

1. GİRİŞ VE AMAÇ

Kanal tedavisi görmüş dişlerin kullanımı oral rehabilitasyon için önemlidir. Aşırı madde kaybına uğramış kanal tedavili dişlerde kök kanallarından destek alınarak başarılı restorasyonlar yapılabilmektedir. Bu tip dişlerin protetik restorasyonlarında karşılaşılan sıkıntılar yetersiz klinik kuronun tutuculuk ve direnç üzerindeki olumsuz etkisinden kaynaklanmaktadır. Bu nedenle madde kaybının fazla olduğu dişlerde protetik restorasyondan önce, kuron kısmının güçlendirilmesi hatta yeniden oluşturulması gerekir.

Aşırı madde kaybına uğramış kanal tedavili dişlerde kök kanalı içine yerleştirilen millerin işlevi:

- Oklüzaldeki kuvvetleri kök boyunca dağıtmak,
- Dişin kuralinde yer alan çekirdek kısmına ve nihai restorasyona tutuculuk sağlamaktır.

Günümüze kadar çeşitli mil ve çekirdek uygulamaları geliştirilmiştir. Fiziksel özelliklerinden dolayı metal mil ve çekirdekler çok sık kullanılırlar. Ancak gri renkleri estetik açıdan problem oluştururlar. Günümüzde estetik beklentilerin artmasıyla diş hekimliğinde tam seramik restorasyonların yapımı artmıştır (3,78).

Her ne kadar estetik beklentiler, restorasyon materyalinin tercihinde etkili olsa da kanal tedavisi görmüş dişlere uygulanan mil çekirdek restorasyonlarının diş ile uyumlu ve dirençli olması beklenir (174). Pulpa kaybıyla birlikte dişin beslenmesi zayıflar, dentin dokusu zayıfladığı için diş kırılma eğilimine girer. Ayrıca dişin aşırı yüklenmelerden koruyan proprioseptif duyu kaybı da yapılacak restorasyonu etkiler (65).

Metal millerin fiziksel dayanıklılıkları, seramik millere oranla daha iyi olsa da teknolojik gelişmelere paralel olarak daha dayanıklı seramik sistemler geliştirilmiştir. Teknolojik gelişmeler araştırma olanaklarını arttırmış, farklı mil çekirdek materyallerinin in-vitro olarak incelenmeleri ve kıyaslanmalarına olanak sağlamıştır.

Hatta mil ve çekirdek materyalleri ayrı ayrı incelenmiş, estetik ve fiziksel özellikler açısından tatmin edici sistemler üretilmiştir.

Bu çalışmada, mil ve çekirdek uygulanacak vakalarda dişhekimleri tarafından hangi kriterlere göre seçim yapıldığı, mevcut diş maddesi miktarı, yapılan diş hazırlığı ve özelliği, kullanılan simanın seçimindeki kriterler gibi değişkenlerin belli sayıdaki hasta grubu üzerinde karşılaştırmalı değerlendirilmesinin yapılması amaçlanmıştır. 180 hastanın mil uygulanacak dişlerine ve kullanılacak restorasyon malzemelerine ait özellikler, 15 soru içeren bir anket formu uygulanarak kayıt altına alınmış ve bu veriler, SPSS 11.5 programında istatistiksel olarak değerlendirilerek bu dişlerin tedavilerinde yeni teknolojilerden ne sıklıkla faydalandığı, bunun sebepleri ve tedavi sonuçları üzerine etkileri tartışılarak karşılaştırmalı değerlendirmesi yapılmıştır.

2. GENEL BİLGİLER

2.1. MİL VE ÇEKİRDEK SİSTEMLERİNİN TARİHSEL GELİŞİMİ

Kuron kısmı aşırı harap olmuş dişler üzerine protezleri sabit bir şekilde bağlama hakkındaki ilk fikir ve görüşlerin doğması, tekniğin geliştirilmesi ve uygulanması 18. yy başında Fauchard ile başlar. Modern protezin babası sayılan Pierre Fauchard 1728'de yayınlanan 'Le Chirurgien Dentiste' adlı kitabında mil ve çekirdeklerden bahsetmiştir (38).

Pierre Fauchard ilk önce ağaçtan yapılmış bir mili kanalın içine yerleştirmiştir. Bundan sonraki çalışmalarında bu mili kök kanalına uyguladığı kurşun tüp içine yerleştirmiş ve kurşun tüpü alt yapı olarak kabul etmiştir. Bu yapının daha sağlam ve kuvvetli olduğunu belirten Fauchard, milleri metalden hazırlamaya başlamış ve bunları altın kaide ve kapaklara tespit ederek üzerine seramik fasetler uygulamıştır (137).

Fauchard'ın basit millerini Bourdet (1789)'nın vidalı milleri takip etmiştir. Maury millerin tutuculuğunu artırmak için mile kayın ağacı kabuğu sarılmasını önermiştir. Maggiola yaylı miller, Ricci ise mantarla sıkıştırılan miller önermişlerdir. Lefoulon 1841'de kök kanalı içerisine, kurondaki vidalı mile uygun yivler taşıyan altın bir silindir yerleştirilmesini önermiştir (38).

19. yy'ın ortalarında Dr. F.H.Clark kanal içine metal bir tüp yerleştirmiş ve üstünde yarık olan ikinci bir parçayı da daha önceden yerleştirdiği bu tüp içine geçirmiş, böylece kanaldaki ve kök ucundaki süpürasyonun drenajı amaçlanmıştır (137).

1880 yılında Richmond, kendi adıyla anılan ve hala kullanılan milli kuron protezlerinin patentini almıştır. Richmond, bu kuronların vestibül yüzeyine tam protezlerde kullanılan platin kramponlu dişler yerleştirmiştir (38).

Richmond'dan sonra araştırmacılar uzun süre bu yönteme bir yenilik katmamış, sadece ölçü ve yapıyla ilgili değişiklikleri eklemişlerdir. 1964 yılında Akın, Richmond

kuronu tek parça döküm olarak hazırlayarak hem klinik hem de laboratuvar aşamalarından kazanılmasını sağlamıştır. Ancak bu yöntemde döküm sonrası kontraksiyona bağlı olarak, restorasyonun yerine oturmasında güçlüklerle karşılaşmıştır (2).

Günümüzde kanal tedavisi görmüş dişlere yapılan restorasyonlara verilen önem artmıştır. İyi bir kanal tedavisi ve iyi bir restorasyon yapıldığı takdirde, mil çekirdek sistemlerinin protetik tedavi açısından çok önemli olduğu herkesçe kabul görmeye başlamıştır (63).

Son yıllarda adeziv tekniklerin mil simantasyonunda kullanılmasıyla, mil yapımında farklı materyallerin kullanılmasına başlanmıştır. Estetiğin ön plana çıkmasıyla mil yapımında alumina bazlı seramikler, cam seramikler ve zirkonyum esaslı seramikler kullanılmaya başlanmıştır (2,72).

2.2.KANAL TEDAVİLİ DİŞLERİN FİZİKSEL ÖZELLİKLERİ

Kanal tedavisine başlamadan önce dişin, kalan klinik kuron miktarı, periodontal dokuların durumu, subgingival çürük varlığı, destek alveolar kemik miktarı ve kalitesi, kök morfolojisi, bulunduğu diş dizisinin kendi içinde ve karşıt diziyle ilişkisi, hastanın okluzal alışkanlıkları ve diş ağızda tutma gerekliliği göz önünde bulundurulmalıdır (32,146,160).

Protetik tedaviden önce kanal tedavili dişte şu özelliklere dikkat edilmelidir:

- Apikal bölge endodontik olarak tıkanmış olmalıdır.
- Diş yatay ve dikey perküsyona duyarlı olmamalıdır.
- Eksüda drenajı olmamalıdır.
- Apikal bölgede hassasiyet olmamalıdır.
- İltihap belirtileri olmamalıdır (77,118).

Kanal tedavili dişlerin yaşam süreleri kalan dental dokuların niteliği ve niceliğiyle ilgilidir (65,102,171).

Rosen (126), kanal tedavisi görmüş dişlerin dentin yapısının kuru ve kırılgan olduğunu savunmuştur. Lewinstein ve Garower (83) ise bu görüşe karşı çıkmışlardır. Yeni çekilmiş 16 canlı dişin dentini ile farklı zamanlarda kanal tedavisi uygulanmış 32 dişin dentini arasında Vickers mikrosertlik değerleri arasında bir fark olmadığını bildirmişlerdir.

Johnson ve Schwarts (70) da kanal tedavili dişlerde dentin elastikiyetinde zamanla bir azalma olmadığını savunmuşlardır. Dişte zayıflama nedeninin yapılan restoratif işlemlerden kaynaklandığını bildirmişlerdir.

Bir başka araştırmada ise kanal tedavisi uygulanan bir küçük azı dişinde, dişin sadece % 5 oranında zayıfladığı ancak okluzal kavitenin dişi % 20, MOD kavitenin ise dişi % 63 oranında zayıflattığı bildirilmiştir (122).

Vital dişle karşılaştırıldığında kanal tedavisi görmüş bir dişte % 9 oranında sıvı kaybı olduğu bildirilmiştir. Bu sıvı kaybının nedeni pulpanın çıkarılması ve dişin kan yoluyla beslenememesidir (140,158). Pulpanın çıkarılması sonucu diş kanla beslenemez. Fakat dişin canlılığı sadece pulpaya bağlı değildir. Aynı zamanda periodontal dokulara da bağlıdır. Pulpasız dişlerde besin alışverişinin periodontal membran yoluyla gerçekleştirildiği belirtilmiştir (125,136).

Pulpası alınan dişlerde pulpanın sorumlu olduğu proprioseptif duyu ortadan kalkar. Böylece diş kendini aşırı streslere karşı koruyamaz. Bu da kırılma olasılığını artıran faktörlerdendir (81).

2.3. MİLLERİN TUTUCULUKLARI

Millerin kök kanalı içindeki tutuculukları daha sonra üzerinde yapılacak olan protetik restorasyonların sağlamlığı açısından son derece önemlidir. Millerin başarısında pek çok faktör rol oynamasına karşın, mekanik özellikler büyük önem taşımaktadır.

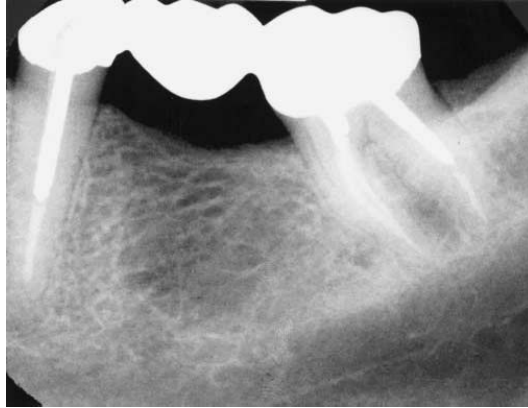
Millerin tutuculuğunu etkileyen faktörler şöyle sıralanabilir:

- Milin uzunluğu
- Milin çapı
- Milin şekli ve yüzey özellikleri
- Milin yapıştırıldığı simanın özellikleri
- Millerde ferrule etkisi (130,146,152).

2.3.1.MİLİN UZUNLUĞU

Milin çok uzun veya çok kısa olmasının kök kırığına neden olduğu şeklinde fikir birliği vardır (10,62). Milin uzunluğunun ne kadar olması gerektiğiyle ilgili farklı araştırmacılar farklı görüşler bildirmiştir:

- Kök uzunluğunun en az yarısına eşit olmalıdır (158).
- Kron boyuna eşit veya daha uzun olmalıdır (24,45,92).
- Kök boyunun $\frac{3}{4}$ 'üne eşit olmalıdır (70).
- Kron uzunluğu+kök uzunluğunun yarısı kadar olmalıdır (143).
- Kök uzunluğunun $\frac{2}{3}$ 'üne eşit olmalıdır (70).



Şekil 2.1- Milin uzunluğu kökün $\frac{2}{3}$ 'ü kadar olmalıdır (64).

Mil uzunluğunun kök içerisine olan uzantısı maksimum stres dağılımı ve maksimum retansiyon sağlamak amacıyla kök boyunun üçte ikisi kadar ya da bitmiş retorasyonun boyu kadar olmalıdır (156) (Şekil 2.1). Mil ve çekirdek restorasyonlarında en fazla görülen başarısızlıklar şekil 2.2'de görüldüğü gibi kök kırıkları veya milin tutuculuğunu yitirmesidir (137,142). Yapılan araştırmalarda mil uzunluğu arttıkça

retansiyonun arttığı gözlenmiştir (25,154). Ayrıca mil uzunluğu ve kök uzunluğundaki artışın dişin kırılmaya direncini artırdığı bildirilmiştir (164).



Şekil 2.2- Mil ve çekirdek restorasyonlarında başarısızlıklar (64)

Dişi etkileyen kuvvetler, mil uzunluğu arttıkça kök boyunca daha iyi dağılmaktadır. Milin uzunluğu arttıkça fulkrum noktası da apikale doğru kayar ve horizontal kuvvetlere karşı direnç artar (144). Mil uzunluğu azaldıkça, dişin tork ve gerilme kuvvetleri karşısındaki direnci azalır. Eğer mil uzunluğu 5 mm'den az olursa kökte kama etkisi oluşur (152). Kök kırığı olma riski artar (23,130).

Cohen ve ark (22), millerin en yüksek tutuculuk değerini saptamak amacıyla araştırma yapmışlardır. Flexi postlarla yapılan bu çalışmada, miller apikalden 1, 2, 3, 4 ve 5 mm kısaltılmıştır. Apikalden 4 mm kısaltılan millerde en yüksek tutuculuk değerini kaydederken, 5 mm kısaltılan millerin tutuculuk değerinin anlamlı biçimde azaldığını belirtmişlerdir. Kök uzunluğundaki artma hem preparasyonun genişliğinin hem de milin çapının etkisini azaltır.

Mil ve çekirdek sistemleriyle tedavi edilen dişlerin başarı oranı, milin uzunluğu kuron boyuna eşit veya daha fazla olursa % 97,5'den fazladır (137).

2.3.2. MİLİN ÇAPI

Milin çapının kök çapının 1/3'ünü geçmemesi tavsiye edilir. Geniş bir mili yerleştirmek için kanal duvarlarından fazlaca madde kaldırılması dişe ek stresler yükleyecektir (42,53). Mil çapının geniş olmasının mil retansiyonunu artıracığı ya da

kökü güçlendireceği yargısı, araştırmacılar arasında pek taraftar bulamamaktadır. Geniş mil çapı kökün apikal bölümündeki stres düzeyini artırarak kök kırıklarına neden olmaktadır (60,115).

Alghibani ve Bradford (5), 1.5 mm'den kalın ve 8 mm'den uzun millerin kök kırıklarına olan eğilimi arttırdığını ortaya koymuşlardır.

Goodacre (51), mil çapının hiçbir yerde kök çapının 1/3'ünü geçmemesi gerektiğini ve milin uç çapının 1 mm ya da daha az olması gerektiğini belirtmektedir.

