjinal Aralık Testi Bulguları

IPS Empress 2 ve In-Ceram kor örneklerin iki farklı marjinal dizayn ve üç farklı taper açısındaki marjinal aralık ölçümünden elde edilen değerlerinin ortalama ve standart sapmaları Tablo 4.8 ve Tablo 4.9'de gösterilmiştir.

Tablo 4.8. IPS Empress 2 kor grubuna ait marjinal aralık ölçümlerinin ortalama ve standart sapmaları

Örnek no	6º shoulder	SS	6º chamfer	SS	12º shoulder	SS	12º chamfer	SS	20º shoulder	SS	20º chamfer	SS
1	61,59	19,2	73,10	13,10	64,84	16,09	80,42	18,29	68,56	17,28	88,98	17,64
2	57,52	17,58	75,46	17,50	74,04	13,79	66,50	15,51	78,30	22,10	97,25	12,36
3	66,16	17,3	93,39	15,71	82,68	11,93	81,19	22,56	75,91	15,79	80,24	12,41
4	59,75	16,91	84,12	18,79	80,70	16,77	74,20	20,19	95,12	18,50	95,21	13,56
5	57,89	16,75	88,89	15,21	67,93	15,38	84,66	14,67	75,6	14,6	86,47	18,12
6	66,50	14,21	86,80	17,48	74,04	17,10	89,82	18,15	70,56	17,73	95,78	16,89
7	64,11	20,26	87,82	13,62	77,25	22,13	86,89	12,16	87,76	18,85	90,15	11,02
8	64,08	16,01	94,68	12,53	80,93	18,87	84,44	16,05	85,4	20,86	79,67	15,89

**Değerler µm cinsinden verilmiştir*

Tablo 4.9. In-Ceram kor grubuna ait marjinal aralık ölçümlerinin ortalama ve standart sapmaları

Örnek no	6° shoulder	SS	6° chamfer	SS	12° shoulder	SS	12° chamfer	SS	20° shoulder	SS	20° chamfer	SS
1	75,66	10,55	54,02	17,06	87,06	16,23	57,45	9,84	80,09	18,29	74,33	14,82
2	68,56	10,67	51,65	13,80	65,15	13,90	57,11	16,97	75,67	13,80	67,16	10,52
3	47,63	13,63	54,65	15,76	72,99	15,16	64,33	14,09	76,05	17,54	83,35	12,43
4	65,63	17,69	59,20	17,67	62,71	13,57	66,34	16,78	72,88	13,68	84,07	15,90
5	63,08	12,90	45,90	13,98	80,08	16,05	67,77	15,26	76,58	12,69	85,86	14,63
6	52,33	11,30	43,14	7,56	80,44	15,85	76,19	17,67	78,14	13,75	94,29	13,77
7	50,32	9,43	53,01	15,93	75,72	11,71	71,60	18,08	75,20	10,99	74,77	10,18
8	56,13	17,18	51,16	12,47	68,58	10,34	60,15	16,12	73,11	12,21	87,24	13,86

**Değerler µm cinsinden verilmiştir*

Marjinal aralık ölçümünden elde edilen veriler üç yönlü varyans istatistik analizi ile değerlendirilmiştir. Tablo 4.10'da varyans analizi sonuçları verilmiştir. Analiz sonucunda seramikler, marjinal dizayn ve taper açılarının kendi aralarında ($p<0.05$) ve seramik-marjin, seramik-taper, marjin-taper ve seramik-marjin-taper arasındaki etkileşim istatistik olarak önemli bulunmuştur ($p<0.05$).

Tablo 4.10. Marjinal aralık ölçümünün üç yönlü varyans analizi sonuçları

Varyasyon kaynağı	**Sd**	**KT**	**KO**	**F**	**P**
Seramik	1	2803.89	2803.89	54.431	.000
Marjin	1	476.418	476.41	9.24	.003
Taper	2	4496.40	2248.20	43.643	.000
Seramik-marjin	1	1699.83	1699.83	32.998	.000
Seramik-taper	2	671.23	335.61	6.515	.002
Marjin-taper	2	444.38	222.19	4.313	.016
Seramik-marjin-taper	2	770.59	385.29	7.480	.001

Üç yönlü varyans analizi ile iki seramik korun marjinal aralık değerleri arasındaki fark istatistik olarak anlamlı bulunmuştur ($p<0.05$). Seramik kor örneklerin marjinal aralık ölçüm değerlerinin ortalamalarına bakıldığında In-Ceram kor grubuna ait örneklerin marjinal aralığı (68,01 µm ± 12,39) IPS Empress 2 kor grubuna ait örneklere (78,81 µm ± 10,98) göre daha az bulunmuştur ($p<0.05$).

Üç yönlü varyans analizi sonucunda iki marjinal dizaynın marjinal aralık değerlerine göre farkı istatistik olarak anlamlı bulunmuştur ($p<0.05$). İki farklı marjinal dizaynın marjinal aralık ölçüm değerlerinin ortalamalarına bakıldığında shoulder marjinal dizaynın marjinal aralığının (71,18 µm ± 10,08) chamfer marjinal dizaynına (75,64 µm ± 14,89) göre daha az olduğu bulunmuştur ($p<0.05$).

Üç yönlü varyans analizi sonucunda marjinal aralık değerlerine göre üç farklı taper açısı arasındaki fark istatistik olarak anlamlıdır ($p<0.05$). Taper açılarının en az iki grubu arasındaki farklılığın kaynağını tespit etmek için Tukey HSD testi yapılmıştır. Tukey HSD testi sonucuna göre 6°, 12° ve 20° taper açıları arasındaki istatistik değerlendirme anlamlı bulunmuştur ($p<0.05$). Üç farklı taper açısının marjinal aralık ölçüm değerlerinin ortalamalarına bakıldığında en az marjinal aralık değeri 6° taper açısına (64,81 µm ± 14,42) aittir. Bunu 12° taper açısı takip etmiş (73,88 µm ± 9,03) en fazla marjinal aralık değeri ise 20° taper açısında (81,55 µm ± 8,45) bulunmuştur.

Seramik korlar ile marjinal dizaynlar arasında marjinal aralık değerleri açısından etkileşimin istatistik olarak önemli olup olmadığı incelendiğinde etkileşimin varolduğu tespit edilmiştir ($p<0.05$). Gruplar arasında fark olup olmadığını tespit etmek için verilerin homojen dağılmamasından dolayı non parametrik test olan Kruskall-Wallis testi uygulanmıştır. Bu testin sonucunda IPS Empress 2 kor ve In-Ceram kor grubu ile marjinal dizaynlar arasında marjinal aralık açısından fark istatistik olarak önemli bulunmuştur ($p<0.05$). Gruplar arasındaki farkın kaynağını tespit etmek için Mann-Whitney U testi yapılmıştır. Bu testin sonucunda IPS Empress 2 kor grubuna ait örnekler ile marjinal dizaynlar arasındaki fark istatistik olarak önemli bulunurken ($p<0.05$), In-Ceram kor grubuna ait örnekler ile marjinal dizaynlar arasındaki fark istatistik olarak önemli bulunmamıştır ($p>0.05$).

IPS Empress 2 ve In-Ceram kor grupları arasında marjinal dizayn açısından en az marjinal aralığa sahip grup chamfer marjinal dizayn tarafından desteklenen In-Ceram kor örnekler iken ($p>0.05$) en fazla marjinal aralığa sahip grup ise chamfer marjinal dizayn tarafından desteklenen IPS Empress 2 kor örneklerdir ($p<0.05$) (Tablo 4.11).

Tablo 4.11. Seramik korların iki farklı marjinal dizayndaki marjinal aralık değerleri

		IPS Empress 2		In-Ceram	
Marjinal Dizayn	**N**	**Ortalama**	**SS**	**Ortalama**	**SS**
Shoulder	48	72.38	9.93	69.99	10.30
Chamfer	48	85.25	7.82	66.03	14.12

**Değerler µm cinsinden verilmiştir*

Seramik korlar ile taper açıları arasında marjinal aralık açısından etkileşimin istatistik olarak önemli olduğu tespit edilmiştir ($p<0.05$). Gruplar arasında fark olup olmadığını tespit etmek için verilerin homojen dağılmamasından dolayı non parametrik test olan Kruskall-Wallis testi uygulanmıştır. Bu testin sonucunda IPS Empress 2 kor ve In-Ceram kor grubu ile taper açıları arasında marjinal aralık açısından fark istatistik olarak önemli bulunmuştur ($p<0.05$). Gruplar arasındaki farkın kaynağını tespit etmek için Mann-Whitney U testi yapılmıştır.

Bu analiz sonucunda IPS Empress 2 kor örneklerinde 6° ile 12° ve 12° ile 20° taper açıları arasındaki fark anlamlı bulunmazken ($p>0.05$), 6° ile 20° taper açıları arasında ki fark önemli bulunmuştur ($p<0.05$). In-Ceram kor örnekleri için 6° ile 12°, 6° ile 20° ve 12° ile 20° taper açıları arasındaki fark istatistik olarak önemli bulunmuştur ($p<0.05$) (Tablo 4.12).

Tablo 4.12. IPS Empress 2 ve In-Ceram kor örneklerin taper açılarına göre Mann-Whitney U testi sonuçları

Taper Açısı	**IPS Empress 2**	**In-Ceram**
6 º-12º	p=0.287	p=0.000*
6 º-20 º	p=0.015*	p=0.000*
12 º-20 º	p=0.067	p=0.005*

Seramik kor, marjinal dizayn ve taper açıları arasındaki marjinal aralık açısından etkileşim istatistik olarak önemli bulunmuştur ($p<0.05$). Gruplar arasında fark olup olmadığını belirlemek için Kruskal-Wallis testi uygulanmıştır. IPS Empress 2 kor örneklerin shoulder marjinal dizaynında 6°, 12°, 20° taper açıları arasında istatistik fark anlamlı bulunurken ($p<0.05$), chamfer basamak dizaynı için aynı taper açılarındaki fark istatistik olarak anlamlı bulunmamıştır ($p>0.05$). IPS Empress 2 kor örnekleri marjinal aralık ölçüm ortalamalarına göre en az marjinal aralık 6° taper'a sahip shoulder marjinal dizaynında gözlenirken, en fazla marjinal aralık 20° taper'a sahip chamfer marjinal dizaynında gözlenmiştir (Tablo 4.13).

Tablo 4.13. IPS Empress 2 kor örneklerin marjinal dizayn ve taper açısı ile etkileşimi sonucu marjinal aralık sonuçları (N=48)

	Taper Açısı						
	6 º		**12 º**		**20 º**		
Marjinal Dizayn	**Ortalama**	**SS**	**Ortalama**	**SS**	**Ortalama**	**SS**	**P**
Shoulder	62.20	3.54	75.30	6.39	79.65	9.07	0.001
Chamfer	85.53	7.76	81.01	7.50	89.21	6.80	0.141

**Değerler µm cinsinden verilmiştir*

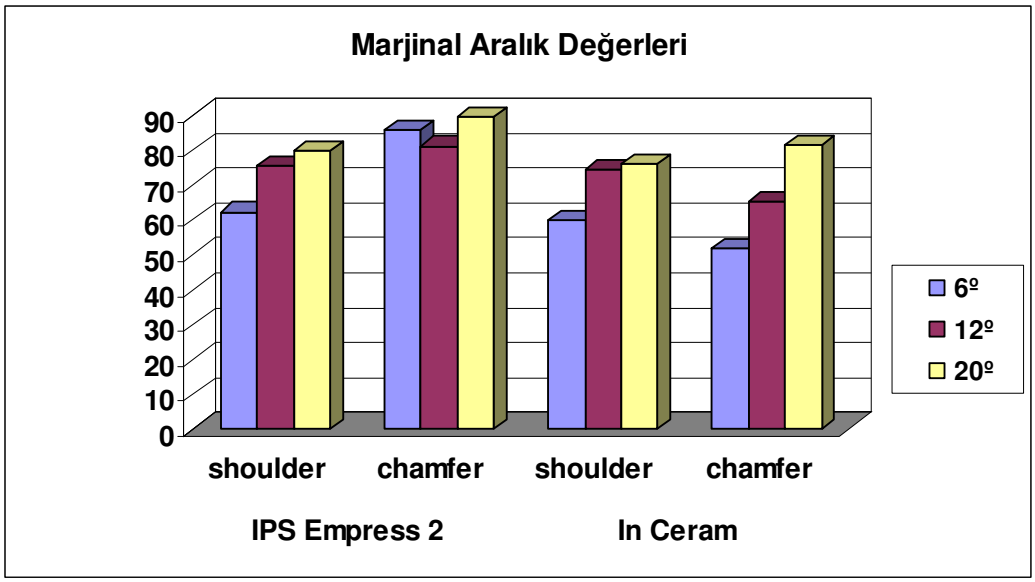
In-Ceram kor örneklerin shoulder ve chamfer marjinal dizaynlarında 6°, 12°, 20° taper açıları arasındaki fark istatistik olarak anlamlı bulunmuştur ($p<0.05$). Marjinal aralık ölçüm ortalamalarına göre en küçük marjinal aralık 6° taper açısına sahip chamfer marjinal dizaynında bulunurken, en yüksek marjinal aralık 20° taper açısına sahip chamfer marjinal dizaynında bulunmuştur (Tablo 4.14).

Tablo 4.14. In-Ceram kor örneklerin marjinal dizayn ve taper açısı ile etkileşimi sonucu marjinal aralık sonuçları (N=48)

	Taper Açısı						
	6 º		12 º		20 º		
Marjinal Dizayn	**Ortalama**	**SS**	**Ortalama**	**SS**	**Ortalama**	**SS**	**P**
Shoulder	59.91	9.85	74.09	8.35	75.96	9.85	0.006
Chamfer	51.59	5.05	65.11	6.77	81.38	8.68	0.000

**Değerler µm cinsinden verilmiştir*

Grafik 4.2'de IPS Empress 2 ve In-Ceram kor örneklerin shoulder ve chamfer marjinal dizayn ve 6°, 12° ve 20° taper açılarındaki marjinal aralık ortalama değerlerinin özeti gösterilmektedir.



Grafik 4.2. Marjinal aralık değerlerinin özeti (µm)

5. TARTIŞMA ve SONUÇ

Kron yapımı ile çeşitli nedenlerle kaybolan diş dokusu restore edilerek dişin fonksiyonu yeniden sağlanırken, zarar gören koronal kısmın konturları ve morfolojisi yeniden elde edilir. Bu sayede dental arkın bütünlüğü devam ettirilmekte ve hastanın estetik görüntüsü düzeltilebilmektedir.

Dental seramikler, doğal dentisyonun görünüşünü en iyi şekilde taklit edebilecek optimum estetik özelliklere sahip materyaller olarak değerlendirilirler (Borges ve ark 2003, Webber ve ark 2003, Nagai ve ark 2005). Dental materyal olarak porselenin korozyona, aşınmaya ve asitlere direncinin birçok materyale göre daha üstün olması (Hondrum 1992, Şenyılmaz ve ark 2004), yüksek baskı dayanıklılığı, diş yapısına benzer ısısal genleşme katsayısına sahip olması ve biyouyumluluğu araştırmaların bu materyal üzerinde yoğunlaşmasına neden olmuştur (Borges ve ark 2003, Pagniano ve ark 2005). Bu materyallerin değerlendirilmesinde estetik, mekanik performans, ekonomik uygunluk ve kullanım kolaylığı gibi faktörler önemlidir. Ne yazık ki, bir gereksinim için ideal olan materyal diğer kriterlerde nadiren başarılı olabilmektedir. Örneğin yüksek dayanıklılık performansına sahip bir materyal genellikle doğal dişlerin renk ve translüsensi karakterinden yoksundur (Quinn ve ark. 2003).

Metal destekli seramik restorasyonlar klinik dayanıklılıkları ve estetik özelliklerinden dolayı son 40 yıldır sabit prostodontide oldukça popüler olmuşlardır (Rammelsberg ve ark 2000). Metal destekli seramik kronların dayanıklılık, uzun dönem kullanılabilirlik ve geliştirilmiş estetik sonuçları pekçok kişiyi cesaretlendirmesine rağmen, metal alt yapı doğal estetiğe izin vermeyecek bir başarısızlık gösterir (Paul ve Pietrobon 1998). Metal destekli seramiklerin metal alt yapıdan dolayı gingival marjinde gri görünüme neden olduğu bilinir (Blatz 2002). Ayrıca metal alt yapı opaktır ve doğal dişin translüsensini aynen taklit edemez (Josephson ve ark 1991).

İlerleyen teknoloji ürünü olan yüksek dirençli dental seramikler ile yapılan restorasyonların, akıcılık özelliği gösteren kompozit simanlar aracılığı ile diş yüzeyine olan direkt bağlantısı, restoratif dişhekimliğinde yeni bir uygulama türü olarak tercih edilmektedir (Kedici 2002). Tam seramik restorasyonlar doğal dişe yakın estetik sağlamaktadır, buna bağlı olarak da bu tip sistemlerin uygulama alanları son derece artmıştır (Şenyılmaz ve ark 2004). Metal destekli seramik kronlara benzer tam seramik kronlar, yüklere karşı direnç sağlayabilmek için yüksek dayanıklılıkta seramik korlar ile birlikte kullanılır (Sulaiman va ark 1997, Bindl ve Mörmann 2005). Seramik korlar, farklı yüksek dayanıklılıkta seramik materyallerinden yapılabilir ve çeşitli yapım yöntemleri ile üretilirler (Beschnidt ve Strub 1999). Slip-casting tekniği ile yapılan In-Ceram seramik kor ve ısı ve basınçla şekillendirilen IPS Empress 2 lityum disilikat seramik kor bunlardan ikisidir.

1998 yılında Ivoclar firması, lityum disilikatla güçlendirilmiş cam seramiği piyasaya sürmüştür. Eğilme dayanıklılığı 340-400 MPa arasındadır (Höland ve ark 2000). Yaygın bir şekilde kullanılan IPS Empress 2 lityum disilikat esaslı materyal, konvansiyonal IPS Empress lösit seramiklere alternatif olarak geliştirilmiştir (Culp 1999). Empress 2, mekanik özellikler (Guazzato ve ark 2004a, Rizkalla ve Jones 2004) ve adeziv performans açısından (Della Bona ve ark 2003) konvansiyonel Empresse üstün özellikler sergiler ve mineye benzer ısısal özelliklere sahiptir (Güngör ve ark. 2004). Estetik özellikleri de materyalin translüsensi, parlaklığı ve ışık saçılımını arttırmak için apatit kristallerinin ilavesi ile artmıştır (Narcisi 1999, Dündar ve ark. 2003). Ek olarak Empress 2 kullanılarak yapılan tek kron restorasyonlarda marjinal uyumdaki varyasyonlar daha küçüktür ve metal seramik tek restorasyonlara kıyasla daha homojendir (Yeo ve ark. 2003). Bu bulgular Empress 2'nin kullanımını arttırmıştır. Yüksek dayanıklılığından dolayı, bu materyal tek kronların ve anterior veya tek gövdeli, üç üyeli, en distaldeki destek dişin en fazla ikinci premolara kadar

uzandığı premolar bölgesindeki sabit parsiyel protezlerin yapımında kullanılabilir (Zawta 2001).

Başarılı posterior tam seramik restorasyonlar sağlamak için, kuvvetli alümina korlar da üretilmiştir (Webber ve ark 2003). In-Ceram alümina, anterior restorasyonların yanı sıra posterior kron ve sabit parsiyel protez alt yapıların yapımında da kullanılan cam infiltre alüminyum oksit seramik materyalidir (McLaren ve White 2000, Segal 2001, Olsson ve ark 2003). In-Ceramın eğilme dayanıklılığı 352-600 MPa arasında değişmektedir (Wagner ve Chu 1996, Guazzato ve ark 2002). Optimum kole uyumu sağlarlar, radyolüsent materyallerdir ve radyolojik incelemeye imkan verirler, ışığın köke ulaşmasını sağlayarak dişeti bölgesindeki gölgelenmeyi ortadan kaldırırlar, üstün biyouyumluluğa sahiptirler, ısısal irritasyonları minumumdur (Coşkun 2002).

Sayılan avantajlarından, yapım prosedürleri ve içeriklerinin birbirinden farklı olmasından ve dişhekimliğindeki popülaritelerinden dolayı bu çalışmada IPS Empress 2 ve In-Ceram seramik kor sistemleri tercih edilmiştir.

Kırılma dayanımı, marjinal adaptasyon ve estetik tam seramik restorasyonlar için önemli özelliklerdir (Strub ve Beschnidt 1998). Hastaların estetiğe olan taleplerinin artması, anterior bölgelerde olduğu kadar posterior bölgelerde de tam seramik restorasyonların kullanımını arttırmıştır (Blatz 2002). Bununla birlikte tam seramik materyaller çekme ve bükülme stresleri altında zayıf ve kırılgandırlar (Komine ve ark 2004).

Tam seramik restorasyonlar özellikle posterior bölgelere yerleştirildiklerinde kırılmaya meyilleri daha da artar. Posterior bölgedeki restorasyonlar yüksek çiğneme kuvvetlerini tolere etmelidir. Fiziksel maksimum posterior çiğneme kuvvetleri, fasial morfoloji ve yaşa bağlı olarak 880 N'un üzerindeki değerlere çıkabilir (Kiliaridis ve ark 1993). Molar dişler, anterior ve premolar üzerine yapılan restorasyonlara göre daha fazla başarısızlık riski oluştururlar (Malament ve Socransky 1999).

Çalışmada, anterior bölgenin yanında posterior bölgede de estetik taleplerin artması ve gülümseme ile maksiler birinci molarların görünmesinden dolayı, bu dişlerin üzerine yapılacak tam seramik kronların kırılma dayanıklılığı ve marjinal uyumu incelenmiştir.

Seramiklerin dayanıklılığı; tam seramik kron sistemleri (Yoshinari ve Derand 1994, McLean 1995), porselen kronların kalınlığı (Anusavice ve Hojjatie 1992, McLean 1995) seramik içindeki çatlağın dağılımı, test metodu (Fisher ve ark 2002), yapım tekniği, restorasyonun yüzey bitimi, yapıştırma metodu (Chen ve ark 1999, Kelly 1999) ve preparasyon dizaynı (Knobloch ve ark 1997, Mendonca ve ark 1997) gibi faktörlerden etkilenebilir.

Preparasyon bu kırılgan yapıdaki tam seramik restorasyonlar için çok kritiktir (De Jager ve ark. 2006). Preparasyonun temel amaçlarından birisi restoratif materyale destek olabilecek bir diş redüksiyonu sağlamaktır. Tam seramik kronlar ancak yeterli kron kalınlığında estetik ve dayanıklılık açısından tatmin edici olabilirler. Hatalı diş preparasyonu kron başarısızlıklarının ana nedenlerinden biridir.

Posterior seramik restorasyonlar için önerilen diş preparasyon dizaynları geleneksel döküm metal restorasyon dizaynlarına benzerdir; fakat posterior seramik restorasyon preparasyonunda daha fazla oklüzal diş redüksiyonu ve biraz daha artmış taper açısı vardır (Etemadi ve ark. 1999). Bu preparasyonlar diş yapısından çok kaldırılmasını gerektirebilirler (Moscovich ve ark 1998) ve daha fazla diş yapısı kaldırıldığı için diş kırılmaya daha az dirençli hale gelir (Soares ve ark 2006).

Diş kesimi sırasında oluşturulan basamak, çiğneme kuvvetlerinin dişe dengeli dağılmasını sağlarken, kronun statik gücünü de arttırır (Goodacre ve ark 2001). Oklüzal temaslar sırasında stres yoğunlaşmasının olduğu bölge servikal bölgedir. Bu nedenle protetik tedavi amacıyla yapılan tam seramiklerin diş kesiminde basamak şekli gerilim dağılımında önemli rol oynamaktadır (Güngör ve ark 2005). Yapılan çalışmalar, basamak şekillerine bağlı

olarak meydana gelen stres birikimlerinin bu alanlarda önem kazandığını göstermektedir (Butel ve ark 1991, Malament ve Socransky 1999, Ohyama ve ark 1999).

Ayrıca preparasyonun marjinal uyum üzerindeki etkisi de önemlidir. Oral kavitenin biyolojik ortamında restorasyonun uzun ömürlü olabilmesi için sabit protez kenarının diş kesiminin bitiş çizgisine sıkıca adapte olması gerekmektedir (Zaimoğlu ve Can 2004).

Preparasyonun bitiş çizgisinin konfigürasyonu restoratif materyalin marjindeki hacmini ve şeklini belirler ve ayrıca restorasyonun oturumunu ve marjinal adaptasyonunu etkiler (Shillinburg ve ark 1997).

Hem shoulder hem de chamfer bitiş çizgisi tam seramik kronlar için seçilebilen marjinal dizaynlardır (Goodacre ve ark. 2001).

Shoulder marjinal dizayn kuvvetin köke iletimini en iyi şekilde sağlar (Zaimoğlu ve Can 2004). Oklüzal kuvvetlere direnci arttırır ve porselende kırıklara neden olabilecek stresleri minimalize eder. Sağlıklı restorasyon konturları ve maksimum estetik için alan oluşturur (Shillinburg ve ark 1997).

Aynı şekilde chamfer marjinal dizayn ile de yeterli kenar kalınlığında ve sağlamlıkta restorasyonlar elde edilebilmektedir (Zaimoğlu ve Can 2004). Chamfer marjinal dizaynın uygun frezler ile oluşturulması oldukça kolaydır ve prepare edilmiş diş, ölçü ve day üzerinde kolaylıkla izlenebilmektedir (Goodacre ve ark 2001).

Restorasyonların artan taper açısının tutuculuk ve direnci nasıl etkilediği ile ilgili pekçok çalışma yapılmasına rağmen, artan taper açısının tam seramik kronların kırılma dayanımına etkisi üzerine fazla çalışma bulunmamaktadır. Klinik çalışmalar preparasyonların taper açısının tutarlı olmadığını ve idealden sapmalar olduğunu bildirmiştir (Parker ve ark 1991, Trier ve ark. 1998). 2° ila 6.5° arasındaki taper açısı ideal olarak düşünülür. 16° taper açısı yetersiz tutuculuk meydana getirmesine rağmen klinik olarak kabul edilebilir olarak önerilir (Shillinburg ve ark. 1991).

Molar preparasyonlar sıklıkla daha fazla taper açısına sahiptir (Trier ve ark. 1998, Goodacre ve ark 2001). Birinci ve ikinci molar dişler için taper açısı 25°'ye kadar kabul edilebilir (Goodacre ve ark 2001).

Çeşitli tam seramik restorasyonların kırılma dayanıklılığını inceleyen çalışmalarda farklı marjinal dizayn ve taper açıları kullanılmıştır. Yavuz ve ark (1999) IPS Empress, In-Ceram ve Biofibral tam seramik kronların dayanıklılığını inceledikleri çalışmalarında premolar dişi taklit edecek şekilde pirinçten yapılmış day'lar üzerinde 1,3 mm genişliğinde chamfer marjinal dizayn, 4° aksiyel taper açısı ve 7 mm kron uzunluğu oluşturmuşlardır.

Komine ve ark (2004) In-Ceram Alumina restorasyonların posterior bölgedeki kırılma dayanımını inceledikleri çalışmalarında maksiller birinci molar dişler kullanmışlardır. Marjinal dizayn 1,2 mm genişliğinde chamfer marjinal dizayndır. 4° ila 6° taper açısı ve 4,5 mm kron boyu kullanılmıştır.

Attia ve Kern (2004) iki farklı tam seramik sistemi olan IPS Empress 2 ve ProCAD' in dayanıklılığını inceledikleri çalışmalarında 5 mm'lik kron uzunluğu, 1,5 mm genişliğinde shoulder marjinal dizaynını ve 6° aksiyel taper açısına sahip maksiller premolar dişler kullanmışlardır.

Pallis ve ark (2004) maksiler birinci moların taklit edildiği rezin day'lar üzerinde Procera AllCeram, In-Ceram Zirconia ve IPS Empress 2 tam seramik kronların kırılma dayanımını inceledikleri çalışmalarında 1mm genişliğinde shoulder marjinal dizaynı ve 6° taper açısı kullanmışlardır.

Estetik ve biyouyumluluğu açısından üstün özelliklere sahip fakat kırılgan olan tam seramik kronların çiğneme kuvvetlerinin yoğun olduğu posterior bölgede çeşitli preparasyon dizaynları kullanarak dayanıklılığını arttırmayı ve marjinal uyumunu maksimuma çıkarmayı amaçladığımız bu çalışmada, posterior uygulamalarda tam seramik restorasyonlar için en uygun preparasyon dizaynının elde edilmesi amaçlanmıştır. Bu amaçla posterior diş

preparasyonu taklit edilerek sıklıkla kullanılan shoulder ve chamfer marjinal dizayn ve 6°, 12° ve 20° taper açıları arasındaki farklılık kıyaslanmıştır.

Baskı dayanıklılığı, çekme kuvvetlerinde zayıf ve kırılgan materyallerin kıyaslanması için oldukça etkilidir (Craig 1997). Çiğneme kuvvetlerinin çoğu baskı şeklinde olduğu için baskı dayanıklılığı özellikle çiğneme işlemi sırasındaki kuvvetin ölçülmesinde önemlidir (Craig 1997). Ağız ortamında çeşitli kuvvetlere maruz kalacak bir materyalin karşılaşacağı kuvvetlere olan dayanıklılığının tespitinde Burke ve ark (2002), en iyi yolun test edilmesi planlanan restorasyonu ağızda bulunacağı tasarımda hazırlayarak, ağız ortamının taklit edildiği bir ortamda testin gerçekleştirilmesi gerektiğini savunmuşlardır. Kronların baskı dayanıklılık testleri geometrik olarak iyi tanımlanmış eğme testleri, örneğin 3 nokta eğme testi gibi, standart bir metod değildir. Preparasyon dizaynı, kron kalınlığı, uygulanan kuvvetin yönü, uygulanan yükün lokasyonu, yükleme iğnesinin çapı, termosiklus ve periyodik ön yükleme gibi pek çok faktör bu testin sonuçlarını etkiler (Friedlander 1990). Ancak kron sistemlerinin baskı dayanıklılığını belirleme çalışmaları, taklit edilen klinik şartlar içinde yük taşıma kapasitesi için bir fikir verir. Bu şekildeki in vitro testlerin sonuçları klinik uygulamaların dizaynı için yardımcı fikirler verebilir (Pröbster 1992, Ku ve ark 2002).