Caputo ve Standlee (153), mil çapının kökün en dar kısmı ile sınırlandırılması gerektiğini ve kökün en dar kısmının kök ucundan 4 mm uzaklıktaki meziodistal genişlik olduğunu belirtmişlerdir. Kökün bu alandaki genişliği perforasyon açısından da önemlidir.

Mil çapı belirlenirken perforasyon riskini azaltmasına, dentini korumasına ve dişin kırılmaya direncini etkilememesine dikkat edilmelidir (54,156). Kanal duvarlarından fazla madde kaldırılması kökte perforasyona veya duvarların incilmesi ile kök kırıklarına yol açabilir (69,112,148,159). Şekil 2.3A ve Şekil 2.3B'de gösterilmiştir. Perforasyon riskini azaltmak için:

- Diş radyografilerini ayrıntılarıyla incelemek,
- Milin apikal çapını 1 mm veya daha az olarak hazırlamak,
- Milin çapını kök çapının 1/3'ü ile sınırlamak,
- Üst ve alt azı dişlerinde kanal girişinden itibaren mil uzunluğunu 7 mm ile sınırlandırmak,
- Alt azıların mezial, üst azıların bukkal köklerini kullanmamak gerekmektedir (51,156).



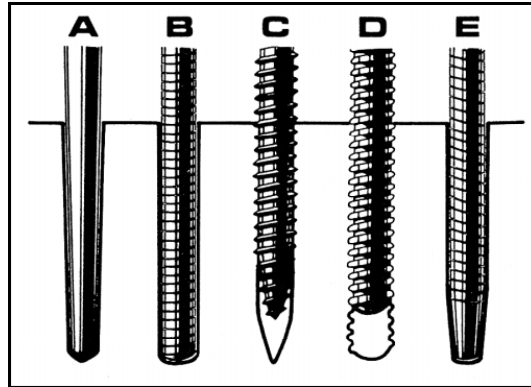
Şekil 2.3A- Geniş çaplı mil yerleştirilmesi sonucu mesial duvardaki perforasyon (64)



Şekil 2.3B- Gereğinden kısa ve geniş mil yerleştirilmesi sonucu oluşan kök kırığı (64)

Son dönemde en çok kabul gören görüş, milin çapının kök genişliğinin 1/3'ü kadar olması (138,158) ve milin etrafında her yerde 1mm'lik dentin kalacak şekilde hazırlanmasıdır (15,86).

2.3.3. MİLİN ŞEKLİ VE YÜZEY ÖZELLİKLERİ



Şekil 2.4- Şekillerine ve yüzey özelliklerine göre miller (64)

Miller genel şekillerine göre ikiye ayrılırlar (156) (Şekil 2.4):

1. Konik miller (kama şekilli, açılı)
2. Paralel kenarlı miller

Kanal morfolojisine uygun olduğundan konik millerin kanala yerleştirilmesi sırasında perforasyon riski yoktur. Ancak kanalın içinde kama etkisi yaparlar (147). Tutuculukları zayıftır (53,61,97). Aksine paralel kenarlı millerin tutuculukları konik olanlara göre daha fazladır. Bu tip millerde kökün apeksi etrafında fazla basınç oluşur (51). Kök perforasyon riski en fazla paralel kenarlı millerde görülür (166).

Yapılan araştırmalara göre en uygun mil şekli, paralel ya da apikal uçta konik şeklinde olan paralel miller olarak belirtilmiştir (144,19,99). Uygun kanal hazırlığı yapılmış paralel kenarlı miller, yerleştirilmesi sırasında minimum stres oluştururlar (166).

Konik sonlanan paralel kenarlı miller ise kanalın apikal bölgesine uyum sağlamak ve paralel kenarlı millerin tutuculuğundan yararlanmak amacıyla tasarlanmıştır. Tutuculuğu, eşit uzunluk ve çaptaki paralel kenarlı millerden daha azdır. Yerleştirilme sırasında perforasyon riskleri azdır, ancak konik uç fonksiyonel kuvvetler altında kama etkisi gösterebilir (26).

Miller yüzey şekillerine göre üçe ayrılırlar (156) (Şekil 2.4):

1. Düz yüzeyli miller
2. Yivli miller
3. Vidalı miller

Mil yüzeyinin pürüzlü veya çentikli olmasının tutuculuğa etkisi olduğu ortaya konulmuştur (153).

Düz yüzeyli millerin kanal içi uygulaması kolaydır. Strese yol açmazlar. Ancak tutuculukları da azdır (103). Üzerinde tutuculuğu artırmak için yivler bulunan miller tutunmayı siman aracılığıyla sağlarlar. Dentine mekanik olarak tutunmazlar. Tutuculuğu artırmak için üzerinde yivlere ek olarak oluklar bulunan türleri de vardır (21).

En fazla tutuculuğa sahip olan vidalı miller dişe aktif olarak tutunurlar (26). Ancak mevcut mil sistemleri içinde en fazla strese neden oldukları düşünülmektedir (61).

Ruemfing ve arkadaşları (130), konik düz yüzeyle, paralel kenarlı düz yüzeyle ve paralel kenarlı vidalı millerin germe ve burma kuvvetlerine karşı dayanıklılıklarını araştırmışlardır. Germe kuvvetlerine karşı vidalı millerin vidasız millere, burma kuvvetlerine karşı ise vidalı millerin düz yüzeyle millere göre daha fazla tutuculuk gösterdiğini bildirmişlerdir. Germe ve burma kuvvetleri altında tutuculuğun en iyi vidalı millerde sağlandığını ve yüzey şeklinin tutuculukta uzunluktan daha etkili olduğunu bildirmişlerdir.

Deutsch ve arkadaşları (33), vida dişleri arasında daha geniş mesafesi olan millerin, kırık açısından, vida dişleri daha yakın ve sık olan millere nazaran daha güvenli olduğunu belirtmişlerdir. Buna karşılık vida dişlerinin arasındaki mesafenin geniş olması tutuculuğu azaltmaktadır (153).

Colley ve arkadaşları (25), 3.5 mm boyundaki millerle yaptıkları çalışmada, çentikli millerin düz yüzeyle millere oranla 2-3 kat daha fazla tutucu olduklarını belirtmişlerdir.

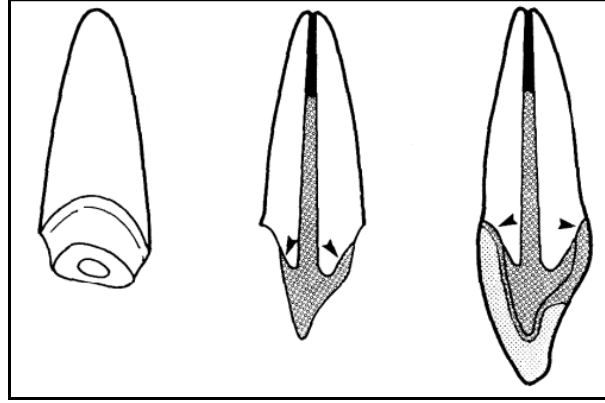
Assif ve arkadaşları (11), kanal tedavisi görmüş dişlere uygulanan millerin şeklinin kırılma üzerinde etkisi olmadığını, mil seçimi yapılırken diş yapısının en fazla korunmasına imkan verecek mil tipinin seçilmesi gerektiğini belirtmişlerdir.

2.3.4. MİLLERDE FERRULE ETKİSİ

Mil desteğinin başarısında diş yapısının dayanıklılığı çok önemli bir faktördür. Mil uygulanan dişlerde kök kırığını önlerken kurona destek sağlayan önemli öğelerden biri kökü dişeti bölgesinde çepeçevre saran metal halkadır. Halka, kökü milin kama etkisinden koruyarak dikey yönde kırılmayı önler. Dentinin bu halka ile sarılmasıyla sağlanan korunmaya 'ferrule etkisi' denir (99,149).

Bu etki ile;

- Fonksiyonel kuvvetlere,
- Konik millerin kama etkisine,
- Milin yerleştirmesi sırasında oluşan kuvvetlere karşı kanal tedavisi uygulanmış dişlerin yapısal bütünlüğünü korunmak amaçlanır (71,145).



Şekil 2.5- Ferrule etkisi için yapılan diş hazırlığı (64)

Ferrule etkisi mil için kökte yapılan hazırlık sırasında tersine şevli bir kesim ile çember şeklinde hazırlanır (Şekil 2.5). Bu tersine şev, mil hazırlığında kuron kısmını kuvvetlendirir, kuron için pozitif bir okluzal oturma sağlar ve yatay kuvvetler karşısında milin kanal içinde rotasyonunu önler. Şekil 2.6'da ferrule etkisinden yararlanılarak yapılan mil ve çekirdekler görölmektedir.

Birçok araştırmada kanal tedavili dişlerde kalan sağlam diş dokularının korunmasının kırığa karşı direnci arttırdığı bildirilmiştir. Sorensen ve arkadaşları (145), ön dişler bölgesinde ferrule etkisini araştırmışlar, 1mm destek dentin dokusu bırakarak hazırladıkları halka ile kırığa karşı iki misli direnç kazanıldığını belirtmişlerdir. Trabert ve Cooney (164), halkanın 2 mm genişliğinde hazırlanması gerektiğini ifade etmişlerdir.

Henry (56), altın döküm millerle ilgili yaptığı fotoelastik çalışmada en az gerilimin, kuron kısmında dentin bırakılan millerde ortaya çıktığini bildirmiştir. Bu durumda, zorunlu olmadıkça, kuronun dişetine kadar aşındırılmaması gerekmektedir.

Günümüzde kullanılan yapıştırma simanları:

- Çinkofosfat simanlar
- Çinkopolikarboksilat simanlar
- Cam iyonomer simanlar
- Hibrit iyonomer simanlar
- Rezin modifiye cam iyonomer simanlar
- Rezin simanlardır.

Geleneksel simanların manipülasyon kolaylığına rağmen dolgulu ve dolgusuz reçine simanların kullanımı giderek yaygınlaşmaktadır. Reçine simanların kullanımında iki önemli problem vardır. Bunlardan birincisi çalışma sürelerinin kısa oluşu, ikincisi ise bu tür simanların kanal tedavisi sırasında kullanılan bazı maddelerden diğer simanlara oranla daha fazla etkilenmesidir (28,29,104).

Li ve White'ın (84), simanlarla ilgili yaptığı geniş çaplı bir araştırmada:

1. Yapıştırıcı simanların, mekanik özelliklerine göre farklılık gösterdiği,
2. Farklı simanların zamana bağlı olarak farklı elastik modülü gösterdiği, örneğin polikarboksilat ve cam iyonomer simanlar kullanım sürecine bağlı olarak değişime uğrarken diğer simanların, çinko fosfat, cam iyonomerli reçine, kompozit reçine, adeziv kompozit reçine simanların birinci günden itibaren çok az değişime uğradıkları,
3. Kompozit reçinelerin ve cam iyonomerli reçinelerin diğer tip simanlara göre düşük elastiklik modülü gösterdikleri,
4. Basınçlar karşısında farklı kırılma mekanizması gösterdikleri,
5. Reçine simanların diğer simanlara göre esneklik açısından belirgin üstünlük gösterdiği gibi sonuçlara varmışlardır.

Değişik millerin retansiyonları, simanın tipine ve mekanik özelliklerine, dentin dokusuna bağlıdır. Birçok araştırmada millerin retansiyonları, simantasyondan kısa bir süre sonra ve ağız ortamının hiçbir stimülasyonuna maruz kalmadan test edilmektedir. Fakat klinikte genellikle simantasyondan seneler sonra, ısı değişiklikleri ve mekanik

kuvvetler gibi stres faktörlerine bağılı olarak, çözünme ve milin yerinden çıkması görülür (12).

2.3.5.1. ÇİNKO FOSFAT SİMANLAR

Kullanılan en eski siman türüdür. ADA spesifikasyonlarına göre iki tipi vardır. 1. tip ince grenlidir, restorasyonların ve millerin simantasyonunda kullanılır. 2. tip ise iri grenlidir, kaide ya da dolgu maddesi olarak kullanılır.

Çinko fosfat simanlar toz ve likitten oluşurlar. Tozun ana maddesi çinko oksittir. Katkı olarak magnezyum oksit ve küçük oranlarda başka oksitler eklenmiştir. Likit ise fosforik asit ve sudan oluşur. Ayrıca reaksiyona yardımcı olmak üzere çinko ve alüminyum iyonları da vardır.

Viskozitesi zamana ve ısıya bağılı olarak değişir. Karışmaya başladıktan sonra 5 ile 9 dakika içinde sertleşir. Toz/likit oranının azalması, karıştırmanın iyi yapılmaması ya da simanın sertleşmesi tamamlanmadan ortamdaki sıvılara maruz kalması, baskıya direnç, germeye direnç ve elastiklik modulusundaki değerleri olumsuz yönde etkileyebilir (13,168).

Çinko fosfat simanlarda toz/ likit oranı azaldığında sertleşme süresi uzar ve film kalınlığı azalır. Ancak suda eriyebilirliği artar ve baskıya direnç zayıflar (172).

2.3.5.2. ÇİNKO POLİKARBOKSİLAT SİMANLAR

Çinko polikarboksilat simanlara poliakrilat simanlar da denir. Çinko fosfat simanlar gibi toz ve likit halde bulunurlar. Toz çinko oksit, magnezyum oksit veya stannik oksit içerir. Direnci artırmak ve çalışmayı kolaylaştırmak için bileşime kalay flourid eklenmiştir.

Likit poliakrilik asidin sulu solüsyonudur. Viskozitesi çinko fosfat siman gibi ısı etkisiyle artar, ancak bu etkilenme çinko fosfatınki kadar fazla değildir.

Çinko polikarboksilatın baskıya direnci çinko fosfattan daha az olmasına rağmen germeye direnci daha fazladır. Suda eriyebilirliği ise çinko fosfata göre belirgin biçimde düşüktür. Bu simanın adezyon mekanizması tam olarak açıklanamasa da diş dokularına yapışabilme özelliği çinko fosfat simandan fazladır. Poliakrilik asidin dişin inorganik yapısındaki kalsiyumla reaksiyona girdiği düşünülmektedir (28,29,104,105,128,173).

2.3.5.3. CAM İYONOMER SİMANLAR

Kullanımı son yıllarda yaygınlaşmıştır. Toz ve likitten meydana gelmektedir. Toz kısmı kalsiyum flouroalüinosilikattır. Likit ise ya itakonik ya da maleik asitle birlikte poliakrilik kopolimeridir. Bu asidin diş yüzeyine kimyasal yolla bağlanmasıyla adezyon gerçekleşir. Poliakrilik asidin kopolimeri dondurulup kurutulduktan sonra toza katılırsa, likit yalnızca sudan oluşur.

Cam iyonomer simanların suda eriyebilirliği in vitro deneylerde in vivo deneylerden daha yüksektir. Simanın karıştırılmaya başlanmasıyla ağızda sertleşmesi arasında geçen süre 7 dakikadır (28,29,104,105,128).