Çalışmada da kor şeklindeki örneklerin, çiğneme kuvvetlerinin yoğun olduğu posterior bölgedeki farklı preparasyon dizaynları üzerindeki dayanıklılığını incelemede baskı dayanıklılığı testi uygulanmıştır.

Çalışmada tam seramik sistemlerin kırılma dayanıklılığını tespitte de sadece kor alt yapılar kullanılmıştır. Bu alt yapıları kullanan restorasyonların dayanıklılığı, temel olarak korların dayanıklılığı tarafından belirlenmesinden dolayı korlar, feldspatik bir porselenle kaplanmamıştır (Guazzato ve ark 2004a, Guazzato ve ark 2004b). İn vitro deneylerde kırılma yüklemesi yapılan kor altyapılı kronlarda ilk olarak veneer seramiğinde kırılma meydana gelmekte, ikinci olarak kor seramik kırılmaktadır (Wakabayashi ve Anusavice 2000, Lawn ve

ark 2001, Deng ve ark 2003, Guazzato ve ark 2004c). Bu yüzden veneerleme kor altyapıların dayanıklılığının kıyaslanmasında hatalı sonuçlara neden olabilmektedir. Bindl ve ark. (2006), Rizkalla ve Jones (2004), Lüthy ve ark (2005)'da tam seramik kronların dayanıklılıklarını inceledikleri çalışmalarında sadece kor altyapıları kullanmışlardır.

Restorasyonların ne tip bir yapının üzerine hazırlanacağı baskı dayanıklılığı testlerinde önemli bir husustur. İn vitro testlerde doğal diş, metalden hazırlanmış day'lar veya rezin day'lar bu amaçla kullanılırlar. Bu yapıların birbirlerine göre avantaj ve dezavantajları vardır (Komine ve ark 2004).

Metal day'ların üzerinde standart preparasyonun mümkün olması ve materyalin fiziksel özelliklerinin birbirine benzer olması avantajlarıdır (Komine ve ark 2004). Doğal dişlerin en önemli dezavantajı boyutlarında ve mekanik parametrelerinde geniş varyasyonların olmasıdır (Rosentritt ve ark. 2000). Baskı dayanıklılığı testinde dişlerin kullanılmamasının bir sebebi de pulpa ile dentin arasındaki mesafenin standardize edilememesidir. Destek olarak ince dentin kalınlığına sahip dişlerin kullanılması farklı sonuçlar verebilmekte, diş kırıkları gelişebilmektedir. Pekçok araştırıcı kronların kırılma dayanımını test etmek için metal day'lar kullanmıştır (Webber ve ark 2003, Cho ve ark 2004, Wood ve ark 2006).

Bu çalışmada, sayılan avantajlarından dolayı ve deformasyona uğramamaları ve korların dayanıklılığını etkilememeleri amacıyla kırılma dayanıklılığı testi sırasında elastik modulusu yüksek olan metal day'lar kullanılmıştır.

Tam seramik kronların dayanıklılığı, krona ve destek dişe yapılan ön işlemlerden ve yapıştırma metodundan da etkilenir (Burke 1995, Borges ve ark 2003). Seramik restorasyonların klinik başarısı, yapıştırıcı simanlar ve simantasyon işlemlerine de bağlıdır (Diaz-Arnold ve ark 1999).

Tam seramik restorasyonlar yeterli stabiliteyi sağlamak, restorasyon ve destek dişin kırılma direncini arttırmak ve post operatif hassasiyeti önlemek için adeziv rezin simanlar ile diş yapısına yapıştırılmalıdır (Komine ve ark 2004).

Ludwig ve Joseph (1994) adeziv yapıştırma simanları kullanarak tam seramik kronların kırılma dayanıklılıklarının % 200 oranında arttığını bildirmişlerdir. Daha yüksek kırılma dayanımı da kronlar kumlandığı, asitlendiği ve silan uygulandığı ve kompozitle yapıştırıldığı zaman bulmuşlardır. Yoshinari ve Derand (1994)'da epoksi daylara veya inek dentinine yapıştırılmış Vitadur N, In-Ceram, Dicor ve Empress tam seramik kron sistemlerinin kırılma direncinin yapıştırılmamış kronlara göre daha fazla arttığını bildirmişlerdir.

Attia ve Kern (2004), Webber ve ark (2003), Rammelsberg ve ark (2000), Pallis ve ark (2004) tam seramiklerin kırılma dayanımını inceledikleri çalışmalarında örnekleri rezin siman ile simante etmişlerdir.

Çalışmada IPS Empress 2 seramik korların iç yüzeyi Höland ve ark (2000) ve Borges ve ark (2003) önerdiği gibi seramiğin camsı fazında çözünme yaparak rezin yapıştırıcı ajana mikromekanik tutuculuk sağlaması açısından hidroflorik asitle asitlenmiştir. IPS Empress 2 kor yapıların revetmandan temizlenmesi sırasında kumlanması iç yapıda hasara neden olabilmekte ve mikroçatlaklar gelişebilmektedir. Bu hasarlı yüzeyler asitleme işlemi ile yüzeyden kaldırılmakta veya azaltılabilmektedir. Bu tutucu alanlar daha sonra rezin siman ile doldurularak kuvvetli bir mikromekanik bağlantı oluşur (McLaren 1998).

In-Ceram kor örneklerin iç yüzeyi Kern ve Thompson (1995) ve Özcan ve ark (2001)'ın bildirdiği gibi asitlenme ile mikroretantif yüzey oluşturmaya direnç göstermesinden dolayı asitleme yapılmamış, sadece üretici firmanın talimatına uyularak alüminyum oksit partikülleri ile kumlama yapılmıştır.

Uzun yıllardan beri başarılı şekilde fonksiyon gören bir restorasyon için, simantasyon ajanı uzun dönem yorgunluk streslerine ve kırılmaya dirençte yeterli fiziksel dayanıklılığa

sahip olmalıdır (Rosenstiel ve ark 1998). Restorasyondan diş yapısına stres transfer edilirken bütünlüklerini korumalıdırlar. Yüksek stres, özellikle biyolojik olarak önemli marjinal bölgede siman üzerinde yüke neden olur. Lokalize olmuş stres konsantrasyonu muhtemelen siman başarısızlığının görüldüğü bu ilk bölgelerde deformasyonlara neden olur. Deformasyon yeniden düzelebilen elastik deformasyondan kalıcı plastik deformasyona veya kırıklara kadar gidebilir. Simanda oluşan mikrokırıklar daha sonra diş kırığına sebep olabilir. Mikrokırıklar mikrosızıntıya yol açar, bakteri invazyonuna ve sonuç olarakta bakteriyel hastalıklara neden olurlar. Siman deformasyonuna ve marjinal aralık oluşumuna direnç simanın elastik modülusuyla ilişkilidir. Simanın elastik modülusunun diş yapısı ve restorasyonun elastik modülusu arasında olması arzu edilir. Bu, stres konsantrasyonunu azaltacaktır. Plastik deformasyona direnç, marjinal aralık oluşumuna direnci arttıracaktır. Bu nedenle yüksek oransal limit ve reziliensler arzu edilir (Li ve White 1999). Bu simantasyon ajanlarının seçiminde klinik şartların yanı sıra fiziksel, biyolojik ve uygulama özellikleri göz önüne alınır (Attar ve ark 2003).

Variolink II, In-Ceram ve IPS Empress 2 sistemleri için ideal bulunmuştur (McLaren 1998, Ivoclar 2005). Yüksek doldurucu içeriğinden dolayı yüksek dayanıklılık göstermesi (Nagai ve ark 2005) ve aşınma direncinin fazla olması (Ivoclar Vivadent 2005) bu çalışmada yapıştırıcı rezin siman olarak Variolink II'yi kullanma sebebimiz olmuştur.

Kompozit rezin simanlar oksijen varlığında polimerize olamazlar. Bu durum özellikle restorasyon kenarlarında çok önemlidir. Bu durum yapışkan, sertleşmemiş bir tabaka olarak göze çarpar. Eğer siman sertleşmeden önce temizlenirse restorasyon ile diş arasında marjinal bölgede açıklık kalmasına, postoperatif hassasiyete ve devamında da çürük oluşumuna neden olabilir. Bununla beraber simanın tamamen sertleşmesine izin verilirse frez yardımı olmadan temizlenmesi hemen hemen imkansızdır. Bu yüzden restorasyon yerleştirildikten sonra taşan

siman temizlenmeli ve hava ile temasını bloke eden ajanlar marjinal bölgeye hemen yerleştirilmelidir (Zaimoğlu ve Can 2004).

Bu amaçla çalışmada hem baskı dayanıklılığı hemde marjinal uyum testi için kullanılan örnekler simante edildikten sonra oksijen inhibe edici bir ajan marjinal kenarları kapamada kullanılmıştır.

Siman kalınlığının da dayanıklılık üzerine etkisi vardır. Kalınlık arttıkça dayanıklılık azalır (Scherrer ve ark. 1994). Buna bağlı olarak dayanıklılık üzerinde etkisi olmaması için örneklerin hepsinde eşit day spacer kalınlığı kullanarak siman kalınlığı eşit yapılmaya çalışılmıştır.

Dayanıklılık testi sırasında önemli diğer bir faktörde; örneklerin yapımı, saklanması ve test sırasındaki atmosferdir (Strub ve Beschnidt 1998). Crispin (1994), nem kontaminasyonundan seramik materyalinin korunmasının potansiyel uzun dönem dayanıklılığını arttıracağını söylemiştir. Nem, seramiklerin dayanıklılığını azaltacağı için örnekler test edilinceye kadar oda ısısında kuru bir şekilde saklanmıştır.

Yükleme hızı da baskı dayanıklılığı testlerinde önemlidir. Yükleme hızı arttıkça çatlağın büyümesi için gerekli zaman olmamasından dolayı, dayanıklılık artacak ve hatalı veriler elde edilmesine sebep olacaktır. Bu açıdan seçilecek yükleme hızının oldukça düşük olması gerekmektedir (Esquivel ve ark 1996).

Leevailoj ve ark (1998) tam seramik sistemlerinin baskı dayanıklılığını inceledikleri çalışmalarında ve Bindl ve ark (2006) korların dayanıklılığını inceledikleri çalışmalarında hızı 0,5 mm\dak olarak ayarlamışlardır.

Yapılan pekçok çalışmaya benzer olarak bu çalışmada da baskı dayanıklılığı testinde kullanılan üniversal test makinesinin hızı 0.5 mm/dk olarak ayarlanmıştır.

Baskı dayanıklılığı ve marjinal uyum testinde kullanılan tüm kor alt yapılar simantasyon sırasındaki oturum farklılıklarından ve kronun pozisyonlandırılmasından kaynaklanan

streslerden kaçınmak için alt yapılarına sürtünme olmaksızın gevşek bir şekilde uyumlanmıştır.

Çalışmada kullanılan alümina ve lityum disilikat içeren iki kor arasında, çeşitli marjinal dizaynlarda ve taper açılarında baskı dayanıklılığında istatistik olarak fark bulunmuştur. In-Ceram kor alt yapı 3416,75 N'luk ortalama kırılma dayanımı ile 2263,03 N'luk ortalama kırılma dayanımına sahip IPS Empress 2 kor alt yapıdan daha yüksek değer göstermiştir.

Elde edilen bu sonuçlar posterior bölge için literatürlerde bildirilen maksimum çiğneme ve yutkunma kuvvetlerinden oldukça yüksektir. Scherrer ve De Rijk (1993), alt yapı materyalinin elastik modülusu ne kadar yüksek olursa kırılma dayanımının o kadar fazla olacağını söylemişlerdir. Bu nedenle sonuçların oldukça yüksek olmasının sebebi alt yapı olarak kullanılan metal day'ların elastik modülusunun yüksek olmasından kaynaklanabilir. Ayrıca seramik kor materyallerinin kırılma dayanımındaki bu yüksek değerlerin bir diğer sebebi de rezin siman ile simantasyon sonrası örneklerin test edilmesi olabilir.

In-Ceram sistemi, kristalin fazındaki partiküllerin birleşiminin söz konusu olduğu yüksek elastik modülusa sahip sinterize edilmiş kristalin matriks içerir. Bu diğer seramik materyallerinde kullanılan kristalin doldurucuların sahip olmadığı bir birleşmedir (McLaren 1998). Kristalin faz alüminadan oluşur. Alümina iskelet daha sonra yüksek ısıda düşük viskositedeki cam ile infiltre edilir (McLaren 1998). Pöröz yapıya cam infiltrasyonu sonucunda alümina ile cam arasındaki ısısal genleşme katsayısındaki farklılık alümina cam-ara yüzünde baskı stresleri oluşturur ki buda dayanıklılığı arttırır (Grey ve ark 1993, Giordana ve ark 1995, Sulaiman ve ark 1997). Bu yüksek dayanıklılık materyalin öncelikle kristalin doğasından ve minimal cam faza sahip olmasından kaynaklanır (McLaren 1998).

IPS Empress 2 sisteminde ise, cam matriks içindeki kristalin partiküllerinin dağılımı ve daha küçük partikül boyutları ile partikül içeriğindeki artış, seramik materyalinin eğilme dayanımında önemli gelişmeler sağlamasına (Seghi ve ark. 1990, Seghi ve Sorensen 1995)

rağmen yinede cam matriksin zayıf doğasından dolayı dayanıklılığı sınırlıdır. Uygulanan stresler, cam matriks boyunca restorasyonun sonuçta başarısızlığına neden olacak şekilde çatlakların ilerlemesine neden olabilir (McLaren 1998).

İki materyalin farklı yapısal özelliklere sahip olması, aynı tip marjinal dizayn ve taper açıları ile desteklenmelerine rağmen In-Ceram kor alt yapıların IPS Empress 2'ye göre daha dayanıklı olmasının sebebini açıklayabilir.

Çalışmada, tam seramik kron preparasyonlarında kullanılan chamfer ve shoulder marjinal dizaynları arasındaki baskı dayanıklılığı değerlerine göre fark istatistik olarak anlamlı bulunmuştur. Bu sonuç marjinal dizayndaki farklılığın seramik restorasyonların dayanıklılığını etkilediğini göstermektedir.

Shoulder marjinal dizaynının 3009,66 N ortalama kırılma dayanımı ile 2670,11 N ortalama kırılma dayanımına sahip chamfer marjinal dizaynına göre kor alt yapıları desteklemede restorasyona daha fazla dayanıklılık kattığı bulunmuştur.

Doyle ve ark (1990a) ve Doyle ve ark (1990b), tam seramik kronlar için shoulder bitiş çizgisinin kullanımını tavsiye etmişlerdir. Onlara göre bu tip bitiş çizgisi sıkışma kuvvetlerine neden olmazken chamfer bitiş çizgisi sıkışma kuvvetlerine neden olmaktadır.

Tam seramik kronların dayanıklılığının marjinal dizayn ile ilişkisinin incelendiği çalışmalarda, Friendlar ve ark (1990), Doyle ve ark (1990a) chamfer bitiş çizgisi, keskin aksiogingival açılı shoulder ve yuvarlatılmış aksiogingival açılı shoulder basamaklar ile prepare edilmiş maksiller premolarlar üzerindeki tam seramik kronların dayanıklılıklarını incelemişler ve chamfer bitiş çizgisi üzerindeki restorasyonun kırılma dayanımının daha zayıf olduğunu bildirmişlerdir.

Burke (1996)'de, Sjögren ve Bergman (1987)'ın Cerestore kronlar üzerinde yaptıkları çalışmada minumum shoulder veya knife-edge marjinlerden ziyade servikal shoulder marjin

dizaynının restorasyonun oklüzal yüzeyine uygulanan kuvvetlere daha iyi direnebileceğini bildirdikleri çalışmayı desteklemektedir.

Malament ve Socransky (1999), Dicor restorasyonların 14 yıllık incelemesinde chamfer marjinler üzerine yerleştirilen asit uygulanmamış Dicor restorasyonların daha kısa ömürlü olduğunu bildirmişlerdir. Bununla birlikte, chamfer ve shoulder marjinal dizaynlar üzerindeki asit uygulanmış Dicor kronlar birbirleriyle kıyaslandığı zaman marjinal dizaynları arasında dayanıklılık açısından fark bulunamamıştır.

Çalışmada da shoulder marjinal dizaynının oklüzal yönde gelen kuvvetlere daha fazla direnerek chamfer marjinal dizaynına göre kuvvetleri daha iyi karşıladığı görülmüştür. Buna sebep olarak shoulder marjinal dizaynının gelen kuvvetleri daha dengeli dağıtması gösterilebilir. Kor alt yapıların kırılmaya direnci buna bağlı olarak artmış olabilir.

Bernal ve ark (1993), bir cam seramik olan Dicor kronlar üzerine yaptıkları çalışmalarında, asitlenmemiş Dicor restorasyonların kırılma dayanıklılığını taper açısı ve marjinal dizaynın etkilediğini söylemişlerdir.

Friedlander ve ark. (1990), 10° ve 20° taper açısına sahip preparasyonlar üzerine yaptıkları Dicor kronların dayanıklılığında istatistiksel olarak bir fark bulamamışlardır.

Sobrinho ve ark (1999) 8° ve 16° iki farklı taper açısına sahip dişler üzerine çinkofosfat veya cam iyonomer siman ile simante ettikleri In-Ceram kronların baskı dayanıklılığını inceledikleri̇nde, iki farklı taper açısının dayanıklılık üzerinde istatistiksel bir farkının olmadığını bildirmişlerdir.

Bu çalışmada ise, IPS Empress 2 kor ve In-Ceram kor alt yapıları ile taper açıları arasında baskı dayanıklılığı açısından fark istatistik olarak önemli bulunmuştur. 12° taper açısının 6° ve 20° taper açılarına göre baskı dayanıklılığı açısından anlamlı bir farkının olduğu saptanmıştır. 6° ve 20° taper açıları arasında anlamlı bir fark bulunamamıştır. 12°

taper açısının kırılma dayanımı ortalamasının (3091,94N) 6° (2800,01N) ve 20° (2627,71N) taper açılarına göre daha fazla olduğu gözlenmiştir.

6° ve 20° taper açısına sahip örneklerin, 12° taper açısına sahip örneklere göre daha düşük kırılma dayanımı göstermesi kor kalınlığı ile dayanıklılığın doğru orantılı olmadığının göstergesidir. Üstelik 6° ve 20° arasında istatistik olarak anlamlı bir farkın olmaması ve 6° taper açısının ortalama kırılma dayanımı değerinin 20°'ye göre fazla olması, kron harabiyetine veya preparasyona fazla taper verilmesine bağlı olarak oluşan aşırı porselen kalınlığının dayanıklılık üzerindeki olumsuz etkisini göstermektedir.

Bu değerler tam seramik kron preparasyonun mümkün olduğunca uniform porselen kalınlığı sağlayacak ve porselene maksimum destek verecek şekilde hazırlanmasının önemini vurgulamaktadır.

Bu sonuçlara sebep olarak taper açısının artması ile kor yapıyı destekleyecek alt yapı kalınlığı azaldığı için kor yapısı yeterince desteklenememesi gösterilebilir. Bu durum da kırılma dayanımının düşmesine neden olabilmektedir. Bu yüzden aşırı preparasyon sonucu artan taper açısını tolere etmek için veya daha dayanıklı seramik restorasyonlar yapmak adına daha kalın seramik kor alt yapılar hazırlamak kırılma dayanımını arttırmak yerine azaltmaktadır. Ayrıca artan kalınlıkla beraber seramik iç yüzeyindeki kusurlarda artmakta bu da dayanıklılığının azalamasına neden olabilmektedir.

Eğer preparasyonda kalan dentin kalınlığı minumumsa veya diş, kompozit gibi elastik modülusu daha düşük bir materyal ile restore edilmişse çok büyük bir ihtimalle diş, yük altında eğilme gösterecektir. Bu da yüksek elastik modülusa sahip olan seramikte stres birikimine neden olacaktır (McLaren 1998). Farklı elastik modüluslu materyallere, preslenen seramiklerin bağlanmasında başarısızlık yükünü inceleyen bir çalışmada, başarısızlık yükünün örneğin fleksibilitesiyle orantılı olduğu bulunmuştur (Scherrer ve De Rijk 1993). Materyalin fleksibilitesi ne kadar fazlaysa, başarısızlık yükü o kadar düşüktür. Bu nedenle fazla kesim

yapılarak taper açısı artmış veya son derece hasarlı dişler fleksibilitelerinin artmasından dolayı özellikle posterior bölgelerde seramik bir materyalle restorasyon için ayrıntılı düşünülmelidir (McLaren 1998).

Marjinal uyum tam seramik kronların uzun dönem başarısında çok önemli kriterlerden biridir (Suarez ve ark. 2003). Tam seramik kronların marjin uyumsuzluğu kırılma dayanımını etkileyebilir bununla birlikte bilinen diğer kötü etkileri; periodontal hastalıkların ve çürüğün temel etkeni olan plak birikimine sebep olması (Sorensen 1989), estetik problemler (Gu ve Kern 2003) ve siman ajanında çözünmenin artmasıdır (Suarez ve ark 2003).

50 ile 120 µm arasındaki marjinal açıklık klinik olarak kabul edilebilir değerlerdir (McLean ve von Fraunhofer 1971, Fransson ve ark 1985, Boenning ve ark 2000, Suarez ve ark 2003). Klinik olarak tam seramik kronların marjinal uyumları sadece gingival sağlık açısından önemli değil, ayrıca simantasyon sonrası oklüzal uyumlama gerekliliğini azaltmak için de önemlidir (Quintas ve ark 2004).

Araştırmalarda farklı tam seramik kronların marjinal uyumları incelenmiştir; fakat kron sistemleri içindeki sonuçlar oldukça fazla değişiklik göstermektedir (Abbate ve ark 1989, Beschnidt ve Strub 1999, Suarez ve ark 2003). Ölçüm için referans noktaları ve marjinal uyumun tanımı araştırmacılar arasında değişmektedir ve çalışmaların çoğu kendi tanımlarına bağlı olarak sonuçları bildirmektedir. Sıklıkla farklı ölçümler için aynı terim kullanılmakta veya aynı ölçüm için farklı terimler kullanılmaktadır. Bu çalışmaların kıyaslanmasında karışıklığın kaynağıdır (Holmes ve ark 1989, Suarez ve ark 2003).

Marjinal uyumun tek bir tanımı yoktur (Groten ve ark 2000). Marjinal aralık genellikle, preparasyonun bitiş çizgisinden restorasyonun servikal marjinine kadarki dikey boyut olarak düşünülebilir (Kokubo ve ark 2005).

Çalışmada marjinal aralık ölçümü bu tanıma bağlı olarak preparasyonun marjinal bitiş çizgisinden, kor yapının marjinine olan dik uzaklık arası ölçülerek yapılmıştır.

Çalışmada marjinal aralık ölçümü için veneer porselen kullanılmadan sadece kor yapıların marjinal uyumu değerlendirilmiştir; çünkü korlar ile esas olarak, veneerlenmiş kronun tüm uyumu belirlenir (Sulaiman ve ark 1997, Beschnidt ve Strub 1999). Bu nedenle çalışmada korlar arasındaki farklılıklar üzerine odaklanılmıştır. Sulaiman ve ark (1997) seramiğin kor yapısının yapımı, veneer porselenin yapımı ve glaze aşaması sonrası ayrı ayrı mikroskopla yaptıkları marjinal aralık ölçümlerinde her bir seramik için aşamalar arasında bir fark bulamamışlar ve seramik kor incelemesinin seramik sistemlerinin marjinal uyumu için bir değer taşıdığını bildirmişlerdir.

Pera ve ark (1994), Shearer ve ark (1996), Groten ve ark (1997), Pröbster ve ark (1997) porselen fırınlamasının çeşitli fazlarının tam seramik kronun marjinal uyumunu önemli derecede etkilemeyeceği sonucuna varmışlardır. Quintas ve ark (2004) farklı marjinal dizayn ve simantasyon ajanlarının IPS Empress, In-Ceram ve Procera'nın marjinal uyumuna etkisini inceledikleri bir araştırmada sadece kor yapıları kullanmışlardır. Veneer uygulamaları standart olduğu için kor yapım tekniklerindeki farklılıklar marjinal uyumu etkileyebilir.

Tam seramik kron sistemlerinin kendilerine özgü özellikleri, onların dizaynı ve yapım tekniklerine ek olarak, simantasyon ajanları da simantasyon sonrası kronların yükselmesinden dolayı kron restorasyonlarının marjinal uyumunun değerlendirilmesinde temel faktörlerden biri olarak düşünülür (White ve Yu 1992, McComb 1996, Rosenstiel ve ark 1998, Diaz-Arnold 1999). Marjinal aralık simantasyondan sonra genellikle artar. Bu nedenle restorasyon simante edildikten sonra ölçümlerin yapılması aralık hakkında doğru fikirler verecektir (Baldissara ve ark 1998). Bu sayede klinik şartlar yansıtılmış olacaktır.

Bu sebepten çalışmada klinik şartları yansıtması ve marjinal aralık hakkında daha doğru bilgiler elde edinmek için ölçümler simantasyon sonrası yapılmıştır.

Marjinal uyum, simantasyon basıncı, simantasyonun süresi ve day spacer uygulamalarından da etkilenir (Gavellis ve ark 1981).

Quintas ve ark (2004)'da yeterli day spacer uygulamasının kron marjini uyumunda oldukça önemli olduğunu bildirmişlerdir. Empress 2 ve In-Ceram alümina korların yapımında day spacer uygulaması mevcuttur. Bununla birlikte day spacer'ın farklı markaları ile aynı sayıda tabakalanma yapılmasına rağmen day spacer'ın nihai kalınlığının standardize edilmesi oldukça zordur (Campagni ve ark 1982). Çalışmada her iki kor sistemi için de eşit kalınlıkta day spacer uygulanarak marjinal uyumda önemli olan bu faktör elimine edilmeye çalışılmıştır.

Simantasyon sırasında kuvvet uygulanması marjinal uyumda oldukça öneme sahiptir (Quintas ve ark 2004). Sürekli bir kuvvet eşit bir siman kalınlığı için önemlidir. Çeşitli araştırmalarda simantasyon sırasında uygulanan sürekli kuvvetler birbirinden oldukça farklıdır. Laurell ve Lundgren (1984)'ın protetik olarak restore edilmiş dentisyonda çiğneme ve yutkunma sırasındaki oklüzal kuvvetlerin 17-44 N arasında olduğunu bildirmişlerdir. Bu fikirden yola çıkarak bu çalışmada oral çevredeki bu özelliği taklit etmek için sürekli yük bu değerler arasında ve 30 N olarak 5 dakika (Segal 2001) uygulanmıştır.

Çalışmada marjinal aralık ölçümünde kor yapıları destekleyici alt yapı olarak insan dişleri kullanılmıştır. Doğal dişler çekim sonrası saklama zamanı, yapısal farklılıkları ve yaşlarına bağlı olarak geniş farklılıklar göstermelerinden dolayı bunları standardize etmek zordur. Ancak preparasyon sonrası sert dokunun mikroyapısı ve dentine simantasyon ajanının adaptasyonu hakkında gerçek bilgiler vermelerinden dolayı (Beschnidt ve Strub 1999) insan dişleri tercih edilmiştir.

Kronların marjinal aralığı pekçok metod kullanılarak incelenir. Bunlar; kesit görüntüsünün alınması, day üzerindeki kronun direkt görüntüsü [dijital mikroskop (Sulaiman ve ark 1997) veya stereomikroskop ile görüntüleme (Pera ve ark 1994)], kopyasını oluşturmak için ölçü alımı (Sorensen 1990), klinik muayene, sondlama ve radyografik inceleme (Ushiwata ve Moraes 2000) ve SEM incelemesi (Behr ve ark 2001, Stoll ve ark 2002)'dir.

Dental sondların kullanımı ve kopyasını oluşturmak için ölçü alımı marjinal aralığın belirlenmesinde hassas metodlar değildir (Jahangiri ve ark 2005). Kesit görüntüsünün alınmasında da madde kayıpları oluşabilmektedir.

Mikroskop yüksek güçteki imaj büyütmesi ile oldukça hassas ölçümlere izin vermesinden dolayı marjinal aralık değerlendirmelerinde sıklıkla kullanılır (Ushiwata ve Moraes 2000).

Sulaiman ve ark (1997), Yeo ve ark (2003), Yücel ve Aykent (2005) farklı tam seramik sistemlerin marjinal uyumlarını değerlendirmede mikroskop kullanmışlardır.

Çalışmada bu avantajından dolayı marjinal aralık ölçümleri mikroskop kullanılarak yapılmış ve marjinal açıklıklar Clemex görüntü analiz programı kullanılarak hesaplanmıştır.

Marjinal uyum ile ilgili çalışmalarda farklı örnek sayıları ve ölçüm miktarları kullanılmıştır. Beschnidt ve Strub (1999) her bir grup içindeki marjinal aralığın istatistiği için kullandıkları örnek sayısı 10'dur. May ve ark (1998) her grup için 5 örnek kullanmıştır. Leong ve ark (1994), Schaerer ve ark (1988) her grup için 6, Oruç ve Tulunoğlu (2000) 8 örnek kullanmışlardır. Sulaiman ve ark (1997), Hung ve ark (1990), Oruç ve Tulunoğlu (2000) yaptıkları marjinal aralık çalışmalarında her bir örnekten 4 ölçüm yapmışlardır. Groten ve ark (2000) ölçüm bölgelerinin sistematik veya rastgele yolla seçilip seçilmediğine bakmaksızın aralık boyutları hakkında klinik olarak kabul edilebilir bilgi elde etmek için 50 ölçümün gerekliliğini savunmuşlardır. Yeo ve ark (2003) da her bir örnekteki marjinal açıklığı saptamak için en az 50 ölçüm yapılması gerektiğini bildirmişlerdir. Shiratsuchi ve ark (2006), metal seramik kronların marjinal uyumuna bitiş çizgisi dizaynının etkisini inceledikleri çalışmalarında herbir örnekten 60 ölçüm yapmışlarıdır.