Geleneksel cam iyonomer simanlar flour salma etkileriyle çürük önleyici potansiyele sahiptirler ve termal genleşmeleri diş dokularıyla benzer değerler gösterir. Mine ve dentine kimyasal olarak bağlanabilirler. Adezyon, retansiyon ve uzun dönem dayanıklılık için önemlidir. Maalesef bu tip cam iyonomerler düşük gerilim direncine ve kırılma dayanımına sahiptir. Bir de uygulamanın erken safhalarında nemden etkilenirler (114).

2.3.5.4. REZİN MODİFİYE CAM İYONOMER SİMANLAR

1980'lerin sonlarında cam iyonomerlerin hibritlenmesi olarak tanımlanan ve rezin kompozit içeren, rezin modifiye cam iyonomerler olarak adlandırılan ürünler geliştirilmiştir. Bu materyal çinko fosfat ve bazı geleneksel cam iyonomerlere göre daha mükemmel germe ve kırılma dayanıklılığına sahiptir. Bu tip cam iyonomerlerin dezavantajı hidrofilik yapısıdır. Uygulama sırasında poli 'hidroksietil metakrilat'ın

oluşmasından kaynaklanır ve su absorpsiyonunun ve higroskopik genişlemenin artmasıyla sonuçlanır (114).

2.3.5.5. REZİN SİMANLAR

İlk olarak 1952 yılında inley, kuron ve ortodontik apareylerin yapıştırılmasında kullanılan rezin simanlar, metil metakrilat esaslı olup 1970'li yılların başında polimetakrilat yapıya dönüştürülerek kuron köprü yapıştırma simanı olarak tanıtılmıştır. 1986'dan itibaren adezyonun gelişmesiyle rezin simanlar tam seramik kronların, porselen laminaların, estetik mil ve çekirdek sistemlerinin ve estetik inley onleylerin simantasyonunda kullanılmaktadır (4,31).

Rezin simanların bileşimi kompozit dolgu reçinelerine benzemektedir. Reçine bir matriks içinde inorganik dolgu maddeleri ve bunları birbirine bağlayan organosilandan oluşurlar. İnorganik dolgu maddeleri baryum camıdır. Bazı reçine simanlara küçük partiküllü silika parçaları da eklenir. Dolgu maddeleri simanın dayanıklılığını artırmayı hedefler.

Rezin simanlar polimerizasyon mekanizmalarına göre 3 gruba ayrılırlar (55):

1. **Kimyasal olarak polimerize olanlar:** 2 komponentli sistemlerdir. Birinde benzoil peroksit başlatıcı, diğerinde ise tersiyer amin aktivatör bulunan iki ayrı tüpteki pastanın karıştırılmasıyla sertleşirler.
2. **Işıkla polimerize olanlar:** Işıkla polimerize olan simanlarda ışığa duyarlı başlatıcı moleküller ve amin aktivatörler tek bir pasta içinde bulunur. Işığa maruz kaldıklarında başlatıcılar amin ile reaksiyona girerek polimerizasyonu başlatırlar.
3. **Dual-cure polimerize olanlar:** Dual-cure polimerize olan simanların yapısında polimerizasyonu başlatıcı ışığa hassas komponent (kamforokinon) hem de kimyasal aktivatör (peroksit amin) bulunur. Işıkla hızlı polimerizasyonun ardından ışığın ulaşamadığı bölgelerde kimyasal sertleşme ile tam polimerizasyon sağlanmaktadır.

Mineye ve dentine bağlanarak restorasyonu destekleyen rezin simanlar, asitlenmiş ve silanlanmış seramik restorasyonlarla güçlü ve dayanıklı bir bağlantı sağlamaktadır. Ancak rezin siman tabakasında büzölmeye bağlı gelişen stresler nedeniyle diş ve siman arasında mikrosızıntıya neden olan kenar aralığı oluşabilir (1).

Rezin simanların teknik hassasiyet gerektirmesi, polimerizasyon büzölmesi sonucu oluşması muhtemel mikrosızıntı ve siman artıklarının temizlenme zorluğu dezavantajları olarak sıralanabilir (106).

2.3.6. ADEZYON

Adezyon, bir ara yüz ile birbirine yakın temas halinde olan iki materyali bir arada tutan kuvvet mekanizması olarak tanımlanır. Kimyasal, fiziksel, mekanik ve moleküllerin birbiri içine girmesiyle oluşan adezyon olarak dört farklı adezyon mekanizmasından bahsedilebilir.

Kimyasal adezyon, iki yüzey arasında iyonik, kovalent ve metalik bağların oluşturduğu bağlantı şeklidir. Fiziksel adezyon, iki yüzey arasında Van der Waals kuvvetleri, London dağıtıcı kuvvetleri, hidrojen bağları sonucu oluşan bağlantıdır. Mine ve dentin dokularına adezyonun temelini oluşturan mekanik adezyon ise bir materyalin mikroskobik boyutta diğerinin içine geçmesi olarak tanımlanır. Mekanik adezyonda tutucu yüzeyin pürüzlülüğü, ıslanabilirliği, uygulanan adeziv viskozitesi gibi faktörler önem taşır. Moleküllerin birbiri içine girmesi ile oluşan adezyonda ise adezivler tutucu yüzeye yayılarak iç kısımlara penetre olur. Yeni dentin bonding sistemlerinin çoğu bu yaklaşıma göre geliştirilmiştir (31).

2.3.6.1. MİNE DOKUSUNA ADEZYON

1955 yılında Buonocore adlı araştırmacının mine yüzeyini asit uygulamak suretiyle pürüzlendirmesi ile mine dokusuna adezyondan bahsedilmeye başlanmıştır. Mine dokusu yaklaşık olarak % 96 inorganik, % 3 su ve % 1 organik yapıdan oluşur. İnorganik yapı hidroksiapatit kristalleri, organik yapı ise kollajen içermektedir. Mine yüzeyine, günümüzde kabul edilen şekli ile % 37'lik fosforik asitin 15-30 sn uygulanmasıyla, milimetre karede ortalama 30000-40000 adet bulunan prizmatik yapının pürüzlendirilmesi sağlanır. Böylece minenin yüzey enerjisi 2 katına çıkarılmış, yüzey alanı da 10-20 kat artırılmış olur. Islanabilirliği artmış ve mikroporöz bir hal almış yüzeye bonding ajanının infiltre olmasıyla 20-30 Mpa'lık gerilim değerinin karşılanması yani restorasyon kenarlarında büzölmeye bağlı açıklık oluşmasının engellenmesi sağlanır (157).

2.3.6.2. DENTİN DOKUSUNA ADEZYON

Dentinin heterojen bir yapıda olması nedeniyle dentine adezyon daha zordur. Dentine olan bağlantıda karşılaşılan problemler şu durumlarla bağlantılı olduğu bulunmuştur:

1. Kimyasal yapısında % 45-50 inorganik (hidroksiapatit kristalleri), % 30 organik matriks (kollajen), % 25 su bulunmaktadır. Kristal yapı minede olduğu gibi düzgün dizilmeyip organik matriks içinde dağınık halde dizilmiştir.
2. İçerisindeki kollajenler nedeniyle mineye oranla daha esnek bir yapıdadır.
3. Yapısındaki tübüller dentinin derinliğine göre sayı ve çap değişiklikleri gösterirler. Ayrıca peritübüler ve intertübüler dentin miktarları dentinin farklı bölgelerinde farklı değerlerdedir.
4. Dentinin hidrofilik, rezin simanın hidrofobik yapıda olması bağlantıyı olumsuz etkiler.
5. Preparasyon sırasında açığa çıkan dentin tozları dentin tübüllerinin ağzını tıkayarak, denatüre kollagen ve mineral karışımı olan smear tabakasını oluşturur. Smear tabakasından dolayı düşük bağlantı değerleri elde

edilmesi nedeniyle smear tabakasının tamamen ortadan kaldırıldığı sistemler geliştirilmiştir (131).

Paul ve arkadaşları (109), en iyi adezyon değerinin bir dentin adezivi ve bir self-cure polimerize olan bir kompozitle sağlanabileceğini göstermişlerdir.

2.3.6.3. DENTİN ADEZİV SİSTEMLERİ

1. jenerasyon

1956 yılında Buonocure mine yüzeyini asitlemesinden yola çıkarak, hidroklorik asitle pürüzlendirilen mine yüzeyine GPDM (Glycerophosphoric Asit Dimethylacrylate) rezin uygulayarak bağlantı elde etmeye çalışmış ancak oluşan bağlantı su varlığında hidrolize uğramıştır. 1965 yılında ise Bowen NPG-GMA (N-Phenylglycine Glycidyl Methacrylate)'ı geliştirerek dentindeki kalsiyum ile rezin arasındaki şelasyonun bağlantı kuvvetini arttıracaklarını düşünmüştür. Ancak her iki çalışmada da kullanılan monomerler smear tabakasının üzerine uygulandığından derinlere nüfuz edememiş ve bağlantı değerleri 2-3 Mpa'ı aşamamıştır. Bu iki sistem 1. jenerasyon sistemleri olarak kabul edilmiştir (100).

2. jenerasyon

1970'lerin sonlarına doğru geliştirilen Bis-GMA ve HEMA içeren 2. jenerasyon sistemlerinde, klorofosfat grupların dentin dokusundaki kalsiyum ile iyonik bağlar yapması ile yüksek bağlantı değerlerinin elde edilmesi beklenmiş ancak dentin asitlenmediğinden ve smear tabakasına bağlantı sağlandığından 5-6 Mpa'lık bağlantı kuvvetlerine ulaşılabilmiştir (91).

3. jenerasyon

Rezinin dentin yüzeyi ile temasının sağlanması amacıyla smear tabakasının modifiye edildiği ya da kısmen ortadan kaldırıldığı sistemler 3. jenerasyon sistemleridir. Bu sistemde asit uygulamasını takiben 4-META (4-Methacryloxyethyl Trimellitate

Anhydride) hidrofilorikrezin monomer içeren primer uygulanarak önceki jenerasyonlardan daha fazla bağlantı kuvveti elde edilmiştir (80).

4. jenerasyon

Smear tabakasını tamamen ortadan kaldırıldığı sistemlerdir. 1979 yılında Fusamaya ve arkadaşları mineyle beraber dentini de % 40'lık fosforik asitle pürüzlendirerek bağlantı kuvvetinin arttığını göstermiş, ve total etch kavramı 4. jenerasyon sistemlerin başlangıcı olmuştur. Ancak mine ve dentinin asitlendikten sonra, yıkanıp kurutulması demineralize dentinde kollajen fibril ağının kollabe olmasına neden olmuştur. 1982'de Nakabayashi ve arkadaşlarının 'hibrit tabakasını' tanımlamasıyla güvenilir dentin bağlantı değerlerine ulaşılmıştır (80).

Hibrit tabakası yüzeyi demineralize olmuş sert dokulara monomerin infiltre olarak polimerizasyonu ile tanımlanır. Bu sistemde bağlantı mekanizması hibridizasyon ve rezin uzantılarının oluşumuna dayanır (80).

Dördüncü jenerasyon dentin adezivleri üç aşamalı sistemlerdir. Conditioner uygulanması total etch sistemlerinin ilk aşaması olup smear tabakasının tamamen ortadan kaldırılması, mine yüzeyinde demineralize bir yapı oluşturması, dentin tübüllerinin açılması ve intertübüler dentinin dekalsifiye edilerek yüzey pürüzlülüğünün elde edilmesini sağlar. Bu amaçla % 37'lik ortofosforik asit, % 10'luk maleik asit, % 2,5'lik nitrik asit, % 6'lık sitrik asit veya EDTA gibi asitler kullanılır. Asit uygulamasını takiben dentin yıkanıp kurutulur. Ve kurutulan dentinde desteksiz kalan fibriller % 65 oranında kollabe olur (17).

İkinci aşama olan primer safhasında su, aseton ve etanol gibi çözücüler içinde çözülmüş hidrofilik monomerler kollajen fibriller üzerine uygulanarak fibrillerin kollabe olmalarına izin vermeyerek açılan kollajen ağı arasına bağlantı ajanının infiltrasyonunu kolaylaştırır. Aynı zamanda primerler yüzey enerjisini ve dentin yüzeyinin ıslanabilirliğini arttırlar (40).

Son aşama adeziv rezin uygulamasıdır. Adeziv rezinler ıslanabilirliği arttıran HEMA, TEG-DMA gibi hidrofobik grup ile restoratif rezine bağlantı yüzeyi oluşturan biyofonksiyonel monomerler içerir. Primerlerin açık olan metakrilat uçları ile adeziv ajan bağlanarak dentin yüzeyi ve kollajen fibrillerin araları tamamen kapatılarak hibrit tabakası oluşturulmuş olur (40). Adeziv ajanın polimerizasyonu sonrasında oksijen ile temasta bulunan 15 µ'luk dış tabaka ise restoratif rezine bağlantı yüzeyini oluşturur (129).

5. jenerasyon

Klinik uygulamaları kolaylaştırmak ve çalışma süresini kısaltmak amacıyla aşama sayısını ikiye indiren 5. jenerasyon sistemler geliştirilmiştir. Bu sistemlerde ya asit ve primer (self etching primer sistemleri) ya da primer ve adeziv ajan (one bottle adeziv sistemleri) birleştirilmiştir (80).

6. jenerasyon

Mine ve dentine bağlantının tek bir solüsyonda gerçekleştirildiği sistemlerdir. Bu sistemlerin ilk gelişiminde dentine bağlantının yeterli olmasına rağmen mineye bağlantının zayıf olduğu görülmüştür. Bu sistemlerin klinik kullanımlarının başarısı üzerine farklı görüşler ileri sürülmekte ve çalışmalar devam etmektedir (80).

2.3.6.4. SERAMİK MATERYALLERE ADEZYON

Seramiklerle rezin arasındaki bağlantı hem mikromekanik hem de kimyasal olarak sağlanır. Mikromekanik bağlantı porselen yüzeyinin alüminyumoksit partikülleriyle kumlanması ile ya da % 5-10'luk HF ile pürüzlendirilmesiyle sağlanır. Kimyasal bağlantı ise pürüzlendirilmiş restorasyon yüzeyine silan (coupling ajan) uygulanması ile sağlanır. Silan bir silanol, bir metakrilat grup ve bir ara bağlayıcıdan meydana gelir. Metakrilat grup rezin ile bağlantı yaparken silanol grup porselen yüzeyine tutunur (31).

Adeziv diş hekimliğinde son yıllarda modern yüzey uygulamaları geliştirilmiştir. En yeni yüzey uygulama sistemleri ile yüksek bağlanma dayanımları elde edebilmek için bonding uygulamasından önce metallerin kumlanması gerekir. Bu sistemlerden Silicoater Classical, Silicoater MD ve Rocatec silika örtme ve silanizasyon; Kevloc akrilizasyon ve Siloc silika örtme ve akrilizasyon prensipleriyle çalışırlar (7).

Silicoater Classic (SC): İlk olarak 30 dk 4 barda 250 µm alüminyum oksitle kumlama yapılır. Kumlanmış yüzeyler Siliclean solüsyon (Herause Kulzer) ile örtülür. Yüzey yıkandıktan sonra 2 dk oda ısısında bekletilir. Bu sistem silikon dioksitin (SiO₂) özel olarak dizayn edilmiş bir aparat içinde (Siliflam, Herause Kulzer) ateşle ısıtılmasından ibarettir. Ateşin yeterli SiO₂ molekülünün metal yüzey üzerine çökmesini sağlayacak şekilde ayarlanması gerekmektedir. Siliflam 5 dk uygulanır. 4 dk havayla kurutma yapıldıktan sonra silan ajanı (Silicoup A ve B'nin karışımı) uygulanır (7).

Silicoater MD (SMD): Bu teknik özel bir fırın gerektirir. Yüzey üzerinde krom kaplı silika tabakası yakılır. Bu sistemin prensibi; krom 250°C'den daha yüksek sıcaklıkta kompleks bir mekanizmayla, silikayla su geçirmez biçimde bağlanır (7).

Rocatec (RC): Prensip, silika tabakasının tribokimyasal uygulamasıdır. Önce yüzey 110 µm alüminyum oksitle 0,25 Mpa basınçla kumlanır (Rocatector Delta aparatıyla Rocatector Pre ile). Bunu takiben Rocatec Plus ile 110 µm siklik asitle modifiye edilmiş alüminyum oksitle kumlanır. Rocatec Plus partiküllerinin alaşım yüzeyine çarpma hızı 200 m/s'dir. Bu da 1000°C üzerinde nokta ısınması sağlar. Kumlama basıncı silika partiküllerini metal yüzey içerisine gömer. Daha sonra yüzey silan ile örtülür (7).

Kevloc (KV): Kimyasal ve mekanik bağlantının kombinasyonunun istendiği bir sistemdir. Bu sistemde, alaşım yüzeyi taze 110 µm grenli alüminyum oksitle kumlanır(7).

Siloc (SL): Bu teknikte yüzey 250 µm grenli alüminyum oksitle kumlanır. Bu etkinleştirilmiş yüzey silanla ve özel bir bonding ajanıyla örtülür. Sonra örnekler ısıtıcı aparata konulur. Bunun ardından yüzeye opaker uygulanır ve ışıkla polimerize edilir(7).

2.3.7. MİL SİMANTASYON TEKNİKLERİ

Goldstain ve arkadaşları (50), dört çeşit mil yapıştırma tekniği ile ilgili bir araştırma yapmışlardır:

- Lentülo
- Endodontik Explorer
- Paper point
- Direkt mil uygulaması'nı

karşılaştırmışlar ve lentulo ile mil boşluğuna yerleştirilen simanın kanal içinde hava boşluğu oluşturmayan tek yöntem olduğunu kanıtlamışlardır. Ayrıca bu araştırmada boşluk sayısı ile tutuculuk arasında bir bağlantı olmadığı sonucuna varılmıştır. Uniform kalınlıkta olan hava kabarcığı içermeyen siman tabakası streslerin tüm kök kanalına eşit olarak dağıtılmasını sağlar (113).

Simanın;

- Yalnız mil üzerine
- Yalnız kanala
- Hem mile hem kanala uygulandığı

üç simantasyon tekniği karşılaştırıldığında simanın yalnız kanala uygulandığı ikinci yöntemin tutuculuk değerinin belirgin biçimde diğer yöntemlerdeki değerlerden yüksek olduğu, simanın yalnızca milin üzerine uygulandığı durumda en düşük tutuculuk değerleri elde edildiği ortaya konmuştur.

2.4. MİL VE ÇEKİRDEK SİSTEMLERİNİN SINIFLANDIRILMASI

2.4.1.DÖKÜM METAL MİL VE ÇEKİRDEK SİSTEMLERİ

Kök kanalının ölçüsüne göre yapılan miller, direkt veya indirekt yolla hazırlanan modellerin laboratuarda metal alaşımlarından dökülmesiyle elde edilir. Döküm miller hazırlanan kanal boşluğuna tam olarak uyum sağlarlar.

Döküm millerin, uzun ve başarılı bir geçmişi vardır. Ancak yapılan çalışmalar döküm millerle restore edilen dişlerin kırılma direncinin, farklı prefabrike millerle restore edilen dişlerden daha düşük olduğunu göstermiştir (9).

Metal mil materyalleri, ağız ortamında kullanıma uygun olmalı, basınca ve korozyona dirençli olmalıdırlar. Kullanılan materyallerin bir bölümü kıymetli metal diğer bazıları ise kıymetsiz metalden yapılırlar. Kıymetli metallerin maliyetinin yüksek oluşu, kıymetsiz metallerin kullanımlarının yaygınlaşmasına neden olmuştur.

Metal postlar:

1. Altın
2. Paslanmaz çelik
3. Titanyumdan yapılırlar (28,104).

- Direkt Yöntem: Mil ve çekirdeğin modeli direkt olarak hasta ağızında hazırlanır. Hazırlanan modelin laboratuarda istenen bir metal alaşımıyla dökümü yapılır (138,160,165).
- İndirekt Yöntem: Hazırlanan kök kanalının elastomerik bir ölçü maddesiyle ölçüsü alınır. Daha sonra mil ve çekirdek sistemi laboratuarda teknisyen tarafından hazırlanır (138,160).

2.4.2. PREFABRİKE METAL MİL VE ÇEKİRDEK SİSTEMLERİ

Farklı uzunluk ve çaplarda üretici firmalar tarafından hazırlanmış standart metal millerdir. Kanal boşluğu mile uygun olarak hazırlanmalıdır. Bu sebeple kullanılacak mil, özel frez ve kanal eğeleriyle kanal mile uygun olarak şekillendirildikten sonra yerleştirilir.

- Direkt yöntem: Prefabrike miller kanala yerleştirildikten sonra çekirdek kısmı amalgam, cam iyonomer veya kompozit reçine gibi malzemelerle yapılır (98,138,160).
- İndirekt yöntem: Prefabrike mil kanala yerleştirildikten sonra çekirdek kısmı karbonize akrilik veya mumla şekillendirilir. Mille beraber döküme alınır ve çekirdek döküm yoluyla elde edilmiş olur (138,160).

2.4.2.1.YÜZEY ÖZELLİKLERİNE GÖRE MİLLERİN SINIFLANDIRILMASI

2.4.2.1.1. Konik ve düz yüzeyli miller

En eski ve sık kullanıma sahip olan bu millerin uygulaması oldukça kolaydır. Kanalın konik formuna uygun olduklarından kanal hazırlığı ve yerleştirilmesi oldukça kolaydır. Formun konik olmasından dolayı simantasyon sırasında minimum hidrostatik basınç oluşur. Buna karşın formunun konik olmasının dezavantajı kama etkisi yapar ve kök kırıklarına neden olur (170).

2.4.2.1.2. Paralel kenarlı miller

2.4.2.1.2.a. Düz yüzeyli paralel kenarlı miller

Düz yüzeyli paralel millerin az olan tutuculuklarını arttırmak için ucu konik biçimde sonlanan paralel kenarlı miller geliştirilmiştir. Ancak bu tip ucu konik olan

paralel kenarlı miller çiğneme basıncı altında köke kama etkisi yaparlar. Bu sebeple pek tercih edilmezler (16,22).

2.4.2.1.2.b. Yüzeyleri yivli paralel kenarlı miller

Bu tip yivli paralel kenarlı miller simantasyon sırasında optimal siman kalınlığında bile siman çıkışına izin vermez ve bir piston gibi davranarak kök ucunda hidrolik basınç oluşmasına neden olur. Kanal hazırlığı geniş yapıldığında ise siman çıkışı sağlanabilir. Ancak tutuculuk azalır. Mili çevreleyen dentin kalınlığının kökün korunmasına ve maksimum stres dağılımının sağlanmasına imkan verdiği düz ve geniş kanallı dişlerde uygulanması başarılı sonuçlar verir (16).

2.4.2.1.3. Konik ve yüzeyi vidalı olan miller

Hazırlanmış kanal boşluğuna kullanılacak mil, kendi dikey ekseninde ve saat yönünde vidalanarak yerleştirilir. Vidalama sırasında kökte çok büyük stresler meydana gelir. Bu streslere çiğneme basınçlarının neden olduğu kuvvetler de eklenince kök kırıkları görülebilir. Bu tip millerin uzun boyluları kısa olanlara oranla daha iyi stres dağılımına sahiptirler. Kök kırığı potansiyeli açısından en az tercih edilen mil grubudur (16).

2.4.2.1.4. Paralel kenarlı ve yüzeyi vidalı olan miller

Tutuculuk açısından dentinden en fazla mekanik tutuculuk sağlanması amaçlanmıştır. Kanal hazırlığı millerin özel frezleriyle yapılır. Miller hazırlanmış basamaklara yerleştirilirler (16).

2.4.2.2. ŞEKİLLERİNE GÖRE MİLLERİN SINIFLANDIRILMASI

2.4.2.2.1. Pasif miller

Seçilen pasif mil sisteminin özel frezleriyle hazırlanan kanal boşluğuna mil vidalanmadan direkt simante edilir.

2.4.2.2.1.a. Düz veya yivli konik miller

2.4.2.2.1.b. Düz veya yivli paralel kenarlı miller

2.4.2.2.2. Aktif miller

2.4.2.2.2.a. Vidalı paralel kenarlı miller (özel kılavuz frez kullanılan)

İlk olarak rehber frezle kök kanalında mil için boşluk hazırlanır. İkinci olarak kılavuz frezle kanalda yiv açılır. Sonra mil vidalanarak yerleştirilir (170).

2.4.2.2.2.b. Vidalı paralel kenarlı miller (direkt vidalanan)

Mil seçilir ve milin çapına uygun bir rehber frezle kanal hazırlanır. Mil dikey ekseni etrafında ve saat yönünde kanala vidalanır (166).

2.4.2.2.2.c. Vidalı konik miller (direkt vidalanan)

Mile uygun bir rehber frezle kanal hazırlığı yapılır ve mil kendi ekseni etrafında ve saat yönünde kanala vidalanır. Özellikle bu tip millerin vidalı tasarımları lateral kuvvetlerin oluşmasına neden olur. Kök kırıklarına ve çatlaklara neden oldukları tespit edilmiştir (166).

2.4.3. METAL İÇERMEYEN MİL VE ÇEKİRDEK SİSTEMLERİ

2.4.3.1. FİBERLE GÜÇLENDİRİLMİŞ KOMPOZİT REÇİNE MİLLER

Fiberle güçlendirilmiş materyallerin özellikleri matriks ve fiberlerin doğal yapısına, güçlendirmenin geometrisiyle arayüzeylerdeki dirence bağlıdır. Bir polimer matrikse fiberlerin eklenmesi, kırılmaya dayanıklılık, sertlik ve yorgunluk direnci gibi mekanik özelliklerde anlamlı gelişmelerle sonuçlanabilir (6).

Fiberle güçlendirilmiş kompozit reçine millerin diş hekimliğinde kullanılmalarının avantajları şunlardır:

- Doku dostudurlar.
- Geleneksel döküm millerden daha ucuzdur.
- Korozyona uğramazlar.
- Şok absorbe edici olarak rol oynarlar.
- Çok iyi yük dağılımı yaparlar.
- Kuron restorasyonunun bulunduğu bölgedeki stresi dağıtırlar.
- Diş yapısına, çekirdek metaryeline ve simana yapışırlar.
- Estetik restorasyonların başarısını artırırılar.
- İletilen yüksek yüklerin dentin duvarında sadece küçük kırıklar oluşturan yüklere dönüşmesini sağlarlar (27,30,43,79).

2.4.3.1.1. KARBON FİBERLE GÜÇLENDİRİLMİŞ KOMPOZİT REÇİNE MİLLER

1990 yılında geliştirilen ve epoksi reçine matiks içinde sıkıştırılmış paralel karbon liflerden oluşan mil sistemidir. Piyasada 'Composipost' ismi ile yer alır (52).

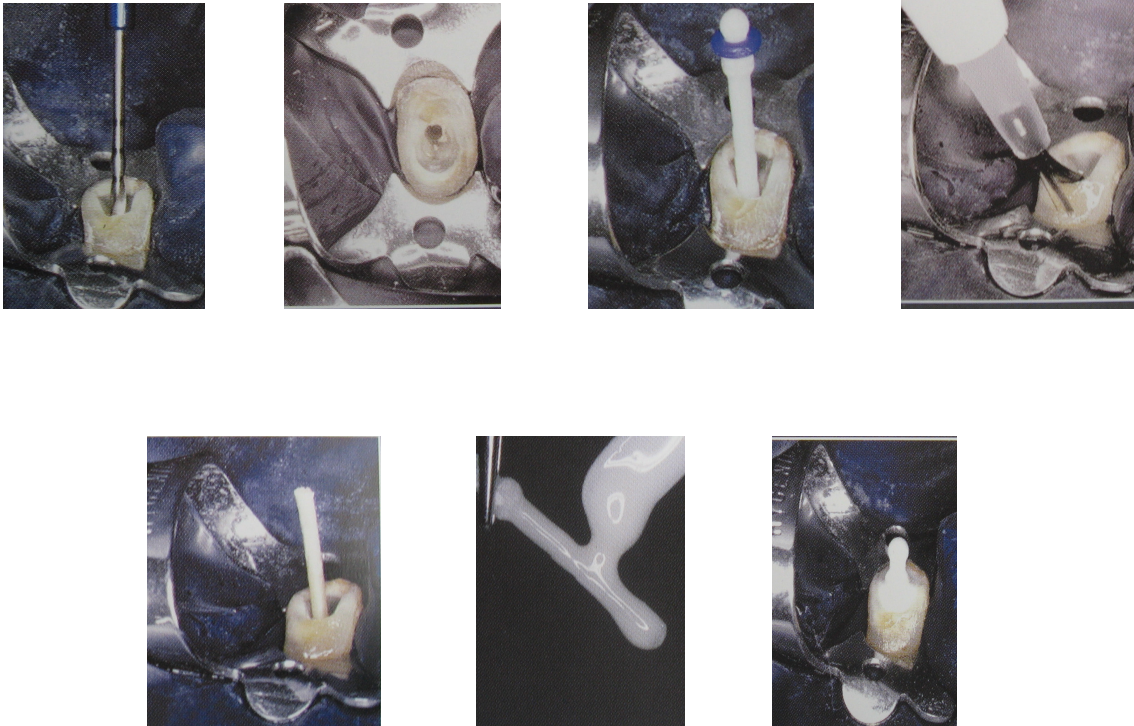
Fiberler 8 µm çapında milin uzun aksı boyunca yerleştirilmişlerdir. Bu miller üzerine yiv veya başka bir mekanik retansiyon uygulanmaz; çünkü yapısındaki lifler milin uzun eksenine boyunca uzanırlar.

Siyah renklidirler ve radyolüsenttirler. Estetik olmasalar da karbon fiber miller, yapısal sertlikleri ve eşit kuvvetler için daha küçük ebatlarda mil kullanımına izin verdikleri için paslanmaz çelik ve diğer millerin yerine kullanım potansiyeline sahiptirler (6).

Karbon fiber millerin elastik modülüsü metal millere oranla dentininkine daha yakındır. Bununla beraber klinik çalışmaların erken sonuçları, bu materyalin radyolüsensliği ve rezin kompozit restorasyonlar altında maskelenme zorluğu olduğunu vurgulamaktadır (52,141).