Çalışmada bu bilgilerin ışığında her bir grupta 8 örnek olacak şekilde ve her örnekten 60 ölçüm yaparak, tam seramik kor yapıların marjinal aralık değerlendirmesi yapılmıştır.

Dental restoratif materyaller ağız ortamındaki ısı ve pH değişikliklerine sürekli olarak maruz kalmaktadır (Geis-Gerstorfer 1994, Şengün ve ark 2005). Yemek, içmek ve nefes almak ağız içi ısı değişikliklerine sebep olur. Nefes alındığı sırada havanın sıcaklığı, nemi ve hızı ağız ısısında radikal değişikliklere neden olabilir (Şengün ve ark 2005). Termal streslerin neden olduğu büzülme ve genleşmeler sonucu restorasyonlarda marjinal boşluk ve mikrosızıntı artmaktadır. Buna sebep olarak da restoratif materyal ile doğal diş dokularının ısısal genleşme katsayılarının farklı olmaları gösterilmektedir (Verslius ve ark 1996). Restorasyonların ömürleri boyunca maruz kaldıkları ısı değişikliklerini taklit edebilmek için onları in vitro şartlarda termal siklusa maruz bırakmak başvurulan bir metotdur (Ölmez ve ark 1998, Barclay ve ark 2002). Restorasyonların termal siklusu için 4 ºC ila 60 ºC arasında değişen sıcaklıkların kullanılmasını öneren farklı metodlar kullanılmıştır (Von Fraunhofer ve ark 2000, Jang ve ark 2001).

Çalışmada ısısal değişikliklerin diş-restorasyon arayüzündeki adeziv bağlantıda ısısal stresler oluşturarak (Helvatjoglou ve ark 2000) büzülme ve genleşmelere sebep olması ve bunun sonucunda da restorasyonda marjinal aralığın artmasına sebep olmasından yola çıkarak marjinal aralık incelemesi yapılan örnekler termal siklusa tabi tutulmuştur.

Literatürlerde termal siklus uygulamasına bir standart getirilmemiştir. Uygulanan banyonun sıcaklığı, tipi, daldırma zamanı ve banyolar arası transfer zamanında farklılıklar görülmektedir (Gale ve Darvell 1999, Hakimeh ve ark 2000, Şengün ve ark 2005). Bu nedenle çalışmada sıcaklık 5\55 ºC (±2) olarak ve bu ısılarda bekletme süresi 30 saniye olarak standardize edilmiştir.

Literatürlerde termal siklusun sayısıyla ilgili de bir standardizasyon yoktur. Ancak yüksek sayıdaki termal siklus uygulamaları kliniği yansıtan cevaplar verebilmektedir. Kawano ve ark (2001) yaptıkları bir çalışmada kompozit rezinlerin eğilme dayanımında ancak 5000 termal siklustan sonra değişiklik olduğunu ve azaldığını bildirmişlerdir. Bu bilgilerin

ışığında bu çalışmada 6000 termal siklusun marjinal aralığı etkileyebileceği düşüncesinden yola çıkılarak termal siklus sayısı 6000 olarak uygulanmıştır.

Çalışmada iki farklı marjinal dizayn ve 6°,12° ve 20° taper açılarında IPS Empress 2 ve In-Ceram kor alt yapılar klinik olarak kabul edilebilir marjinal açıklıklar göstermiştir. In-Ceram kor örneklerin ortalama marjinal açıklığı (68,01 µm), IPS Empress 2 kor örneklerine göre daha düşük olarak bulunmuştur (78,81µm).

Bu iki sistem arasındaki fark kor yapıların farklı yapım işlemlerine bağlanabilir. IPS Empress 2 kor alt yapıların üretiminde kayıp mum tekniği kullanılmaktadır. Bu, seramik korun yapımında kullanılan çeşitli materyallerin genleşme ve büzülmeleri kor yapının net boyutunu oluşturmaktadır. Bu materyaller arasındaki denge kabul edilebilir uyum için gereklidir. Bizim sonuçlarımıza göre IPS Empress 2 kor alt yapıların daha fazla marjinal açıklık göstermesi bu sebeplerden dolayı yapım hassasiyetiyle ilgili olabilir.

Marjinal dizaynın marjinal uyumsuzluk üzerine etkisinin inceleyen çalışmalar çelişkili sonuçlar bildirmişlerdir. Lin ve ark (1998) marjinal dizaynın Procera kronların marjinal adaptasyonunu etkilediğini bildirmişlerdir. Pera ve ark (1994), 90º shoulder marjinine kıyasla, chamfer ve 50º shoulder diş preparasyonları üzerine yapılan In-Ceram seramik kronlar ile daha iyi marjinal uyum elde etmişlerdir.

Rinke ve ark (1994), Celay ve In-Ceram kronları farklı tip basamaklarda incelemiş, shoulder preparasyonunun chamfer preparasyona göre daha iyi marjinal uyum gösterdiğini ortaya koymuşlardır.

Çalışmada shoulder ve chamfer marjinal dizaynların marjinal uyum açısından istatistik olarak farkı anlamlı bulunmuş, kıyaslamada shoulder marjinal dizayn 71,18 µm'lik ortalama değerle 75,64 µm'lik marjinal açıklığa sahip chamfer marjinal dizaynına göre daha iyi sonuç vermiştir.

Bu sonuca sebep olarak shoulder marjinal dizayndaki belirgin marjinal defektler ve açıklıkların chamfer marjinal dizaynındaki defektlere göre daha kolay saptanabilmesi gösterilebilir (Cho ve ark 2004). Bu sayede IPS Empress 2 kor yapımı sırasında bu bölgelere gerekli mum ilavesi ve In-Ceram kor yapımı sırasında porselen ilavesi yapılarak marjinal açıklık en aza indirilebilmektedir.

Ayrıca, shoulder marjinal dizayn, chamfer marjinal dizayna göre siman kaçışına daha kolay izin vermekte (Pera ve ark 1994, Lin ve ark 1998, Cho ve ark 2004), buda marjinal aralığın daha az olmasına sebep olabilmektedir.

Çalışmanın marjinal aralık bulgularına göre üç farklı taper açısı arasındaki fark istatistik olarak anlamlıdır. Üç farklı taper açısının marjinal aralık ölçüm değerlerinin ortalamalarına bakıldığında taper açısı arttıkça marjinal aralıkta artış görülmüştür. 6° taper açısında ortalama marjinal aralık değeri 64,81 µm, 12° taper açısında 73,88 µm ve 20° taper açısında 81,55 µm'dir.

Taper açısının artması restorasyonun tutuculuk ve direncinde azalmaya neden olmaktadır. Sonuç olarak da düşük taper açısında kor alt yapı daha fazla stabiliteye sahip olmakta ve çok daha doğru şekilde diş yapısına adapte olabilmekte, bu sayede marjinal aralıkta azalma görülmektedir.

Taper açısı arttıkça her iki seramik sisteminde marjinal açıklıklarındaki artışın diğer bir sebebi de yapım aşamasında kor yapıların büzülme göstermesidir. Büzülme porselen hacminin bir fonksiyonudur (Hobo 1982) ve taper arttıkça fırınlama büzülmesinin miktarının artmasının sebebi porselen hacminin bu bölgelerde artmasından kaynaklanmaktadır. Taper açısı arttığı zaman görülen daha geniş marjinal açıklıklar porselenin buralarda daha geniş hacmiyle ve buna bağlı olarak daha fazla büzülmesiyle ilgili olabilir.

Bu çalışmada elde edilen sonuçlar şu şekilde sıralanabilir;

1. Farklı marjinal dizayn ve taper açılarında IPS Empress 2 ve In-Ceram kor alt yapılar arasındaki baskı dayanıklılığı değerleri istatistik olarak anlamlı bulunmuştur. 3416,75 N ortalama kırılma dayanımı ile In-Ceram kor alt yapılar, 2263,03 N ortalama dayanıklılık değerine sahip IPS Empress 2 kor alt yapılara göre daha dayanıklıdır.

2. IPS Empress 2 ve In-Ceram kor alt yapıların farklı marjinal dizayn ve taper açılarındaki marjinal uyumlarının kıyaslanmasında iki kor alt yapı arasında fark istatistik olarak anlamlı bulunmuştur. In-Ceram kor alt yapılar 68,01 µm ile 78,81 µm ortalama marjinal açıklık değerine sahip IPS Empress 2 kor altyapılara göre daha düşük marjinal açıklık göstermiştir.

3. Marjinal dizaynın tipi IPS Empress 2 ve In-Ceram kor altyapıların baskı dayanımlarını ve marjinal uyumlarını etkilemiştir. Shoulder marjinal dizayna sahip seramik kor yapılar (3009,66 N), chamfer marjinal dizayna sahip seramik kor yapılara (2670,11 N) göre daha yüksek kırılma dayanımı göstermiştir.

4. Marjinal uyum değerlendirmesinde ise, shoulder marjinal dizayna sahip seramik kor yapılar (71,18 µm), chamfer marjinal dizayna sahip seramik kor yapılara (75,64 µm) göre daha düşük marjinal açıklık göstermiştir.

5. Farklı taper açıları da her iki kor sisteminin kırılma dayanımı ve marjinal uyumunu etkilemiştir. 12° taper açısı en fazla kırılma dayanımı değeri gösterirken (3091,94 N), 6° ve 20° taper açısına sahip kor alt yapılar arasında kırılma dayanımında anlamlı bir fark bulunamamıştır. 6° taper açısı (2800,01 N) ortalama kırılma dayanımı değeri ile 20° taper açısına sahip kor alt yapılara göre daha fazla kırılma dayanımı değeri göstermiştir (2627,71 N).

6. Taper açıları ile marjinal uyumlar arasındaki değerlendirmede, taper açısı arttıkça marjinal açıklıkta artış görülmüştür. En düşük marjinal açıklık 6° taper açısına sahip kor alt

yapılarda görülmüştür (64,81 µm), bunu 12° taper açısı takip etmiştir (73,88 µm), en yüksek marjinal açıklık değeri ise 20° taper açısına sahip kor alt yapılarda görülmüştür (81,55 µm).

7. Bulunan marjinal aralık değerleri ise klinik olarak maksimum kabul edilir sınır olan 120 µm'nin altındadır.

8. Bu çalışmanın sonuçları genel olarak değerlendirildiğinde In-Ceram kor alt yapılar IPS Empress 2 kor alt yapılara göre shoulder marjinal dizaynında daha fazla kırılma dayanımı ve marjinal uyum göstermiştir. Bu sonuçlar posterior bölgelerde shoulder marjinal dizaynı tarafından desteklenen In-Ceram sistemlerini tercih nedenimiz olabilir. 12° taper açısı posterior bölgede tam seramik kronları desteklemede uygun taper açısı olarak düşünülebilir.

9. Taper açısı arttıkça marjinal aralığın artmasından dolayı preparasyon sırasında taper açısı mümkün olduğunca küçük tutulmaya çalışılması marjinal uyum açısından klinik olarak tavsiye edilebilir.

6. ÖZET

S.Ü. Sağlık Bilimleri Enstitüsü

Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı

DOKTORA TEZİ / KONYA-2007

H.Nalan BOZOĞULLARI

Danışman

Prof. Dr. Özgür İNAN

İki Farklı Tam Seramik Kor Materyalinin Baskı Dayanıklılığı ve Marjinal Uyumu Üzerine Farklı Marjinal Dizayn ve Taper Açılarının Etkisi

Bu çalışmanın amacı, çiğneme kuvvetlerinin yoğun olduğu posterior bölgedeki iki farklı tam seramik kor sisteminin kırılma dayanımı ve marjinal uyumuna farklı marjinal dizayn ve taper açılarının etkisini in vitro şartlar altında incelemektir.

Çalışmada, IPS Empress 2 ve In-Ceram kor materyalinin shoulder ve chamfer marjinal dizayn ve 6°, 12° ve 20° taper açısındaki marjinal uyumları doğal dişlerde, baskı kuvvetlerine karşı dayanıklılıkları metal day'lar üzerinde incelenmiştir. Baskı dayanıklılığı testi için 96 adet metal day ve marjinal uyum ölçümleri için 96 adet diş iki tip kor için 48'erli iki alt gruba ayrıldı. Bu iki gruptaki day ve dişler daha sonra kendi aralarında farklı marjinal dizayn ve taper açıları içeren her grupta 8 örnek olacak şekilde 6 alt gruba ayrıldı. Tam seramik kor materyallerinin standart boyutlarda olması için özel bir kalıp tornada hazırlandı. Bu kalıbın yardımıyla IPS Empress 2 ve In-Ceram kor örnekler hazırlandı.

Seramik örneklerin simantasyonunda Variolink II Professional dual-cure rezin siman kullanıldı. Uygulanan işlemler üretici firmanın talimatına göre yapıldı. Polimerizasyon için 30 N'luk sabit yük altında 5 dakika beklendi.

Simantasyondan sonra 24 saat suda bekletilen örneklere kırılma dirençlerinin tespiti için baskı dayanıklılığı testi yapıldı. Test için Universal Test Cihazı (basma-koparma-çekme test

cihazı) kullanıldı. 0.5 mm/dk itme hızı ile örneklere kuvvet uygulandı. Seramik korların kırılma anındaki değerleri Newton cinsinden kaydedildi.

Marjinal aralık ölçümü, her bir örneğin tüm marjin çevresinde birbirine eşit uzaklıktaki 60 noktadan yapıldı. Marjinal aralığın ölçümü için analiz sistemi, bir mikroskop, bir kamera, bilgisayar ve özel bir softwareden oluşmaktaydı. Değerler mikron cinsinden belirlendi. Tüm ölçümler yapıldıktan ve kaydedildikten sonra her bir örnekten elde edilen 60 ölçümün ortalaması alınarak örneğe ait marjinal aralık ölçüm değeri elde edildi.

Farklı seramik materyalleri, marjinal dizayn şekilleri ve taper açılarının marjinal aralık ve baskı dayanıklılığı testlerinden elde edilen değerlere etkisini değerlendirmede, 3 yönlü varyans analizi yapılmıştır. Seramik-marjinal dizayn, seramik-taper açıları, seramik-marjin-taper arasındaki etkileşimleri incelemek için varyansların normal ve homojen dağılmamasından dolayı nonparametrik bir test olan Kruskal-Wallis ve Mann-Whitney U analizleri uygulanarak gruplar arasındaki farklılıklar incelendi.

Üç yönlü varyans analizi sonucunda seramikler, marjinal dizayn ve taper açılarının kendi aralarındaki ve seramik-marjinal dizayn, seramik-taper açısı, seramik-marjinal dizayn-taper açıları arasındaki baskı dayanıklılığı açısından etkileşim istatistik olarak önemli bulunmuştur ($p<0.05$).