2.4.3.1.2. CAM FİBERLE GÜÇLENDİRİLMİŞ KOMPOZİT MİLLER

Cam fiberle güçlendirilmiş miller, milin elastiklik modülünü dentininkine yakın hale getirmek amacıyla kullanılırlar. Böylece milin kök kırığı oluşturma riski azaltılmış olur (101). Cam fiberle güçlendirilmiş bir milin uygulanışı şekil 2.7’de resimlerle gösterilmiştir.



Şekil 2.7- Cam fiberle güçlendirilmiş bir milin uygulanışı (101)

Bu millerin avantajları:

- Estetikler.
- Kanal tedavisinin yenilenmesi gerektiği durumlarda özel söküm frezleriyle kolayca uzaklaştırılabilirler.
- Uygulama direkt hasta başında yapılabilir.
- Kırılmaya dayanıklıdır.
- Translusenliği yüksektir.

Dezavantajı ise radyolüsent olmasıdır.

2.4.3.1.3. KUARTZ FİBERLE GÜÇLENDİRİLMİŞ KOMPOZİT MİLLER

Rezin matriksin içine karbon fiberler yerine kuartz fiberler konularak geliştirilen sistemlerdir. Aestheti-Plus miller ve mil boyunca ışığın geçişini sağlamak amacıyla üretilen Light-post ve DT (Double Taper) Light-Post örnek olarak verilebilir (Şekil 2.8).

Kuartz fiber millerin diğer fiber millere oranla daha yüksek kırılma direncine sahip oldukları rapor edilmiştir. Translüsent kuartz fiber millerin kullanımı restorasyonun estetiğini arttırabilir ve ışık enerjisini mil içerisine ilettiği için polimerizasyon aşamalarında kullanışlı olabilir.



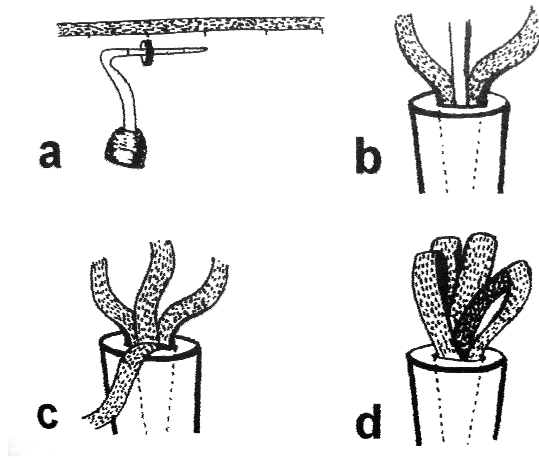
Şekil 2.8- Kuartz fiber miller

Kanal duvarlarına milin adaptasyonu restorasyonun biomekanik performansı için önemli bir unsurdur. Kuartz fiber ve epoksi rezinden yapılmış (double-taper) DT Light Post, RDT endodontik tedavili kök kanalına uyumludur. Bu mil sisteminin yararı, kanal hazırlığı sırasında minimal diş dokusunun kaldırılmasını gerektirir. Kanalın apikal ve kural kısımlarında iyi bir mil kanal adaptasyonu görülür.

Kuartz fiber veya epoksi materyalin düşük elastik modülüsü ile kullanımı kök kırığı riskini de azaltabilir (96).

2.4.3.1.4. POLİETİLEN FİBERLE GÜÇLENDİRİLMİŞ KOMPOZİT REÇİNE MİLLER

Kompoziti güçlendirmek amacıyla içerisine polietilen fiber tanecikleri yerleştirilmiştir. Ribbond bu gruba örnektir. Ribbond'un kompozit mil ve çekirdekler ile kombine şekilde kullanılması tavsiye edilir (97). Şekil 2.9'da Ribbond'un uygulanışı şematik olarak gösterilmiştir (167).



Şekil 2.9- Şematik olarak rezinle güçlendirilmiş polietilen fiber milin hazırlanışı (167).

2.4.3.2. SERAMİK MİLLER

Diş hekimliğinde kullanılan seramik, seramikten çok camdır. Bu bakımdan camın mekanik özellikleri diş hekimliği açısından önemlidir. Erimiş haldeki camın amorf yapısını koruyarak katılaştıran ve kristalizasyon göstermeyen inorganik maddeye denir. Cam ve seramiğin arasındaki fark, camın transparan, cam seramiğin buğulu olmasıdır.

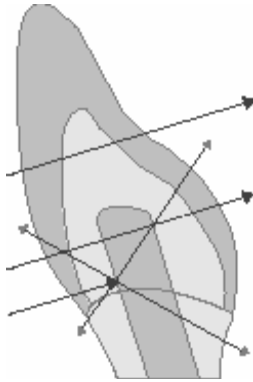
Camın direncini artırmak için çeşitli teknikler uygulanır. Bunlardan bir tanesi, değişim ısılarına kadar ısıtılmış cam yüzeyine soğuk hava püskürterek aniden soğumasını sağlamaktır. Böylece yüzey hızla kristalize olurken altındaki cam tabakası yavaşça soğur. Sertleşmiş olan dış kısım, iç kısmın soğuyarak büzülmesine engel olur. Dışarıda basınç, içerde çekme gerilmeleri olmaktadır. Böyle artık gerilmeler içeren

cama, temperlenmiş cam denir. Buradaki artık gerilmeler dış kuvvetler olmadığında denge halindedir (90).

Bir diğer yöntem de mikro çatlaklardır: mikro çatlaklar, yapı içindeki gerilmeleri artırmaktadır. Bu bölgede yoğunlaşan gerilim, mikro çatlakların uzunluğu ve yönüne göre bittiği yerde uygulanan kuvvetten daha büyük olabilir. Bu durum kırılma direncinin çok azalmasına sebep olur. Pratikte camın mekanik gücünü artırmak için mikro çatlakların derine doğru ilerlemesi ve genişlemesi önlenmelidir (90).

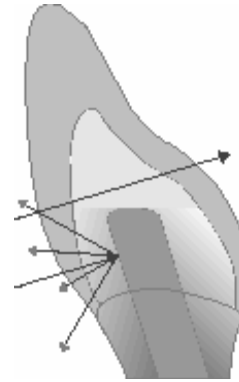
Seramik millerin şeffaflığı ve gölgesi dentinin doğal yapısına benzetildiğinden beri seramik mil ve çekirdek malzemelerinin kullanımı ile tam seramik kuronların ışık geçirgenlikleri sağlanmıştır. Bundan dolayı milin içinden geçen istenmeyen ışıklar çok uzun oluşmaz. Ayrıca korozyon ürünlerinin toplanması ile gingiva renginin bozulması meydana gelmez (94) (şekil 2.10).

Seramik mil



Şekil 2.10A: Geçirgen seramik mil içine ışığın girmesine ve dağılmasına, gingivaya doğru gitmesine izin verir (94).

Metal mil



Şekil 2.10B: Metal mil içine giren ışığın geçişine izin vermez, büyük bölümünü bünyesinde tutar (94).

Günümüzde tam seramik kuron protezi yapımına imkan veren seramik sistemleri (Dicor 1989, In-Ceram Alumina Spinnel 1991, IPS Empress 1995, Zirkonyum 1995)

mil olarak uygulanabilmesi amacıyla geliştirilmiş ve seramik mil sistemleri olarak başarılı sonuçlar elde edilmiştir (141,169).

Seramik mil ve çekirdek sistemleri estetikler, biyolojik uyumları yüksektir, çiğneme kuvvetlerine karşı dirençlidirler ve elektrolitik korozyon oluşturmamaktadırlar (66). Buna karşın kanal tedavisinin yenilenmesi gerektiği durumlarda yerinden sökülmeleri zordur (6).

2.4.3.2.1. DICOR

Dicor dökülebilir cam-seramik 1973 yılında Grossman tarafından geliştirilmiştir. Bu sistem camın kontrollü şekilde kristalizasyonuna dayanmaktadır. Dicor tam seramik kuronlarda, cam matriks içinde tetrasililik flormika ($K_2Mg_5Si_8O_{20}F_4$) kristalizasyonu oluşur. Bu kristaller esneklik özellikleri ve tabakalı yapıları nedeniyle malzemenin direncini artırır (8,75,90,134,160,162).

Dicor restorasyonlar, kaybolan mum tekniğiyle döküm yoluyla elde edilir. Dökümden sonra yüksek sıcaklıkta seramikleştirme işlemi gerçekleştirilir. İyi uyumludur ve en translusent seramik sistemlerinden biridir. Ancak alüminöz porselenle kaplanarak veya glazür ile renklendirilmesi gerekir (8,75,134,162). Dicor'un bir diğer dezavantajı ise seramikleştirme işleminden sonra oluşan ve 'seramik tabakası' adı verilen bir tabakanın seramik malzemesinin geri kalan kısmından anlamlı derecede farklı bileşim göstermesidir. Bu bölgede mika kristalleri daha geniş ve poroziteler daha büyüktür ve bu tabakanın kaldırılması, seramiğin kırılma direncini etkiler (127,162).

Uygulamada kanal boşluğunun bir ölçüsü alınır. İndirek metotla dökülebilir cam seramikle mil hazırlanır. Bunun üzerine çekirdek yapısı yapılır. Bununla beraber Dicor'un dayanıklılığının düşük olmasından dolayı kullanım alanları oldukça sınırlıdır (109).

Cerapearl sisteminde cam yapı içinde mika kristalleri yerine hidroksiapatit kristalleri bulunmaktadır (127). 1982 yılında da Cerestore sistemi, bu sistemdeki

büzülmeleri ortadan kaldırmak için geliştirilmiştir (90). Bu sistem mil yapımında pek kullanılmamış ve daha iyi sistemler geliştirilmiştir.

2.4.3.2.2. IN-CERAM

1985 Yılında Dr. Sadoun tarafından geliştirilmiştir (111). Sistem özel bir revetmandan hazırlanan yalancı kök üzerinde büyük ölçüde Al_2O_3 kristallerinden oluşan hamurun sinterlenmesi ve üzerine erimiş cam infiltrasyonu ile alt yapının kuvvetlendirilmesi esasına dayanmaktadır. Bundan sonra bilinen feldspatik porselen kullanılarak anatomik şekli verilir (21,82).

Sistemin en önemli tarafı alt yapıyı oluşturan Al_2O_3 kristalleridir (82). Bu kristallerden oluşan tozlar, özel bir sıvıyla karıştırılıp hamur haline getirilerek revetman modele uygulanır. Bundan sonra In-Ceramat fırınında $1120^{\circ}C$ 'de 2 saat süren sinterleme işlemine geçilir. Al_2O_3 kristallerinin kuru sinterlemesi yapılır. Fazla su atılarak Al_2O_3 kristallerinin birleşmesi sağlanır. Al_2O_3 kristalleri dokunma yüzeylerinde birbirlerine erimeyecek şekilde yapışırlar. Kristallerin birbirine bu şekilde yapışmasından ve oluşan son derece kompakt granülasyon dokusundan dolayı diğer seramik sistemlerinde görülen büzülme hemen hemen hiç gözükmez. Bu pişirme esnasında revetman modelde büyük oranda büzülme meydana gelir ki bu da seramik restorasyonun modelden kolayca çıkmasını sağlar (21,49,73,82,116,117,118).

In-ceramin karakteri olan yüksek stabiliteye ulaşmak için sinterlenmiş fakat hala kırılmaya eğilimli alt yapı camlama işleminden geçirilir. İnfiltrasyon pişirmesi de denilen camlamada Anthanum Aluminosilicate ($Al_2O_3SiO_2$) cam tozu distile su ile karıştırılarak alt yapıya sürülür. $1100^{\circ}C$ 'de 4 saat pişirilir. Alt yapıda tüm boşluklar cam ile doldurulur. Sinterleme esnasında birleşmeyen Al_2O_3 kristallerinin bulunduğu boşluklar, bu işlemde sonra cam katmanlarıyla dolar. Böylece seramik makaslama ve bükme kuvvetlerine karşı dayanıklı bir hale gelir. Fazla camların tesviyesi yapıldıktan sonra Vitadur N malzemesinden dentin ve mine tozları kullanılarak uygun anatomik form ve renk olur (21,49,73,82,116,117,118).

Kern ve arkadaşları (77), In-ceram mil ve çekirdek sistemleri ile metal mil ve çekirdek sistemlerini herhangi bir mil sistemiyle restore edilmemiş kesici dişlerle kırılma direnci bakımından karşılaştırmışlardır. In-ceram mil ve çekirdek sistemlerinin 168.5 N olarak belirlenen ortalama kırılma direnci, metal mil ve çekirdeklere oranla daha düşüktür. Ancak miller üzerine tam seramik kuron protezlerinin simante edilmesi ile elde edilen 342 N'luk kırılma direncinin klinik olarak yeterli olduğu bildirilmiştir.

Alüminyum oksit ile güçlendirilmiş bu seramik malzemesinin mil ve çekirdek yapımı için uygun dayanıklılığa sahip olduğu ispatlanmıştır (76). Ancak bu sistemin dezavantajı; üretim aşamalarının çok zaman alması ve teknik olarak zahmetli olmasıdır (109).

Tam seramik mil ve çekirdek yapımında kullanılan bu malzemeler radyografik olarak opak değildir. Ayrıca elastik limitleri zorlandığında kırılır. Dicor'un kırılma direnci 130 N/mm^2 , In-ceramınki 400 N/mm^2 'dir (141).

In-Ceram'ın kırılma direnci ile ilgili uzun süreli yeterli çalışma olmadığından kanal çevresinde dentin kalınlığı yeterli geniş kanallarda kullanılmaması önerilmektedir (150).

2.4.3.2.3. IPS EMPRESS

IPS Empres sisteminin ilk adımları 1983 yılında Zürih Üniversitesi'nde atılmıştır. 1987 yılından itibaren de Ivoclar firması ile bağlantılı olarak üretime girmiştir.

Bu sistem döküm yapılmadan injeksiyon yöntemiyle hazırlanır. Restorasyon ilk olarak mum olarak modele edilir ve mum maket manşete alınıp mum eliminasyonu yapılır. Daha sonra cam seramik, seramik tabletlerin yüksek ısıda akışkan hale getirilip vakum ünitesinde hidrostatik basınçla preslenmesiyle elde edilir. Lösit kristali ($\text{K}_2\text{OAl}_3\text{O}_3\text{SiO}_2$) ile güçlendirilen IPS-Empress seramiğinde kristaller oldukça küçük ve sık olarak dağılmışlardır. Kristaller içindeki lösit ve cam matriks arasındaki ısıl genişleme katsayısı farkının yanısıra soğuma sırasındaki yüksek lösitten alçak lösit faz

değişikliklerinden kaynaklanan mikro çatlaklar elektron mikroskopunda rahatlıkla gözlenebilir (20,75).

Empress-cam seramik oluşum sürecinde, öncelikle bitim camı erir ve bunun oluşumu daha sonraki kontrollü kristalizasyon için çok önem taşır. Bunu takiben ısıtma işlemi çekirdek oluşumu ve kristalizasyonu sağlar. Devam eden bu yapıya stabilizatör, katkı maddeleri, florasan maddeleri ve pigment maddelerinin eklenmesiyle preslenir. 1200°C’de sinterlenip Empress sınımlı EP500’de işlenerek piyasaya sürülür.

Laboratuvar işlemlerinde geleneksel ‘kaybolan mum tekniği’ kullanılır. Özel revetman kullanılması ve uzatılmış bir ısıtma siklusüne sahip olması, sistemi diğerlerinden ayıran özelliklerindedir. Mumdan hazırlanan modeller özel revetmana alınır. Ön ısıtma işleminden sonra EP500 fırında uygun yere yerleştirilen seramik bloklar mum modellerin bıraktığı boşluklara preslenir. Mufla soğuduktan sonra seramik yapının şekillendirilmesine geçilir (75).

Empress restorasyonların translüsentliği yüksektir. Bu nedenle çeşitli dentin renklerinde hazırlanan bloklar sayesinde mükemmel estetik elde edilebilir (134,162).

Liebrock ve arkadaşları (85), IPS Empress seramikle ön bölge dişlerine, 6, 9, 12 mm uzunluk ve 1.25, 1.5, 1.75 mm çaplı mil ve çekirdekler hazırlamışlar ve milin çapı artıp uzunluğu azaldıkça kırılma dayanıklılığının daha yüksek değerlere ulaştığı sonucuna varmışlardır.

Sevük (135), kuron bölümü aşırı derecede harap olmuş dişlerin restorasyonlarında IPS Empress tam seramik milli kuronlar kullandığı in-vivo çalışmasında dört yıllık klinik gözlemlerde herhangi bir patolojik durumla karşılaşmadığını bildirmektedir.

2.4.3.2.4. CAD-CAM:

1980’lerin başından itibaren dijital bilgisayar teknolojisinin hızla gelişmesinin diş hekimliğinde estetik ihtiyaçların karşılanması amacıyla kullanılması CAD-CAM teknolojisiyle olur. CAD-CAM’in açılımı:

CAD: computer aided design (bilgisayar destekli dizayn)

CAM: computer aided manufacturing (bilgisayar destekli üretim)

İlk dental CAD-CAM prototipi Fransa'da 1983'te Garanciere konferansında sunulmuştur. Herhangi bir laboratuvar işlemine tabi tutulmadan şekillendirilen ve ağza uygulanan ilk kuron 1985'te yapılmıştır. Bu tarihten günümüze kadar Procera, Cercon, Cicero, Duret, Cerec sistemleri adı altında pek çok benzer sistem geliştirilmiştir(36).

Bu sistemlerden biri olan Procera sisteminde CAD ünitesi hekimin bireysel olarak çalıştığı laboratuvarında bulunurken, CAM üniteleri biri İsveç biri Amerika'da olmak üzere sadece iki merkezde bulunmaktadır. Alt yapılar bu iki merkezden birinde yapılır. Üst yapı ise düşük ısı seramiği ile tabakalama yöntemiyle hazırlanır.

Procera sisteminin geleneksel dizayn ve üretim ünitelerinin bağlantısı internet aracılığıyla sağlanır. Bu sistemin kullanılabilmesi için:

- Özel bir tarayıcı,
- Tarama bilgilerinin kullanılabilmesi için özel bir program (procera software),
- Bilgisayar,
- Veri transferi için bir modem ve internet bağlantısı gereklidir (108).

Cerec sistemi ise ilk olarak 1985'te 3 ekseninde aşındırma yapabilen Cerec 1 sistemi (brains, Zürih, İsviçre) olarak piyasaya sunulmuştur. 1994'te 8 ekseninde freze işlemi yapabilen Cerec 2 sistemi geliştirilmiştir. Şubat 2000'de Cerec 2'nin geliştirilmiş versiyonu olarak Cerec 3 sistemi (Sirona Dental Systems) piyasaya sürülmüştür. Optik ölçü, direkt olarak, prepare edilen diştten 3 boyutlu kamera (Cerec 3D) ile alınabileceği gibi; indirekt olarak, preparasyondan alınan ölçüden elde edilen modelin lazer tarayıcı (Cerec Scan) ile taranmasıyla da alınabilir (4,36).

2.4.3.2.5.CELAY SİSTEMİ

Celay sistemi bilgisayar destekli sistemlere alternatif olarak İsviçreli diş hekimi Stefan Eidenbenz tarafından 1987 yılında geliştirilmiştir (39,89,134).

Tek parça alüminyum oksit blok freze edilerek Celay sisteminde uygulanabilmektedir (133,150). Celay sisteminde hazırlanmış mil ve çekirdek sistemlerinin In-ceram sisteminde hazırlananlara göre % 10 daha esnek olduğu ve bu nedenle de bu millerin kökte oluşturacağı streslerin daha az olacağı bildirilmiştir (150).

Celay cihazı, anahtar yapma sisteminde kullanılan yöntemle benzer hassas bir kopya freze aletidir. Yapılacak restorasyon seramik bloklardan, bilgisayar desteği olmaksızın freze edilir (39,89,134). Celay sisteminin Cerec'e göre bazı avantajları bulunmaktadır:

- Cerec'den farklı olarak Celay sistemiyle restorasyonların tüm yüzeyleri freze edilebilmektedir (74).
- Celay seramik restorasyonların kenar uyumu Cerec ile hazırlanan restorasyonlardan daha iyidir (74,75,89).
- Ekonomik olarak da diğer sistemlere göre daha avantajlıdır (75,139).

Ancak restorasyonun kompozit maketinin direkt veya indirekt yöntemle hazırlanmış olması kenar uyumunu az da olsa etkilemektedir (75,139).

Celay sisteminde kullanılmak üzere Vita firması tarafından Vita Celay Blanks adı altında özel olarak üretilmiş feldpatik porselen, alümina spinell ve zirkonia porselen bloklar bulunmaktadır (134). Feldspatik porselen blokların bükme direncinin 150 Mpa değerinde olduğu bildirilirken Al_2O_3 yapısına sahip Alumina bloklar 500 Mpa direncine sahiptir (124). Bloklar freze edildikten sonra In-Ceram tekniğinde olduğu gibi sodyum lantan cam infiltrasyonuna tabi tutulurlar (75,89). Ancak Celay sistemin geleneksel In-Ceram'a göre üstün yanları vardır:

- In-Ceram alumina bloklar önceden sinterlendiği ve standardize edilmiş koşullarda hazırlandığı için daha homojen bir yapı gösterirler (89,134,139).
- İnfiltrasyon süresi geleneksel In-Ceram yönteminde 2-4 saat süren cam infiltrasyonu Celay sisteminde 25 dakikadır ve özel fırın gerektirmez (75,89).

2.4.3.2.6. ZİRKONYUM

Zirkonyum bazlı seramikler yüksek baskı dayanıklılıkları nedeniyle mil yapımında tercih edilen seramik materyallerdir (37). Zirkonyum seramiğin direnci, alumina seramiklerinkine oranla iki kat yüksektir (2).

Biyolojik uyum, estetik ve stabilite göz önünde bulundurularak zirkonyum seramikler diğer materyallerle karşılaştırıldığında gelecek vadeden materyaller olarak gözükmektedir. 'Açılı' zirkonyum miller çok yüksek kırılma dayanımı ve aşırı yüksek bükülme direnci gösterirler (46).

Zirkonyum oksit seramiklerin yapısında farklı sıcaklıklarda faz değişimi meydana geldiği bildirilmiştir. Oda sıcaklığında monoklinik bir yapıda bulunan zirkonyum oksit, 1000-1100°C'ye ısıtıldığı zaman tetragonal, 2000°C'de ise kübik faza geçer. Malzemenin yapısında meydana gelen bu değişimler, çeliğin yapısında olduğu gibi, hacim değişikliklerine ve zirkonyumun fiziksel özelliklerini olumsuz etkileyen streslere neden olur. Faz değişimi CaO, MgO, Y₂O₃ gibi stabilize eden ajanların ilavesiyle azaltılabilir. Magnezyum ile stabilize edilen zirkonyumun biyolojik uyumluluğu yüksek ama yapısındaki mikroporoziteler nedeniyle aşınmaya dirençsizdir. Zirkonyuma itriyum oksit (%5.1) eklendiği zaman, % 100 küçük, yarı stabil tetragonal grenler oluşması sonucu yarı stabil seramik elde edilir. Ortalama çapları 0.5 µm olan grenlerle, 0.008 µm yüzey pürüzlülüğü sağlamak mümkündür. Yüzeyin daha pürüzsüz olması aşınma direncini azaltır (2).

İtriyumlu yarı stabil zirkonyum, enerji absorbe etme özelliği sayesinde yüksek kırılma direncine sahiptir. Yapı içerisinde bir çatlak olduğu zaman, çatlağın ilerlemesiyle oluşan stres, yarı stabil tetragonal grenlerin monoklinik faza dönüşümünü indükler. Monoklinik grenler, tetragonal grenlerden daha geniş çaplı olduğu için çatlak sıkışır ve ilerleyemez. Böylece yüzeyde tetragonal faz konsantrasyonunun yüksek olması, mekanik direnci olumlu etkiler. Elastik modülüsü 200 Gpa olan zirkonyum, elastik modülüsü 380 Gpa olan aluminadan daha az kırılğan ve elastik deformasyon yeteneği daha yüksektir. Zirkonyumun bükülme direnci de aluminanın direncinin iki

katından fazladır (itriyumlu yarı stabil zirkonyum 1400 N/mm^2 , In-Ceram alüminanın ise 500 N/mm^2 , karbitin 1600 N/mm^2 , saf çeliğin 450 N/mm^2) (2).

İlk kez 1993'te Lüthy ve arkadaşları, yüksek bükülme direnci ve estetik nitelikleri açısından tetragonal zirkonyum polikristallerden mil ve çekirdek yapımını gündeme getirmiştir. Çekirdekler halka şeklindeki hazırlanıp, mile simantasyon yoluyla eklenmiştir (72). Zirkonyum dioksit millerle dökülebilir seramik ve kompozit çekirdeklerin kullanımına başlanmıştır (58,72).

Bu çalışmayı temel alarak Meyenberg ve arkadaşları (72), zirkonyum mil ve çekirdekleri klinikte kullanmaya başlamış ve malzemenin ışık geçirgenliği sayesinde tatminkar sonuçlara ulaşmışlardır.

Temel olarak zirkonyum dioksitin tıbbın diğer alanlarında kullanımında, klinik deneyimlerde, iyi mekanik özellikler gösterdiği, biyolojik olarak uyumlu olduğu ve düşük çözünürlüğe sahip olduğu rapor edilmiştir (18).

Çeşitli mil ve çekirdek sistemlerine ek olarak zirkonyum dioksit implant abutment'lerinde, CAD-CAM üretimi kuronlarda ve 3 ünit bağlanmış bölümlü protezlerde kullanılır (18) (şekil 2.11).



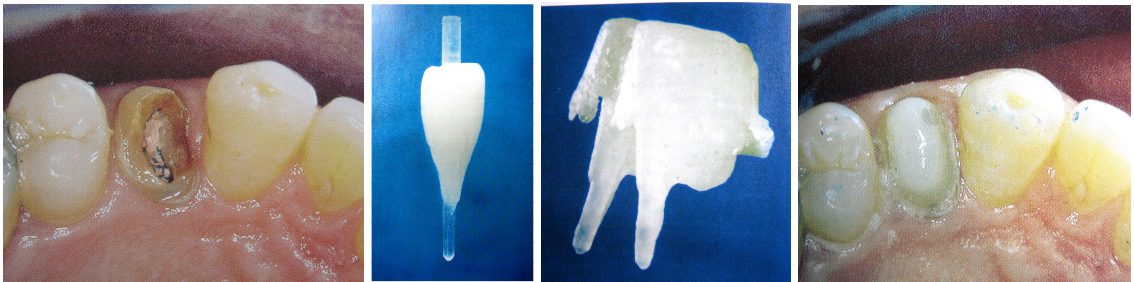
Şekil 2.11- Zirkonyumun çeşitli dental kullanım alanları

2.5. TAM SERAMİK MİLLERİN YAPIM TEKNİĞİNE GÖRE SINIFLANDIRILMASI

2.5.1. MİLİN ŞEKİLLENDİRİLMİŞ KÖK KANALINA UYGUN OLARAK HAZIRLANMASI

Direkt yöntem: Hasta ağzından akrilik ile ölçü alınıp tam seramik mil sistemine dönüştürülür (133).

Miguel ve Alfonso (96), yaptıkları bir vaka çalışmasında direkt yolla anatomik bir fiberle güçlendirilmiş mil ve çekirdek yapımı yolu geliştirmişlerdir. Bir translüsent radyopak kuartz fiber mil ve kompozit çekirdek materyali kullanarak, diştten çok fazla madde kaldırmadan, kökün kendi anatomisine uygun bir sistem geliştirmeyi amaçlamışlardır. Kanal tedavili dişte mil boşluğu hazırlanmıştır ve kanal duvarları gliserinle izole edilmiştir. Kompozit çekirdek materyali kanal içine yerleştirilmiş ve polimerize edilmeden içine kuartz fiber mil yerleştirilmiştir. Bunun ardından ışıkla polimerizasyon yapılmıştır. Üst yapı için milin üst kısmı gerektiği kadar kesilmiş ve çekirdek kısmı kompozit çekirdek materyaliyle tamamlanmıştır. Kanal temizlenip kurulandıktan sonra mil ve çekirdek sistemi bir rezin siman kullanılarak yapıştırılmıştır. Şekil 2.12'de yöntem resimlerle gösterilmiştir.



Şekil 2.12- Direkt yöntem ile tam seramik hazırlanması (96)

İndirekt yöntem: Hasta ağzından ölçü alınıp, elde edilen model üzerinde mil maketinin alınarak hazırlanması (150).

Tam seramik millerde hekim kanal boşluğuyla birlikte ölçü alır. Laboratuarda in-ceram sistemine uygun olarak hazırlanan mil hekim tarafından hasta ağızında kontrol edilir. % 70'lik alkol ile temizlendikten sonra self curing reçine bir simanla simantasyon işlemi gerçekleşir. Gerekli düzeltmeler yapıldıktan sonra kuron restorasyonu yapımına geçilir (150).

2.5.2. KÖK KANALININ PREFABRİKE MİL SİSTEMİNE UYGUN OLARAK HAZIRLANMASI

Prefabrike mil sisteminin özel frezleri ile kanal şekillendirilip mil uygulanır.

2.6. ÇEKİRDEK YAPIMI

Kanal tedavili dişlerin restorasyonunda prefabrike metal miller kullanıldığında çekirdek amalgam veya rezin kompozitle yapılır. Ancak metal olmayan bir mil uygulanırsa çekirdek yapımında rezin kompozitler kullanılır (48). Bir inceleme sonuçlarına göre rezin kompozitler çekirdek üst yapı olarak en çok kullanılan materyallerdir(7).