Marjinal aralık ölçümünden elde edilen verilerin üç yönlü varyans istatistik analizi sonucunda seramikler, marjinal dizayn ve taper açılarının kendi aralarında ve seramik-marjinal dizayn, seramik-taper açısı, marjinal dizayn-taper açısı ve seramik-marjinal dizayn-taper açısı arasındaki etkileşim istatistik olarak önemli bulunmuştur ($p<0.05$).

Shoulder marjinal dizayna sahip seramik kor yapılar, chamfer marjinal dizayna sahip seramik kor yapılara göre daha fazla kırılma dayanımı göstermiştir. Shoulder marjinal dizayna sahip seramik kor yapılar, chamfer marjinal dizayna sahip seramik kor yapılara göre daha düşük marjinal açıklık göstermiştir.

12° taper açısı en fazla kırılma dayanımı değeri gösterirken 6° ve 20° taper açısına sahip kor alt yapılar arasında kırılma dayanımında anlamlı bir fark bulunamamıştır ($p>0.05$). 6° taper açısı ortalama kırılma dayanımı değeri ile 20° taper açısına sahip kor alt yapılara göre daha fazla kırılma dayanımı değeri göstermiştir.

En düşük marjinal açıklık 6° taper açısına sahip kor alt yapılarda görülmüştür. Bunu 12° taper açısı takip etmiştir, en yüksek marjinal açıklık değeri ise 20° taper açısına sahip kor alt yapılarda tespit edilmiştir.

In-Ceram kor alt yapılar IPS Empress 2 kor alt yapılara göre shoulder marjinal dizaynında daha fazla kırılma dayanımı ve marjinal uyum göstermesi posterior bölgelerde shoulder marjinal dizaynı tarafından desteklenen In-Ceram sistemlerini tercih nedenimiz olabilir. 12° taper açısı posterior bölgede tam seramik kronları desteklemede uygun taper açısı olarak düşünülebilir.

Taper açısı arttıkça marjinal aralığın artmasından dolayı preparasyon sırasında taper açısı mümkün olduğunca küçük tutulmaya çalışılması marjinal uyum açısından klinik olarak tavsiye edilebilir.

7. SUMMARY

The Effect of Different Margin Designs and Taper Angles on The Compressive Strength and Marginal Fit of Two Different All Ceramic Cores

The aim of this in vitro study was to investigate the effect of different margin designs and taper angles on fracture strength and marginal fit of two different all ceramic core systems in posterior region where chewing forces were intense.

In this study, marginal fits of IPS Empress 2 and In–Ceram cores with shoulder and chamfer marginal designs and 6°, 12°, 20° taper angles were investigated on natural teeth and their resistance against compressive stress were investigated on metal dies. 96 metal dies were used for the compressive strength test and 96 teeth were used for marginal fit test. These dies and teeth were divided into 2 groups. Then these two groups of teeth and dies were divided into 6 subgroups of 8 specimens each with different marginal design and taper angles. For standardization, all ceramic core materials were prepared using a special mould which were made on lathe.

Variolink II Professional dual-cure resin cement was used for cementation of ceramic specimens following the manufacturer's instructions. The core specimens were placed under a static load of 30 N for 5 minutes for polimerization.

After cementation, specimens were stored in water for 24 hours before being subjected to compressive loading to establish fracture resistance. A Universal Test Device (press-break off-pull test device) was used at a crosshead speed of 0,5 mm/min for the test. The data at the time of fracture of ceramic cores were recorded in Newtons.

Marginal gap measurement was made from 60 equal distance measuring points around the entire circumferential margin of each specimen. An analysing system for measuring marginal gaps consisting of a microscope, a camera, a special software system. Measurements

were recorded in microns. The average of 60 measurements were used to determine marginal gap measurement that particular specimen.

Three-way of analysis variance was used to evaluate the effect of compressive strength and marginal gap of different ceramic materials, margin designs and taper angles. Kruskal-Wallis and Mann Whitney U analyses were used to examine the interaction between ceramic-marginal design, ceramic-taper angles, and ceramic-marginal design-taper angle.

Compressive strength interaction was statistically significant within the ceramic, margin design and taper angle groups and between the ceramic-marginal design, ceramic-taper angle, ceramic-marginal design-taper angle groups ($p<0,05$).

Marginal gap interaction was statistically significant within the ceramic, margin designs and taper angle groups and among ceramic-marginal design, ceramic- taper angle, ceramic-marginal design-taper angle groups ($p<0,05$).

Ceramic cores with shoulder marginal design were showed significantly higher fracture strength than ceramic cores with chamfer marginal designs. Ceramic cores with shoulder marginal design showed significantlly lower marginal gap than with chamfer marginal designs.

Cores with 12° taper angle were showed the highest fracture strength. No statistically significant differences were found between the cores with 6° and 12° angles ($p<0,05$). Mean fracture strength of cores with 6° taper angle were higher than cores with 20° taper angle.

The smallest marginal gap was seen in cores with 6° taper angles. Cores with 12° taper angle followed this and the highest marginal gap was found in cores with 20° taper angle.

When we compare In-Ceram cores with IPS Empress 2 cores we prefere In-Ceram systems supported by shoulder marginal design since it has more fracture strenght and more marginal fit in shoulder marginal design in posterior areas. 12° taper angle can be considered as appropriate taper angle for supporting all ceramic crowns in posterior region.

As the more taper angle increases the more marginal gap increases it could be advised clinically for marginal fit that during preparation the taper angle should be as small as possible.

8. KAYNAKLAR

Abbate MF, Tjan AH, Fox WM (1989) *Comparison of the marginal fit of various ceramic crown systems,* J Prosthet Dent, 61, 527-531.

Aksoy G (2003) *Dental seramiklerde glazür katmanının önemi,* E Ü Dişhek Fak Derg, 24, 103-111.

Anusavice KJ, Hojjatie B (1992) *Tensile stress in glass-ceramic crowns: Effect of flaws and cement voids,* Int J Prosthodont, 5, 351-358.

Anusavice KJ (1996) *Phillips' Science of Dental Materials,* 10th ed, Philadelphia, Saunders.

Attar N, Tam LE, McComb D (2003) *Mechanical and physical properties of contemporary dental luting agents,* J Prosthet Dent, 89, 127-134.

Attia A, Kern M (2004) *Influence of cyclic loading and luting agents on the fracture load of two all-ceramic crown systems,* J Prosthet Dent, 92, 551-556.

Baldissara P, Baldissara S, Scotti R (1998) *Reliability of tactile perception using sharp and dull explorers in marginal opening identification,* Int J Prosthodont, 11, 591-594.

Balkaya MC, Çınar A, Pamuk S (2005) *Influence of firing cycles on the margin distortion of 3 all-ceramic crown systems,* J Prosthet Dent, 93, 346-355.

Barclay CW, Boyle EL, Williams R, Marquis PM (2002) *The effect of thermocycling on five adhesive luting cements,* J Oral Rehabil, 29, 546-552.

Behr M, Rosentritt M, Latzel D, Kreisler T (2001) *Comparison of three types of fiber-reinforced composite molar crown on their fracture resistance and marginal adaptation,* J Dent, 29, 187-196.

Bernal G, Jones RM, Brown DT, Munoz CA, Goodacre CJ (1993) *The effect of finish line form and luting agents on the breaking strength of Dicor crowns,* Int J Prosthodont, 6, 286-290.

Beschnidt SM, Strub JR (1999) *Evaluation of the marginal accuracy of different all-ceramic crown systems after simulation in the artificial mouth*, J Oral Rehabil, 26, 582-593.

Bindl A, Mörmann WH (2002) *An up to 5-year clinical evaluation of posterior In-Ceram CAD\CAM core crowns,* Int J Prosthodont, 15, 451-456.

Bindl A, Mörmann WH (2005) *Marginal and internal fit of all-ceramic CAD\CAM crown-copings on the chamfer preparations,* J Oral Rehabil, 32, 441-447.

Bindl A, Lüthy H, Mörmann WH (2006) *Thin-wall ceramic CAD\CAM crown copings: Strength and fracture pattern,* J Oral Rehabil, 33, 520-528.

Blair FM, Wassell RW, Steele JG (2002) *Crowns and other extra-coronal restorations: Preparations for full veneer crowns,* British Dental Journal, 192, 561-571.

Blatz MB (2002) *Long-term clinical success of all-ceramic posterior restorations,* Quintessence Int, 33, 415-426.

Blatz MB, Sadan A, Kern M (2003) *Resin-ceramic bonding: A review of the literature*, J Prosthet Dent, 89, 268-274.

Boening KW, Wolf BH, Schmidt AE, Kastner K, Walter MH (2000) *Clinical fit of Procera AllCeram crowns*, J Prosthet Dent, 84, 419-424.

Borges GA, Sophr AM, Goes MF, Sobrinho LC, Chan DCN (2003) *Effect of etching and airborne particle abrasion on the microstructure of different dental ceramics,* J Prosthet Dent, 89, 479-488.

Boyle JJ Jr, Naylor WP, Blackman RB (1993) *Marginal accuracy of metal ceramic restorations with porcelain facial margins,* J Prosthet Dent, 69, 19-27

Burke FJT (1995) *Fracture resistance of teeth restored with dentin-bonded crowns: The effect of increased tooth preparation,* Quintessence Int, 26, 293-300.

Burke FJT (1996) *Fracture resistance of teeth restored with dentin-bonded crowns: The effect of increased tooth preparation,* Quintessence Int, 27, 115-121.

Burke FJT, Shortall ACC, Combe EC, Aitchison TC (2002) *Assessing restorative dental materials: 1.test methods and assessment of results,* Dent Update, 29, 188-194.

Butel EM, Campell JC, DiFiore PM (1991) *Crown margin design: A dental school survey,* J Prosthet Dent, 65, 303-305.

Campagni WV, Preston JD, Reisbick MH (1982) *Measurement of paint-on die spacers used for casting relief,* J Prosthet Dent, 47, 606-611.

Caputo A, Standlee J P (1987) *Biomechanics in clinical dentistry*, Quintessence Pub Co Inc, Chicago.

Carrier DD, Kelly JR (1995) *In-Ceram failure behavior and core-veneer interface quality as influenced by residual infiltration glass,* J Prosthodont, 4, 237-242

Castellani D, Baccetti T, Giovannoni A, Bernardini UD (1994) *Resistance to fracture of metal ceramic and all-ceramic crowns,* Int J Prosthodont, 7, 149-153.

Cattell MJ, Chadwick TC, Knowles JC, Clarke RL, Lynch E (2001) *Flexural strength optimisation of a leucite reinforced glass ceramics,* Dent Mater, 17, 21-33.

Chen HY, Hickel R, Setcos JC, Kunzelmann KH (1999) *Effects of surface finish and fatigue testing on the fracture strength of CAD\CAM and pressed ceramic crowns,* J Prosthet Dent, 82, 468-475.

Chiche GJ, Pinault A (1994) *Esthetics of anterior fixed prosthodontics*, Qunissence Pub Co, Inc, Chicago.

Cho L, Choi J, Yi YJ, Park CJ (2004) *Effect of finish line variants on marginal accuracy and fracture strength of ceramic optimized polymer\fiber-reinforced composite crowns,* J Prosthet Dent, 91, 554-560.

Christensen GJ (1997) *Cements used for full crown restorations: A survey of the American Academy of Esthetic Dentistry,* J Esthet Dent, 9, 20-26.

Coli P, Karlsson S (2004) *Fit of a new pressure-sintered zirconium dioxide coping,* Int J Prosthodont, 17, 59-64.

Coşkun A (2002) *Farklı metal desteksiz porselen sistemlerinin kenar uyumu ve mikrosızıntıya etkisi ile eğilme dayanıklılıklarının incelenmesi,* Doktora tezi, C Ü Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Sivas.

Coşkun A, Yaluğ S (2002) *Metal desteksiz porselen sistemleri,* C Ü Dişhek Fak Derg, 5, 97-102.

Craig RG (1997) *Restorative dental materials*, 10th ed, Ed by RG Craig, Mosby Yearbook St Louis.

Crispin BJ (1994) *Contemporary Esthetic Dentistry: Practice Fundamentals. Chapter 6: Esthetic ceramic restorative materials and techniques*, Quintessence Pub Co, Inc, Tokyo.

Cronin R, Cagna DR (1997) *An update on fixed prosthodontics,* J Am Dent Assoc, 128, 425-436.

Culp L (1999) *Empress 2. First year clinical results,* J Dent Technol, 16, 12-15.

Çalıkkocaoğlu S (1981) *Bölümlü Protezler,* Kudret Maatbası, İstanbul.

Değer S, Caniklioğlu MB (1998) *Metal-Seramik çalışmalarında kullanılan seramik materyalinin genel özellikleri,* A Ü Dişhek Fak Derg, 25, 115-120.

De Jager N, De Kler M, Van Der Zel JM (2006) *The influence of different core material on the FEA-determined stress distribution in dental crowns,* Dent Mater, 22, 234-242.

Della Bona A, Anusavice KJ, Mecholsky JJ Jr (2003) *Failure analysis of resin composite bonded to ceramic,* Dent Mater, 19, 693-699.

Deng Y, Miranda P, Pajares A, Lawn BR (2003) *Fracture of ceramic\ceramic\polymer trilayers for biomechanical applications,* J Biomed Mater Res, 53, 304-313.

Denry IL (1996) *Recent advances in ceramics for dentistry,* Crit Rev Oral Biol Med, 7, 134-143.

Derand P, Derand T (2001) *Bond strength of luting cements to zirconium oxide ceramics,* Int J Prosthodont, 13, 131-135.

Diaz-Arnold AM, Vargas MA, Haselton DR (1999) *Current status of luting agents for fixed prosthodontics,* J Prosthet Dent*,* 81, 135-141

Dong JK, Luthy H, Scharer P (2000) *Strength and microstructure of IPS Empress 2 glass-ceramic after different treatments,* Int J Prosthodont, 13, 468-472.

Doyle MG, Munoz CA, Goodacre CJ, Friedlander LD, Moore BK (1990a) *The effect of tooth preparation on the breaking strength of Dicor crowns: Part 2,* Int J Prosthodont, 3, 241-248.

Doyle MG, Goodacre CJ, Munoz CA, Andres CJ (1990b) *The effect of tooth preparation on the breaking strength of Dicor crowns: Part 3,* Int J Prosthodont, 3, 327-340.

Drummond JL, King TJ, Bapna MS, Koperski RD (2000) *Mechanical property evaluation of pressable restorative ceramics,* Dent Mater, 16, 226-233.

Dündar M, Güngör MA, Çal E (2003) *Multidisciplinary approach to restoring anterior maxillary partial edentulous area using an IPS Empress 2 fixed partial denture: A clinical report,* J Prosthet Dent, 89, 327-330.

Erçoban E (1998) *İki Farklı Kor Yapım Tekniğine Sahip In-Ceram ve IPS Empress Tam Porselen Sistemlerinin Farklı Dentin Kalınlıkları ve Farklı Fırınlama Sayılarına Gösterdikleri Renk Değişikliklerinin İncelenmesi,* Doktora Tezi, A Ü Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Ankara.

Esquivel JF, Chai J, Wozniak WT (1996) *The physical properties of low-fusing porcelains for titanium*, Int J Prosthodont, 9, 563-571.