Amalgam çekirdek üst yapılar yüksek baskı dayanıklılığına ve manipülasyon kolaylığına sahiptirler. Fakat rezin kompozit materyaller de çekirdek yapımında bir seçenektirler (7). Estetik olmalarının dışında kompozit çekirdeklerin amalgamın üstünde bir avantajları vardır. Resin kompozitlerin hemen sertleşmelerine bağlı olarak kuron restorasyonu için preparasyon aynı seansta gerçekleştirilebilir. Ayrıca rezin kompozitler mile ve kurona uygun bonding teknikleri kullanılarak bağlanabilir (48). Buna rağmen metalsiz millere bağlanma yüzey dokusuna ve bonding uygulamasından önce mil yüzeyinin işlenmesine bağlıdır (48,107).

Yapılan bir çalışmada rezin kompozit çekirdeklerin paslanmaz çelik yivli millere (parapost) ve düz yüzeyli karbon fiber millere tutunması karşılaştırılmış ve gerilme kuvveti testi uygulanmıştır. Kompozit çekirdeği ayırmak için yivli millere (65.6 kg) düz yüzeyli millere (38.9 kg) oranla daha fazla kuvvet uygulamak gerektiği sonucuna varılmıştır (120).

Mil başının dizaynı çekirdek retansiyonunda etkili olabilir. Yivli tasarımlarla, düz yüzeyli tasarımlara oranla daha fazla retansiyon sağlanır (48).

Yapılan bir çalışmada çekirdek yapım materyallerinin diametral germe dayanıklılık değerleri rapor edilmiştir. American Dental Assoc. Specification tarafından en düşük değerler direkt rezin kompozitlerde Tip- 1 için 24 Mpa, Tip-2 için 34 Mpa olarak kabul edilmiştir (48).

Prefabrike zirkonyum millerin kullanıldığı tam seramik restorasyonlar için bir çekirdek yapımının birçok yolu vardır. Kompozit yerleştirilip kesin çekirdek şekli için preparasyon yapılabilir. Bu laboratuvar işlemlerinden kaçmak için uygun bir yöntemdir (18).

Bununla beraber kompozit materyallerin performansı ısıyla preslenmiş cam seramiklerle karşılaştırıldığında daha düşüktür. Çekirdek, milin geometrisine göre daha yüksek başarısızlık oranı gösterebilir. Çünkü zirkonyum dioksit mil düz kuronal kısma sahiptir. Kuronal kısım, çekirdek yapımında, çekirdeğin retansiyonu ve bu sebeple tüm restorasyonun klinik performansı açısından önemli bir rol oynar. Bis-GMA bazlı kompozitin zirkonyuma kimyasal olarak bağlanması zordur. Bundan dolayı bağlanma sadece makro retansiyonda güvenilirdir (18).

Schweigner ve arkadaşlarının (132), yaptıkları bir çalışmada kaybolan mum tekniği kullanılarak cam seramik (IPS Empress Cosmo) zirkonyum üzerine ısıyla preslenmiştir. Cam seramik % 15 zirkonyum dioksit içerir. Cam seramikler ve zirkonyum dioksit miller arasında iyi bir adezyon olduğu bildirilmiştir.

Alkışlı ve arkadaşlarının (7), titanyum miller üzerine yapılan kompozit çekirdeklerin dirençlerine yüzey tekniklerinin etkilerini araştırdıkları çalışmalarında ise tekrarlayan bükülme kuvvetleri altında titanyum miller üzerine kimyasal yüzey işlemleri uygulandığında işlem uygulanmamış millere oranla daha fazla direnç gösterdiği sonucuna varmışlardır.

3. GEREÇ VE YÖNTEM

Mil ve çekirdek sistemlerinin hekimler tarafından tedavi sırasında seçim kriterlerinin ve bu kriterlerin hangi durumlarda değişiklik gösterdiğinin araştırıldığı bu çalışmada İstanbul Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi, Kuron Köprü Protezi Bilim Dalı'na başvurmuş ve çeşitli sebeplerle kuron kısmında aşırı madde kaybına uğramış, kanal tedavili ve protetik tedavi öncesi mil ve çekirdek yapım endikasyonu koyulmuş hastalarla çalışılmıştır.

Hastaların kanal tedavileri daha önceden İstanbul Üniversitesi Endodonti Anabilim Dalı tarafından veya Kuron Köprü Protezi Bilim Dalında tamamlanmıştır. Kanal tedavileri bir endodontik sealer ve guta parça kullanılarak, lateral kondansasyon tekniğine uygun olarak yapılmıştır.

Mil ve çekirdek uygulaması sırasında mil boşluğu, seçilen mil sisteminde sistemin kendisine ait frezleri varsa bunlarla hazırlanmıştır. Seçilen mil sisteminde frezler yoksa Gates glidden frezler kullanılarak mil boşluğu hazırlanmıştır.

Döküm metal mil ve çekirdekler hekimin tercihinine göre direkt veya indirekt yöntemle hazırlanmıştır. Prefabrike metal miller ve prefabrike metalsiz estetik miller direkt yöntemle hazırlanmıştır.

Araştırma için 1.04.2004 ve 1.04.2005 tarihleri arasında İ.Ü. Diş Hekimliği Fakültesi Kuron Köprü Protezi Bilim Dalı'nda uzman hekimler tarafından mil ve çekirdek sistemleriyle tedavi edilmiş 180 hastaya hazırlanan anket formu doldurulmuştur. Araştırmaya dahil edilen her hastanın protokol numaraları kaydedilmiştir ve 'ek-1'de verilmiştir. Anket formu hekimin mil çekirdek restorasyonu yaparken seçtiği mil sistemini neye göre belirlediğini, hangi malzemeleri kullandığını saptamak amacıyla uygun olarak 15 sorudan oluşmaktadır.

Hasta Değerlendirme Anketinin Hazırlanması

Anket formunda protokol numarası alınan her hastanın kişisel bilgi olarak cinsiyeti ve yaşı da kaydedilmiş ve mil sayısı ile arasındaki ilişki araştırılmıştır. Ayrıca her hasta için kaç mil ve çekirdek uygulandığı ağzın dört bölgesi için saptanmış ve kaydedilmiştir.

Anketin birinci sorusu, mil ve çekirdek sistemleriyle tedavi edilen hastaların yaş ortalamalarını saptamak ve mil sayısı ile ilişkilendirmek amacıyla hazırlandı. Araştırmaya dahil edilen 180 hasta 15- 25; 25- 35; 35- 45; 45- 55; 55- 65; 65- üzeri olarak gruplandırıldı.

Anketin ikinci sorusu, mil ve çekirdek yapımı için dişte herhangi bir hazırlık yapılmadan önce kalan sağlam diş dokusunun miktarını tespit etmek için hazırlandı. Bunun için seçenekler klinikteki uygulamalara paralel olarak, diş eti seviyesinin üzerinde; dişeti seviyesinde; dişeti seviyesinin altında, kuron boyu uzatma işlemi uygulanmamış; dişeti seviyesinin altında kuron boyu uzatma işlemi uygulanmış olarak belirlendi. Ölçümler inspeksiyon muayenesine göre yapıldı.

Üçüncü soru, seçilen mil ve çekirdek sisteminin retansiyonu ve dişin kırılmaya karşı dayanımını artırmak için uygulanması gereken mil boyunu, klinikte hekimin nasıl yaptığını saptamak amacıyla hazırlandı. Seçenekler 1/1; 1/2; 1/3 ve 2/3 olarak belirlendi. Ölçümler mil ve çekirdek yerleştirildikten sonra alınan radyografi üzerinden yapıldı.

Dördüncü soru, geçmiş dönemdeki mil başarısızlığını, buna bağlı olarak mil tekrarı olup olmadığını saptamak amacıyla hazırlandı. Seçenekler, 1 kez; 2 kez; 3 kez ve hayır olarak belirlendi. Saptama İstanbul Üniversitesi Diş Hekimliği Kuron Köprü Protezi Bilim Dalı hasta kayıt programından geçmiş dönem kayıtlarından tespit edildi.

Beşinci soru, mil ve çekirdekle tedavi edilen dişlerin ağızda protetik olarak ne amaçla kullanılacaklarını tespit etmek amacıyla hazırlandı. Seçenekler, köprü altına

dayanak olarak; iskelet bölümlü protezin altına dayanak olarak; ön bölgede kuron restorasyonu olarak; arka bölgede kuron restorasyonu olarak belirlendi.

Altıncı soru, mil ve çekirdek uygulamasından sonra protetik olarak mutlaka kuron yapılacak olan dişin kuron cinsini saptamak için belirlendi. Seçenekler, tam metal kuron; metal-akrilik kuron; metal- seramik kuron; tam seramik kuron olarak belirlendi. Tam seramik kuron seçeneği de kendi içinde, gelişen seramik teknolojisine paralel olarak klinikte uygulanan tam seramik sistemlerini içerecek şekilde gruplandırıldı. Alt seçenekler lösitle güçlendirilmiş; lityumsilikatla güçlendirilmiş; feldspatik seramik; Al_2O_3 ile güçlendirilmiş; $MgAl_2O_4$ (spinel) ile güçlendirilmiş; Zr_2O_3 ile güçlendirilmiş olarak belirlendi. Hekimin tedavi planlamasına göre saptama yapıldı.

Yedinci soru, mil retansiyonu ve klinik başarıyı artırmak için mil hazırlığı sırasında kuron kısmında dentinde çepeçevre Ferrule yapılıp yapılmadığını saptamak için hazırlandı. Evet ve hayır olarak seçenekler belirlendi.

Sekizinci soru, Ferrule yapılan dişler için Ferrule'nin miktarını ölçmek amacıyla hazırlandı. Seçenekler 1 mm'den az; 1 mm; 2 mm; 3 mm; 4 mm'den fazla olarak belirlendi. Ölçümler şeffaf milimetrik cetvel ile yapıldı.

Dokuzuncu soru, yapılacak mil ve çekirdek sisteminin mil ve çekirdek kısmının tek parça mı, ayrı ayrı olarak mı hazırlanacağını saptamak amacıyla hazırlandı. Seçenekler, tek parça metal alaşımından mil ve çekirdek; metal alaşımından mil ve seçilen çekirdek malzemesinin kullanımı; tek parça, zirkonyum mil zirkonyum çekirdek ile; çift parça, zirkonyum mil zirkonyum çekirdek ile simante edilmiş olarak; zirkonyum mil ve seçilen başka çekirdek malzemesinin kullanımı; prefabrik fiberle güçlendirilmiş mil ve seçilen çekirdek malzemesinin kullanımı olarak belirlendi. Saptama hekimin mil ve çekirdek planlamasına göre yapıldı.

Onuncu soru, mil ve çekirdek sistemlerinde günümüze kadar geliştirilmiş ve klinikte kullanılan mil sistemlerinde hekimlerin tercihlerini belirlemek amacıyla mil cinsi olarak hazırlandı. Seçenekler, döküm metal mil alaşımı; prefabrik metal mil alaşımı; freze ile kişisel hazırlanmış zirkonyum mil; prefabrik zirkonyum mil; karbon

fiberle güçlendirilmiş kompozit reçine mil; cam fiberle güçlendirilmiş epoksi reçine mil; kuartz fiberle güçlendirilmiş epoksi reçine mil; kişisel hazırlanan polietilen fiberle güçlendirilmiş epoksi reçine mil olarak belirlendi.

On birinci soru prefabrike millerin tutuculuğunu artırmak için üreticilerin geliştirdiği çeşitli yüzey şekilli miller içinde hekimlerin hangisini tercih ettiğini saptamak amacıyla hazırlandı. Seçenekler, düz yüzeyli; yivli; açılı; basamaklı olarak belirlendi.

On ikinci soru, prefabrik metal alaşımından miller ile estetik millerin çekirdek kısmını yaparken hekimlerin tercih ettikleri çekirdek materyallerini saptamak amacıyla hazırlandı. Seçenekler, cam iyonomer; amalgam; kompozit; kompomer; zirkonyum çekirdek olarak belirlendi. Zirkonyum çekirdek seçeneği kendi içinde zirkonyum mil ile tek parça; çift parça olarak zirkonyum mile simante olarak ikiye ayrıldı.

On üçüncü soru, günümüze kadar geliştirilen simanların mil ve çekirdek simantasyonunda kullanımlarında hekimlerin seçimlerini saptamak amacıyla hazırlandı. Seçenekler, polikarboksilat siman; cam iyonomer siman; reçine ile modifiye edilmiş cam iyonomer siman; kimyasal sertleşen kompozit reçine siman; ışıkla sertleşen kompozit reçine siman; dual sertleşen kompozit reçine siman olarak belirlendi.

On dördüncü soru, gelişen adeziv teknolojisine paralel olarak piyasaya sürülen adeziv sistemlerinde hekimlerin tercihlerini saptamak amacıyla hazırlandı. Seçenekler, 3 aşamalı adeziv sistem; etching+primer/adeziv; self-etching primer+adeziv; tek aşamalı adeziv sistem olarak belirlendi.

On beşinci soru, mil sisteminin retansiyonunun artırılmasında yüzey uygulamalarından ne ölçüde faydalandığını saptamak amacıyla hazırlandı. Seçenekler, kumlama; asitleme; silan uygulaması; bonding uygulaması; tribokimyasal silan kaplama olarak belirlendi.

Hazırlanan sorular ve seçeneklerinin anket haline getirilmiş düzenlemesi şu şekildedir:

**İLERİ DERECEDE MADDE KAYBINA UĞRAMIŞ KANAL TEDAVİLİ
DİŞLERE UYGULANAN MİL VE ÇEKİRDEK SİSTEMLERİNİN
KLİNİK DEĞERLENDİRİLMESİ İÇİN
KARŞILAŞTIRMALI HASTA ANKETİ**

Hastanın adı, soyadı:

Protokol no:

Hastanın cinsiyeti: kadın erkek

Post yapılacak dişin numarası/numaraları:

7 6 5 4 3 2 1 I 1 2 3 4 5 6 7

7 6 5 4 3 2 1 I 1 2 3 4 5 6 7

1- Hastanın yaşı:

- a) 15-25
- b) 25-35
- c) 35-45
- d) 45-55
- e) 55-65
- f) 65 ve üstü

2-Mevcut kuron miktarı:

- a) dişeti seviyesinin üstünde
- b) dişeti seviyesinde
- c) dişeti seviyesinin altında, kuron boyu uzatma işlemi uygulanmamış
- d) dişeti seviyesinin altında, kuron boyu uzatma işlemi uygulanmış

3-Kuron kök oranı:

- a) 1/1
- b) 1/2
- c) 1/3
- d) 2/3

4-Mil tekrarı var mı?

- a) evet, 1 kez
- b) evet, 2 kez
- c) evet, 3 kez
- d) hayır

5-Mil ve çekirdek yapılacak dişin tedavi bitiminde planlanan kullanım amacı;

- a) köprü altına dayanak olarak
- b) iskelet bölümlü protezde dayanak olarak
- c) ön bölgede kuron restorasyonu olarak
- d) arka bölgede kuron restorasyonu olarak

6-Mil ve çekirdek üzerine yapılacak kuronun cinsi;

- a) tam metal kuron
- b) metal-akrilik kuron
- c) metal-seramik kuron
- d) tam seramik kuron
 - 1) lösite güçlendirilmiş
 - 2) lityumdisilikatla güçlendirilmiş
 - 3) feldspatik seramik
 - 4) Al_2O_3 ile güçlendirilmiş
 - 5) $MgAl_2O_4$ (spinel) ile güçlendirilmiş
 - 6) Zr_2O_3 ile güçlendirilmiş

7-Ferrule etkisinden yararlanmak için uygun diş hazırlığı yapılmış mı?