Etemadi S, Smales RJ, Drummond PW, Goodhart JR (1999) *Assessment of tooth preparation design for posterior resin-bonded porcelain restorations,* J Oral Rehabil, 26, 691-697.

Ferrari M, Mason PN, Poli L, Di Dente M (1994) *Marginal adaptation of crowns: A scanning electron microscopic investigation,* Int J Periodontics Restorative Dent, 14, 272-279.

Ferro KJ, Myers ML, Graser GN (1994) *Fracture strength of full-contoured ceramic crowns and porcelain-veneered crowns of ceramic copings,* J Prosthet Dent, 71, 462-467.

Fisher H, Rentzsch W, Marx R (2002) *R-curve behavior of dental ceramics,* J Dent Res, 81, 547-551.

Fransson B, Øilo G, Geitanger R (1985) *The fit of metal-ceramic crowns, a clinical study,* Dent Mater, 1, 197-199.

Friedlander LD, Munoz CA, Goodacre CJ, Doyle MG, Moore BK (1990) *The effect of tooth preparation design on the breaking strength of Dicor crowns: Part I,* Int J Prosthodont, 3, 159-168.

Gale MS, Darvell BW (1999) *Thermocycling procedures for laboratory testing of dental restorations,* J Dent, 27, 89-99.

Gavelis JR, Morency JD, Riley ED, Sozio RB (1981) *The effect of various finish line preparations on the marginal seal and occlusal seat of full crown preparation,* J Prosthet Dent, 45, 138-45.

Geis-Gerstorfer J (1994) *In vitro corrosion measurements of dental alloys,* J Dent, 22, 247-251.

Giordano RA, Pelletier L, Campbell S, Pober R (1995) *Flexural strength of an infused ceramic, glass ceramic and feldspathic porcelain,* J Prosthet Dent, 73, 411-418.

Goodacre CJ, Campagni WV, Aquilino SA (2001) *Tooth preparations for complete crowns: An art form based on scientific principles*, J Prosthet Dent, 85, 363-376.

Grey NJ, Piddock V, Wilson MA (1993) *In vitro comparison of conventional crowns and a new all-ceramic system,* J Dent, 21, 47-51.

Groten M, Probster L (1997) *The influence of different cementation modes on the fracture resistance of feldspathic ceramic crowns,* Int J Prosthodont, 10, 169-177.

Groten M, Girthofer S, Pröbster L (1997) *Marginal fit consistency of copy-milled all-ceramic crowns during fabrication by light and scanning electron microscopic analysis in vitro*, J Oral Rehabil, 24, 871-881.

Groten M, Axmann D, Pröbster L, Weber H (2000) *Determination of the minimum number of marginal gap measurements required for practical in vitro testing*, J Prosthet Dent, 83, 40-49.

Gu XH, Kern M (2003) *Marginal discrepancies and leakage of all-ceramic crowns: Influence of luting agents and aging conditions,* Int J Prosthodont, 16, 109-116

Guazzato M, Albakry M, Ringer SP, Swain MV (2004a) *Strength, fracture toughness and microstructure of a selection of all-ceramic materials. Part I. Pressable and alumina glass-infiltrated ceramics,* Dent Mater, 20, 441-448.

Guazzato M, Albakry M, Ringer SP, Swain MV (2004b) *Strength, fracture toughness and microstructure of a selection of all-ceramic materials. Part II. Zirconia-based dental ceramics*, Dent Mater, 20, 449-456.

Guazzato M, Proos K, Quach L, Swain MV (2004c) *Strength, reliability and mode of fracture of bilayered porcelain\core ceramics,* Int J Prosthodont, 17, 142-149.

Guazzato M, Albakry M, Swain MV, Ironside JV (2002) *The mechanical properties of In-Ceram Alumina and In-Ceram Zirconia,* Int J Prosthodont, 15, 339-346.

Güngör MA, Küçük M, Dündar M, Karaoğlu Ç, Artunç C (2004) *Effect of temperature and stress distribution on all-ceramic restorations by using a three-dimensional finite element analysis,* J Oral Rehabil, 31,172-178.

Güngör MA, Dündar M, Karaoğlu Ç, Sonugelen M, Artunç C (2005) *Tam seramik malzemelerde basamak şeklinin gerilim dağılımına etkisi: Sonlu elemanlar stres analizi,* E Ü Dişhek Fak Derg, 26, 145-153.

Hakimeh S, Vaidyanathan J, Houpt ML, Vaidyanathan TK, Von Hagen S (2000) *Microleakage of compomer Class V restorations. Effet of load cycling,* J Prosthet Dent, 83, 194-203.

Helvatjoglou-Antoniades M, Theodoridou-Pahini S, Papadogiannis Y, Karezis A (2000) *Microleakage of bonded amalgam restorations: Effect of thermocycling,* Oper Dent, 25, 316-323.

Hobo S (1982) *Distortion of occlusal porcelain during glazing,* J Prosthet Dent, 47, 154-156.

Holmes JR, Bayne SC, Holland GA, Sulik WD (1989) *Considerations in measurement of marginal fit*, J Prosthet Dent, 62, 405-408.

Hondrum SO (1992) *A review of the strength properties of dental ceramics,* J Prosthet Dent, 67, 859-864.

Höland W, Schweiger M, Frank M, Rheinberger V (2000) *A comparison of the microstructure and properties of the IPS Empress 2 and the IPS Empress glass ceramics*, J Biomed Mater Res, 53, 297-303

Hung SH, Hung KS, Eick JD, Chappell RP (1990) *Marginal fit of porcelain-fused-to-metal and two types of ceramic crown*, J Prosthet Dent, 63, 26-31.

Ivoclar Vivadent AG (2005) *The Compatible All-Ceramic System,* Dental Technician and Instructor, Schaan, Liechtenstein

Jacobs MS, Windeler AS (1991) *An investigation of dental luting cement solubility as a function of the marginal gap,* J Prosthet Dent, 65, 436-442.

Jahangiri L, Wahlers C, Hittelman E, Matheson P (2005) *Assessment of sensitivity and specificity of clinical evaluation of restoration marginal accuracy compared to stereomicroscopy,* J Prosthet Dent, 93, 138-142.

Jang KT, Chung DH, Shin D, Garcia-Godoy F (2001) *Effect of eccentric load cycling on microleakage of class V flowable and packable composite resin restorations,* Oper Dent, 26, 603-608.

Jones DW (1985) *Development of dental ceramics,* Dent Clin North Am, 29, 621-645.

Josephson BA, Schulman A, Dunn ZA, Hurwitz W (1991) *A compressive strength study of complete ceramic crowns. Part II,* J Prosthet Dent, 65, 388-391.

Kamposiora P, Papavasiliou G, Bayne SC, Felton DA (1996) *Stress concentration in all-ceramic posterior fixed partial dentures,* Quintessence Int, 27, 701-706.

Kawano F, Ohgurı T, Ichıkawa T, Matsumoto N (2001) *Influence of therma cycles in water on flexural strength of laboratory-processed composite resin,* J Oral Rehabil, 28, 703-707.

Kedici PS (2002) *Tam seramikler*, Türk Diş Hekimliği Birliği Dergisi, 71, 78-80.

Kelly JR (1999) *Clinically relevant approach to failure testing of all-ceramic restorations,* J Prosthet Dent, 81, 652-661.

Kern M, Thompson VP (1995) *Bonding to glass infiltrated alumina ceramic: Adhesive methods and their durability,* J Prosthet Dent, 73, 240-249.

Kiliaridis S, Kjellberg H, Wenneberg B, Engstrom C (1993) *The relationship between maximal bite force, bite force endurance and facial morphology during growth. A cross-sectional study,* Acta Odontol Scand, 51, 323-331.

Knobloch L, Kerby RE, Berlin JS, Lee J (1997) *Fracture toughness of resin-based luting cements,* J Dent Res, 76, 155 (abstract 1131).

Kokubo Y, Nagayama Y, Tsumita M, Ohkubo C, Fukushima S, Vult von Steyern P (2005) *Clinical marginal and internal gaps of In-Ceram cowns fabricated using the GN-I system,* J Oral Rehabil, 32, 753-758.

Komine F, Tomic M, Gerds T, Strub JR (2004) *Influence of different adhesive resin cements on the fracture strength of aluminum oxide ceramic posterior crowns,* J Prosthet Dent, 92, 359-364.

Ku CW, Park SW, Yang HS (2002) *Comparison of the fracture strengths of metal-ceramic crowns and three ceromer crowns,* J Prosthet Dent, 88, 170-175.

Kurtiş B (2001) *Sabit protetik restorasyonlarda kron marjini pozisyonları ve marjinal uyumluluğun periodontal sağlık üzerine etkisi,* A Ü Dişhek Fak Derg, 28, 111-118.

Kuybulu EO (2004) *Sabit protetik restorasyonlara kırma deneylerinin test metodolojisi ve sonuçlarının değerlendirilmesi,* Akademik Dental Dişhekimliği Dergisi, 3, 24-29.

Laurell L, Lundgren D (1984) *A standardized programme for studying the occlusal force pattern during chewing and biting in prosthetically restored dentitions,* J Oral Rehabil, 11, 39-44.

Lawn BR, Deng Y, Thompson VP (2001) *Use of contact testing in the characterization and design of all-ceramic crownlike layer structures: A review,* J Prosthet Dent, 86, 495-510.

Leevailoj C, Platt JA, Cochran MA, Moore BK (1998) *In vitro study of fracture incidence and compressive fracture load of all-ceramic crowns cemented with resin-modified glass ionomer and other luting agents,* J Prosthet Dent, 80, 699-707.

Leong D, Chai J, Lautenschlager E, Gilbert J (1994) *Marginal fit of machine-milled titanium and cast titanium single crowns*, Int J Prosthodont, 7, 440-447.

Li ZC, White SN (1999) *Mechanical properties of dental luting cements,* J Prosthet Dent, 81, 597-609.

Lin MT, Sy-Munoz J, Munoz CA, Goodacre CJ, Naylor WP (1998) *The effect of tooth preparation form on the fit of Procera copings,* Int J Prosthodont, 11, 580-590.

Lopes MB, Consani S, Sinhoreti MAC, Correr-Sobrinho L (2005) *Influence of recasting palladium-silver alloy on the fit of crowns with different marginal configurations,* J Prosthet Dent, 94, 430-434.

Ludwig K, Joseph K (1994) *Untersuchungen zur Bruchfestigkeit von IPS Empress-Kronen in Abhangigkeit von den Zementier-modalitaten,* Quintessenz Zahntech, 20, 247-256.

Luthardt RG, Holzhüter M, Sandkuhl O, Herold V, Schnapp JD, Kuhlisch E, Walter M (2002) *Reliability and properties of ground Y-TZP-Zirconia ceramics,* J Dent Res, 81, 487-491.

Lüthy H, Filser F, Loeffel O, Schumacher M,Gauckler LJ, Hammerle CHF (2005) *Strength and reliability of four-unit all-ceramic posterior bridges,* Dent Mater, 21, 930-937.

Malament KA, Socransky SS (1999) *Survival of Dicor glass-ceramic dental restorations over 14 years. Part II: Effect of thickness of Dicor material and design of tooth preparation,* J Prosthet Dent, 81, 662-667.

May KB, Russell MM, Razzoog ME, Lang BR (1998) *Precision of fit: The Procera AllCeram crown*, J Prosthet Dent, 80, 394-404.

McComb D (1996) *Adhesive luting cements-classes, criteria, and usage,* Compend Contin Educ Dent, 17, 759-762.

McLaren EA (1998) *All-ceramic alternatives to conventional metal-ceramic restorations,* Compendium, 19, 307-325.

McLaren EA, White SN (2000) *Survival of In-Ceram crowns in a private practice: A prospective clinical trial*, J Prosthet Dent, 83, 216-222.

McLaren E (2005) *How is zirconia different and how does it compare to traditional all-ceramics?,* Synergy in Dentistry, 3, 4-22.

McLean JW, von Fraunhofer JA (1971) *The estimation of cement film thickness by an in vivo technique*, Br Dent J, 131, 107-111.

McLean JW (1979) *The science and art of dental ceramics, Vol I*, 1st ed, Quintessence Pub Co Inc, Chicago.

McLean JW (1991) *The science and art of dental ceramics,* Oper Dent, 16, 149-156.

McLean JW (1995) *New dental ceramics and esthetics,* J Esthet Dent, 7, 141-149.

McLean JW, Odont D (2001) *Evoluation of dental ceramics in the twentieth century,* J Prosthet Dent, 85, 61-66.

Mendonca JS, Gomes JEF, Franca MTC, Lauris JRP, Navarro MFL (1997) *Diametral tensile strength of conventional and resin-modified glass-ionomer luting cements,* J Dent Res, 76, 318 (abstract 2440).

Moscovich H, Creugers NH, Jansen JA, Wolke JG (1998) *Loss of sound tooth structure when replacing amalgam restorations by adhesive inlays,* Oper Dent, 23, 327-331.

Mörmann WH, Bindl A (2002) *All ceramic, chair side computer aided design/computer aided machining restorations*, Dent Clin N Am, 46, 405-426.

Nagai T, Kawamoto Y, Kakehashi Y, Matsumura H (2005) *Adhesive bonding of a lithium disilicate ceramic material with resin-based luting agents,* J Oral Rehabil, 32, 598-605.

Narcisi EM (1999) *Three-unit bridge construction in anterior single-pontic areas using a metal-free restorative,* Compend Contin Educ Dent, 20, 109-120.

O'Brien WJ (1997) *Dental Materials and Their Selection*, 2nd ed, Ed by WJ O'Brien Quintessence Pub Co Inc, Carol Stream, Illinois.

Oden A, Anderson M, Ondracek IK, Magnusson D (1998) *Five year clinical evaluation of Procera All-Ceram crowns,* J Prosthet Dent, 80, 450-456.

Ohyama T, Yoshinari M, Oda Y (1999) *Effect of cyclic loading on the strength of all-ceramic materials,* Int J Prosthodont, 12, 28-37.

Oktay HG (2003) *Tüm Seramik Sistemler,* E Ü Dişhek Fak Derg, 24, 11-16

Olsson KG, Furst B, Andersson B, Carlsson GE (2003) *A long term retrospective and clinical follow-up study of In-Ceram Alumina FPDs,* Int J Prosthodont, 16, 150-156.

Oruç S, Tulunoğlu İ (2000) *Fit of titanium and a base metal alloy metal-ceramic crown*, J Prosthet Dent, 83, 314-318.

Oyar P (2002) *Farklı diş preparasyonlarının, metal destekli ve tam seramik kronlarda stres dağılımına etkisinin sonlu elemanlar stres analiz yöntemi ile incelenmesi,* Doktora tezi, A Ü Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Ankara.

Ölmez A, Öztaş N, Bilici S (1998) *Microleakage of resin composite restorations with glass-ceramic inserts,* Quintessence Int, 29 725-729.

Özcan M, Alkumru HN, Gemalmaz D (2001) *The effect of surface treatment on the shear bond strength of luting cement to a glass-infiltrated alumina ceramic,* Int J Prosthodont, 14, 335-339.

Quinn JB, Sundar V, Lloyd IK (2003) *Influence of microstructure and chemistry on the fracture toughness of dental ceramics,* Dent Mater, 19, 603-611.

Quintas AF, Oliveira F, Bottino MA (2004) *Vertical marginal discrepancy of ceramic copings with different ceramic materials, finish lines, and luting agents: An in vitro evaluation,* J Prosthet Dent, 92, 250-257.

Pagniano RP, Seghi RR, Rosenstiel SF, Wang R, Katsube N (2005) *The effect of a layer of resin luting agent on the biaxial flexure strength of two all-ceramic systems,* J Prosthet Dent, 93, 459-466.

Pallis K, Griggs JA, Woody RD, Guillen GE, Miller AW (2004) *Fracture resistance of three all-ceramic restorative systems for posterior applications,* J Prosthet Dent, 91, 561-569.

Pameijer CH, Nilner K (1994) *Long term clinical evaluation of three luting materials,* Swed Dent J, 18, 59-67.

Parker MH, Malone KH, Trier AC (1991) *Evaluation of resistance form for prepared teeth,* J Prosthet Dent, 66, 730-733.

Paul SJ, Pietrobon N (1998) *Aesthetic evoluation of anterior maxillary crowns: A literature review,* Pract Periodontics Aesthet Dent, 10, 87-94.

Pera P, Gilodi S, Bassi F, Carossa S (1994) *In vitro marginal adaptation of alumina porcelain ceramic crowns,* J Prosthet Dent, 72, 585-590.

Philips RW (1991) *Skinner's science of dental materials*, W.B. Saunders Company, 9th Edition, Philadelphia.

Piwowarczyk A, Ottl P, Lauer HC, Kuretzky T (2005) *A clinical report and overview of scientific studies and clinical procedures conducted on the 3M ESPE Lava all-ceramic system,* J Prosthodont, 14, 39-45.

Potiket N, Chiche G, Finger IM (2004) *In vitro fracture strength of teeth restored with different all-ceramic crown systems,* J Prosthet Dent, 92, 491-495.

Proos KA, Swain MV, Ironside J, Steven GP (2003) *Influence of margin design and taper abutment angle on a restorated crown of a first premolar using finite element analysis,* Int J Prosthodont, 16, 442-449.

Pröbster L (1992) *Compressive strength of two modern all-ceramic crowns,* Int J Prosthodont, 5, 409-14.

Pröbster L, Geis-Gerstorfer J, Kirchner E, Kanjantra P (1997) *In vitro evaluation of a glass-ceramic restorative material,* J Oral Rehabil, 24, 636-645.

Rammelsberg P, Eickemeyer G, Erdelt K, Pospiech P (2000) *Fracture resistance of posterior metal-free polymer crowns,* J Prosthet Dent, 84, 303-308.

Rinke S, Margraf G, Jahn L, Huls A (1994) *The quality appraisal of copy-milled complete-ceramic crown structures (Celay/In-Ceram)*, Scheweiz Monatsschr Zahnmed, 104, 1495-1499.

Rinke S, Hüls A, Jahn L (1995) *Marginal accuracy and fracture strength of conventional and copy-milled all-ceramic crowns,* Int J Prosthodont, 8, 303-310.

Rizkalla AS, Jones DW (2004) *Mechanical properties of commercial high strength ceramic core materials,* Dent Mater, 20, 207-212.

Rosenstiel SF, Land MF, Crispin BJ (1998) *Dental luting agents: A review of the current literature,* J Prosthet Dent, 80, 280-301.

Rosenstiel SF, Land MF, Fujimoto J (2001) *Contemporary Fixed Prosthodontics,* St. Lois: The C.F. Mosby Company.

Rosentritt M, Plein T, Kolbeck C, Behr M, Handel G (2000) *In vitro fracture force and marginal adaptation of ceramic crowns fixed on natural and artificial teeth,* Int J Prosthodont, 13, 387-391.

Schaerer P, Sato T, Wohlwend A (1988) *A comparison of the marginal fit of three cast ceramic crown systems*, J Prosthet Dent, 59, 534-542.

Scherrer SS, De Rijk WG (1993) *The fracture resistance of all-ceramic crowns on supporting structure with different elastic moduli,* Int J Prosthodont, 6, 462-467.

Scherrer SS, de Rijk WG, Belser UC, Meyer JM (1994) *Effect of cement film thickness on the fracture resistance of a machinable glass-ceramic,* Dent Mater, 10, 172-177.

Segal BS (2001) *Retrospective assessment of 546 all-ceramic anterior and posterior crowns in a general practice,* J Prosthet Dent, 85, 544-550.

Seghi RR, Daher T, Caputo A (1990) *Relative flexural strength of dental restorative ceramics,* Dent Mater, 6, 181-184.

Seghi RR, Sorensen JA (1995) *Relative flexural strength of six new ceramic materials,* Int J Prosthodont, 8, 239-246.

Shearer B, Gough MB, Setchell DJ (1996) *Influence of marginal configuration and porcelain addition on the fit of In-Ceram crowns,* Biomaterials, 17, 1891-1895.

Shillingburg HT, Jacobi R, Brackett SE (1991) *Fundamentals of Tooth Preparations*, Quintessence Books, Chicago.

Shillingburg HT, Hobo S, Whitsett LD, Jacobi R, Brackett SE (1997) *Fundamentals of Fixed Prosthodontics*, Quintessence Publishing Co, Inc, Chicago, Illinois.

Shiratsuchi H, Komine F, Kakehashi Y, Matsumura H (2006) *Influence of finish line design on marginal adaptation of electroformed metal-ceramic crowns,* J Prosthet Dent, 95, 237-242.

Sjögren G, Bergman M (1987) *Relationship between compressive strength and cervical shaping of the all-ceramic Cerestore crown,* Sweed Dent J, 11, 147-152.

Soares CJ, Martins LRM, Fonseca RB, Correr-Sobrinho L, Neto AJF (2006) *Influence of cavity preparation design on fracture resistance of posterior leucite-reinforced ceramic restorations,* J Prosthet Dent, 95, 421-429.

Sobrinho LC, Consani S, Knowles JC (1999) *Effect of convergence angle and luting agent on the fracture strength of In-Ceram crowns,* J Mater Science: Materials in medicine, 10, 493-496.

Sorensen JA (1989) *A rationale for comparison of plaque-retaining properties of crown systems,* J Prosthet Dent, 62, 264-269.

Sorensen JA (1990) *A standardized method for determination of crown margin fidelity,* J Prosthet Dent, 64, 18-24.

Sorensen JA (2003) *The Lava All-Ceramic System: CAD/CAM Zirconia Prosthodontics for the 21st Century,* Synergy in Dentistry, 2, 1-12.

Stoll R, Fischer C, Springer M, Stachniss V (2002) *Marginal adaptation of partial crowns cast in pure titanium and in a gold alloy-an in vivo study,* J Oral Rehabil, 29, 1-6.

Strub JR, Beschnidt SM (1998) *Fracture strength of 5 different all-ceramic crown systems,* Int J Prosthodont, 11, 602-609.

Suarez MJ, De Villaumbrosia PG, Pradies G, Lozano JFL (2003) *Comparison of the marginal fit of Procera AllCeram crowns with two finish lines,* Int J Prosthodont, 16, 229-232.

Sulaiman F, Chai J, Jameson LM, Wozniak WT (1997) *A comparison of the marginal fit of In-Ceram, IPS Empress and Procera crowns,* Int J Prosthodont, 10, 478-484.

Sundh G, Sjögren A (2004) *Comparison of fracture strength of yttrium-oxide partially stabilized zirconia ceramic crowns with varying core thickness shapes and veneer ceramics*, J Oral Rehabil, 31, 682-688.

Şengün A, Öztürk B, Ülker M, Dişçioğlu F, Özer F (2005) *Farklı sayıda termal siklus uygulamasının bir kompozit rezinin marjinal sızıntısı üzerine etkisi,* G Ü Dişhek Fak Derg, 22, 163-168.

Şenyılmaz P, Çiftçi Y, Canay Ş, Şiranlı A (2004) *Tam Seramik Restorasyonlar,* Akademik Dental Dişhekimliği Dergisi, 6, 32-37.

Tinschert J, Zwez D, Marx R, Anusavice KJ (2000) *Structural reliability of alumina, feldspar, leucite, mica and zirconia based ceramics,* J Dent, 28, 529-535.

Tinschert J, Natt G, Maustsch W, Augthun M, Spiekermann H (2001) *Fracture resistance of lithium disilicate, alumina and zirconia based three-unit fixed partial dentures: A laboratory study,* Int J Prosthodont, 14, 231-238.

Toksavul S, Ulusoy M, Toman M (2004) *Clinical application of all-ceramic fixed partial dentures and crowns,* Quintessence Int, 35, 185-188.

Trier AC, Parker MH, Cameron SM (1998) *Evaluation of resistance form of dislodged crowns and retainers,* J Prosthet Dent, 80, 405-409.

Tsitrou EA, Northeast SE, van Noort R (2006) *Evaluation of the marginal fit of three margin design of resin composite crowns using CAD\CAM,* J Dent, basım aşamasında

Ushiwata O, Moraes JV (2000) *Method for marginal measurements of restorations: Accessory device for toolmakers microscope*, J Prosthet Dent, 83, 362-366.

Van Noort R (2002) *Introduction to Dental Materials. Chapter 3.4: Dental Ceramics*, 2nd ed, Mosby Yearbook St Louis.

Verslius A, Douglas WH, Sakaguchi RL (1996) *Thermal expansion coefficient of dental composites measured with strain gauges,* Dent Mater, 12, 290-294.

Von Fraunhofer JA, Adachi EI, Barnes DM, Romberg E (2000) *The effect of tooth preparation on microleakage behavior,* Oper Dent, 25, 526-533.

Wagner WC, Chu TM (1996) *Biaxial flexural strength and indentation fracture toughness of three new dental core ceramics,* J Prosthet Dent, 76, 140-144.

Wakabayashi N, Anusavice KJ (2000) *Fracture mechanism of bilayered ceramic disks,* J Dent Res, 79, 1398-1404.

Wall JG, Cipra DL (1992) *Alternative crown systems; Is the metal-ceramic crown always the restoration of choice?*, Dental Clin North Amer, 36, 765-782.

Wassell RW, Walls AWG, Steele JG (2002) *Crowns and extra-coronal restorations: Materials selection,* British Dental Journal, 192, 199-211.

Webber B, McDonald A, Knowles J (2003) *An in vitro study of the compressive load at fracture of Procera AllCeram crowns with varying thickness of veneer porcelain,* J Prosthet Dent, 89, 154-160.

White SN, Yu Z (1992) *Film thickness of new adhesive luting agents,* J Prosthet Dent, 67, 782-785.

Wood KC, Berzins DW, Luo Q, Thompson GA, Toth JM, Nagy WV (2006) *Resistance to fracture of two all-ceramic crown materials following endodontics* access*,* J Prosthet Dent, 95, 33-41.

Yaluğ S (1999) *Dentin adeziv sistemlerinin gelişimi, kullanımı ve sınıflandırılması,* G Ü Dişhek Fak Derg, 16, 41-49.

Yavuz Ö, Toksavul S, User A (1999) *Tüm seramik kronların kırılma dayanıklılıklarının seramometal restorasyonlarla karşılaştırılması,* E Ü Dişhek Fak Derg, 20, 102-110.

Yavuzyılmaz H, Turhan B, Bavbek B, Kurt E (2005) *Tam porselen sistemleri II*, G Ü Dişhek Fak Derg, 22, 49-60.

Yeo IS, Yang JH, Lee JB (2003) *In vitro marginal fit of three all-ceramic crown systems*, J Prosthet Dent, 90, 459-464.

Yoshinari M, Derand T (1994) *Fracture strength of all-ceramic crowns,* Int J Prosthodont, 7, 329-338.

Youngson CC, Grey NJA (1992) *An in vitro comparative analysis: Scanning electron microscopy of dentin-restoration interfaces,* Dent Mater, 8, 252-258.

Yücel MT, Aykent F (2005) *Farklı tip tam seramik kronların marjinal uyumlarının in vitro olarak değerlendirilmesi,* S Ü Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Doktora Tezi, Konya.

Zaimoğlu A, Can G, Ersoy A, Aksu L (1993) *Dişhekimliğinde Maddeler Bilgisi,* A Ü Basımevi, Ankara.

Zaimoğlu A, Can G (2004) *Sabit protezler*, A Ü Dişhek Fak Yayınları, Ankara.

Zan T (1999) *Çeşitli Yüzey Şartlandırma İşlemlerinin Konvansiyonel Dental Porselenlerin Eğilme Dayanıklılığı Üzerine Etkisi.* G Ü Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Doktora Tezi, Ankara.

Zawta C (2001) *Fixed partial dentures with an all-ceramic system: A case report,* Quintessence Int, 32, 351-358.

9. ÖZGEÇMİŞ

02-03-1977 yılında Konya'da doğdu. İlköğrenimimi Hazım Uluşahin İlkokulunda, ortaöğrenimini Karma Ortaokulunda tamamladı.1994 yılında Atatürk Kız Lisesinden mezun oldu.

1995 yılında Selçuk Üniversitesi Dişhekimliği Fakültesinde lisans öğrenimine başladı. 2000 yılında mezun oldu. 2001 yılında Selçuk Üniversitesi Dişhekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilimdalında Doktora programına başladı. Doktora programı boyunca uluslar arası ve ulusal birçok bilimsel toplantılara iştirak etti. Bu kongrelerde sözlü ve poster sunumlarında bulundu. Yurtiçi dergilerde yayımlanan yayınları bulunmaktadır. Straumann Dental İmplant Sistemleri'nin düzenlediği kursa katılarak sertifika almıştır. Selçuk Üniversitesi Dişhekimliği Fakültesi 1. Uluslarası Kongresinde görev yapmıştır.

Halen aynı bölümde Araştırma görevlisi olarak görev yapmaktadır. Yabancı dili İngilizce'dir.

10. TEŞEKKÜR

Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalında doktora programına başlamamda katkısı bulunan, doktora eğitimim boyunca ve tez çalışmam sırasında bilgisini ve desteğini esirgemeyen danışmanım Sayın Prof. Dr. Özgür İNAN' a, her zaman yanımda olan aileme,

İstatistik analizlerin yapılmasında ve yorumlanmasında yardımcı olan Sayın Doç. Dr. Ali Murat SÜNBÜL'e ve Doç. Dr. Aslıhan ÜŞÜMEZ'e,

Termal siklus işlemlerini yapmamda yardımcı olan Doç.Dr. Abdülkadir ŞENGÜN'e, Marjinal aralık ölçümlerinde bilgisinden faydalandığım Sayın Prof. Dr. İlhami DEMİREL'e, Tezimin deney aşamalarında Araştırma Merkezi'nde karşılaştığım aksiliklere pratik çözümler bularak işlerimi kolaylaştıran Araştırma Merkezi sorumlusu Niyazi DÜNDAR'a,

Doktora süresince bilgilerinden ve tecrübelerinden faydalandığım, yardımlarını hiçbir zaman esirgemeyen Anabilim Dalımız öğretim üyelerine teşekkür ederim.