- a) evet
- b) hayır

8-Ferrule etkisi için mevcut dentin miktarı

- a) 1 mm'den az
- b) 1 mm
- c) 2 mm
- d) 3 mm
- e) 4 mm'den fazla

9- Yapılacak mil ve çekirdek için planlama;

- a) tek parça, metal alaşımından mil ve çekirdek
- b) metal alaşımından mil ve seçilen çekirdek malzemesinin kullanımı
- c) tek parça, zirkonyum mil zirkonyum çekirdek ile birlikte
- d) çift parça, zirkonyum mil zirkonyum çekirdek simante edilmiş olarak
- e) zirkonyum mil ve seçilen başka çekirdek malzemesinin kullanımı
- f) prefabrik fiberle güçlendirilmiş mil ve seçilen çekirdek malzemesinin kullanımı

10- Kullanılan milin cinsi;

- a) döküm metal alaşımı mil
- b) prefabrik metal alaşımı mil
- c) freze ile kişisel hazırlanmış zirkonyum mil
- d) prefabrik zirkonyum mil
- e) karbon fiberle güçlendirilmiş kompozit reçine mil
- f) cam fiberle güçlendirilmiş epoksi reçine mil
- g) kuartz fiberle fiberle güçlendirilmiş epoksi reçine mil
- h) kişisel hazırlanan polietilen fiberle güçlendirilmiş epoksi reçine mil

11- Kullanılması planlanan milin yüzey yapısı;

- a) düz yüzeyle
- b) yivli
- c) açılı
- d) basamaklı

12- Kullanılan çekirdek malzemesinin cinsi:

- a) cam iyonomer
- b) amalgam
- c) kompozit
- d) kompomer
- e) zirkonyum çekirdek
 - 1) zirkonyum mil ile tek parça
 - 2) çift parça olarak zirkonyum mile simante

13- Kullanılan simanın cinsi:

- a) polikarboksilat siman
- b) cam iyonomer siman
- c) reçine ile modifiye edilmiş cam iyonomer simanı
- d) kimyasal sertleşen kompozit reçine siman
- e) ışınla sertleşen kompozit reçine siman
- f) dual sertleşen kompozit reçine siman

14- Reçine simanı kullanılması planlanıyorsa, kullanılması planlanan adeziv sistem;

- a) 3 aşamalı adeziv sistem (Asit, primer, bonding)
- b) etching+primer/adeziv
- c) self-etching primer+ adeziv
- d) tek aşamalı adeziv sistem

15- Kullanılması planlanan milin simantasyonundan önce mil yüzeyine herhangi bir yüzey hazırlığı planlanıyor mu?

- a) kumlama
- b) asitleme
- c) silan uygulaması
- d) bonding uygulaması
- e) tribokimyasal silan kaplama

Hasta Değerlendirme Anketinin İstatistiksel Olarak Değerlendirilmesi

Anket formu 180 hastaya uygulandıktan sonra elde edilen verilerin istatistiksel analizleri için SPSS istatistik programı (version 11.5, SPSS Inc., Chicago, Illinois) kullanıldı. Öncelikle her soru kendi içinde yüzde olarak değerlendirildi. Yaş ve cinsiyet; yaş ve mil sayısı; mil tekrarı ile kuron kök oranı, ferrule varlığı ve mevcut kuron miktarı; seçilen mil cinsi ile protez planlaması ve mevcut kuron miktarı, yüzey uygulamaları, kullanılan siman; ferrule ile kalan dentin miktarı anlamlılık açısından Ki Kare ve Fisher's exact testlerine tabii tutuldu.

4. BULGULAR

İleri derecede madde kaybına uğramış kanal tedavili dişlere uygulanan mil ve çekirdek sistemlerinin karşılaştırılmalı klinik değerlendirmesinde kullanılan hasta değerlendirme anketinin istatistiksel analizinin sonuçlarına göre 01.04.2004- 01.04.2005 tarihleri arasında araştırmaya dahil edilen 180 hastada 277 diş mil ve çekirdek sistemleriyle restore edildi.

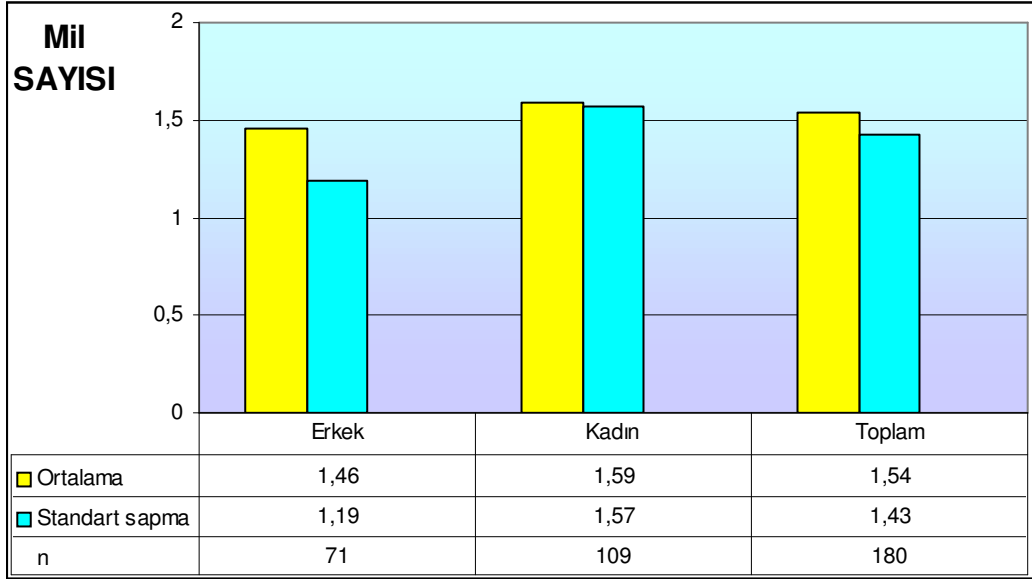
Hasta değerlendirme anketinin ilk parametresi olan cinsiyet açısından yapılan değerlendirmeye göre hastaların % 39,4'ü erkek, % 60,6'sı kadındır (Tablo 4.1). Cinsiyete göre kişi başına ortalama mil sayısı erkeklerde 1,46; kadınlarda 1,59 olarak bulundu (Tablo 4.2).

Tablo 4.1- Cinsiyet

	Kadın	Erkek	Toplam
	n (%)	n (%)	n (%)
Cinsiyet	109 (%60,6)	71 (%39,4)	180 (%100)

Tablo 4.2- Cinsiyete göre ortalama mil sayısı

		Mil sayısı		
		Ortalama	Standart sapma	n
Cinsiyet	Erkek	1,46	1,19	71
	Kadın	1,59	1,57	109
Toplam	Toplam	1,54	1,43	180



Mil yapılacak diş numarası/numaraları ağzın dört bölgesi için ayrı ayrı belirtildi ve mil sayıları her bölge için hesaplandı (Tablo 4.3).

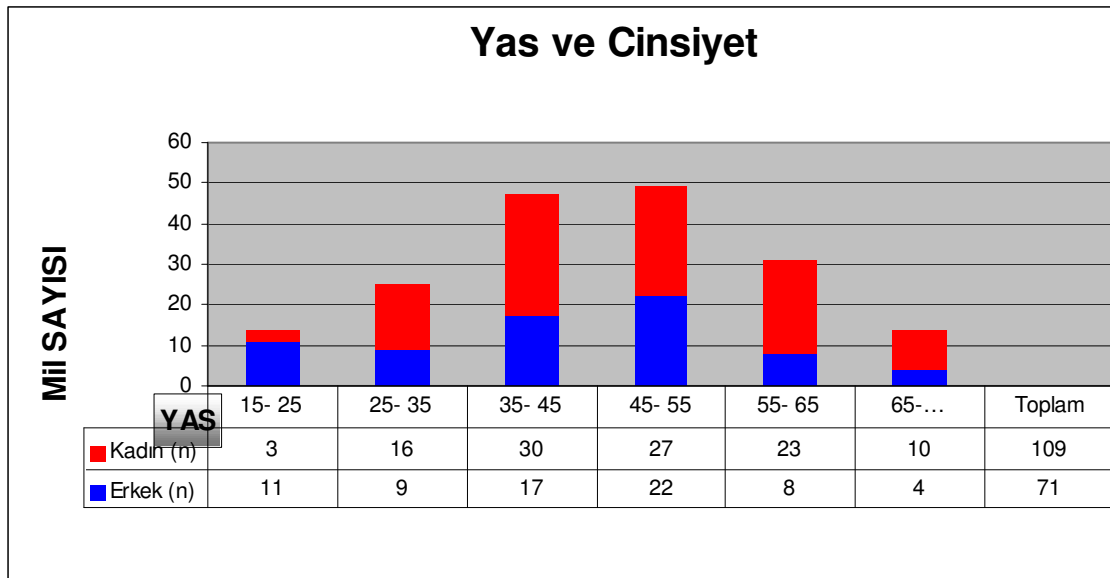
Tablo 4.3- Bölgelere göre mil sayıları

	Mil Sayısı			Toplam n
	1	2	3	
	n (%)	n (%)	n (%)	
Sağ st çene n bölge	37 (%20.6)	7 (%3.9)	3 (%1.7)	47
Sağ st çene arka bölge	27 (%15)	6 (%3.3)	0	33
Sol st çene n bölge	35 (%19.4)	4 (%2.2)	3 (%1.7)	42
Sol st çene arka bölge	33 (%18.3)	7 (%3.9)	1 (%0.6)	41
Sol alt çene n bölge	6 (%3.3)	2 (%1.1)	0	8
Sol alt çene arka bölge	18 (%10)	2 (%1.1)	0	20
Sağ alt çene n bölge	12 (%6.7)	1 (%0.6)	0	13
Sağ alt çene arka bölge	23 (%12.8)	3 (%1.7)	0	26

Hasta değerlendirme anketinin 1. sorusunda 180 hastanın yaşları 6 grupta incelendi. Yaş ile cinsiyet arasında yapılan yüzdellik değerlendirme sonuçları tablo 4.4'te verildi. Yapılan mil ve çekirdek restorasyonlarının yaşa bağlı olarak sıklığı değerlendirildi. Yapılan analize göre yaş ile mil sayısı arasında istatistiksel olarak ileri düzeyde anlamlı sonuçlar elde edildi (Tablo 4.5).

Tablo 4.4- Mil yapılacak hastalarda yaş ile cinsiyet

Yaş	Cinsiyet				Toplam (n) T=100%
	Erkek		Kadın		
	Erkek (n)	Erkek (%)	Kadın (n)	Kadın (%)	
15- 25	11	78,6%	3	21,4%	14
25- 35	9	36,0%	16	64,0%	25
35- 45	17	36,2%	30	63,8%	47
45- 55	22	44,9%	27	55,1%	49
55- 65	8	25,8%	23	74,2%	31
65-...	4	28,6%	10	71,4%	14
Toplam	71	39,4%	109	60,6%	180



Tablo 4.5- Yaş ile mil sayısı arasındaki ilişki

	Post Sayısı										Total	Test ist;
	1	2	3	4	5	6	7	8	9	11		p
Yaş	n (%)	N (%)	n (%)	n (%)	n (%)	n (%)	n (%)	n (%)	n (%)	n (%)	n (%)	
15- 25	10 (%71.4)	4 (%28.6)	0	0	0	0	0	0	0	0	14 (%100)	
25- 35	17 (%68)	5 (%20)	1 (%4)	0	2 (%8)	0	0	0	0	0	25 (%100)	
35- 45	33 (%70.2)	6 (%12.8)	3 (%6.3)	2 (%4.2)	1 (%2.1)	0	0	0	1 (%2.1)	1 (%2.1)	47 (%100)	*p=0.004
45- 55	42 (%85.7)	6 (%12.2)	1 (%2.0)	0	0	0	0	0	0	0	49 (%100)	
55- 65	28 (%90.3)	1 (%3.2)	1 (%3.2)	0	0	0	1 (%3.2)	0	0	0	31 (%100)	
65-..	9 (%64.3)	0	2 (%14.3)	0	0	2 (%14.3)	0	1 (%7.1)	0	0	14 (%100)	
Toplam	139 (%77.2)	22 (%12.2)	8 (%4.4)	2 (%1.1)	3 (%1.7)	2 (%1.1)	1 (%0.6)	1 (%0.6)	1 (%0.6)	1 (%0.6)	180 (%100)	

Ki kare testi

*p<0.01 istatistiksel olarak ileri düzeyde anlamlı

Anketin ikinci sorusunun yapılan yüzdelik değerlendirmesine göre hastaların % 79,4'ünde mevcut kuron miktarı dişetin üstünde, % 20,6'sında dişeti seviyesinde tespit edildi (Tablo 4.6).

Tablo 4.6- Mevcut kuron miktarı

	Diş eti seviyesinin üzerinde	Diş eti seviyesinde	Toplam
	n (%)	n (%)	n (%)
Mevcut kuron miktarı	143 (%79,4)	37 (%20,6)	180 (%100)

Kuron- kök oranının değerlendirildiği üçüncü sorunun yüzdelik sonuçları tablo 4.7'de verilmiştir. Buna göre hastaların % 62,2'sinde kuron- kök oranı 1/1; % 7,2'sinde 1/2; % 6'sında 1/3; % 30'unda ise 2/3 olarak tespit edildi.

Tablo 4.7: Kuron- kök oranı

	1/1	1/2	1/3	2/3	Toplam
	n (%)	n (%)	n (%)	n (%)	n (%)
Kuron- kök oranı	112(%62,2)	13 (%7,2)	1 (%0,6)	54 (%30)	180 (%100)

Hasta değerlendirme anketinin dördüncü sorusu olan mil tekrar varlığı/yokluğunun değerlendirilmesinde 180 hastanın sadece 6 tanesinde (% 3,3) bir kez mil tekrarı olduğu tespit edildi (Tablo 4.8).

Tablo 4.8: Mil tekrarı

	1 kez	2 kez	3 kez	Mil tekrarı yok
	n (%)	n (%)	n (%)	n (%)
Mil tekrarı	6 (%3.3)	0	0	174 (%96.7)

Mil tekrarı ve mevcut kuron miktarı arasındaki ilişki değerlendirildiğinde bu iki parametre arasında istatistiksel olarak ileri düzeyde anlamlı ilişki olduğu tespit edildi (Tablo 4.9). Mil tekrarı ve kuron- kök oranı arasında istatistiksel olarak anlamlı bir ilişki bulunamadı (Tablo 4.10).

Tablo 4.9- Mil sistemi ile mevcut kuron miktarı arasındaki ilişki.

		Mevcut kuron miktarı			Test ist;
		Dışeti seviyesinin üzerinde	Dışeti seviyesinde	Toplam	p
		n (%)	n (%)	n (%)	*p=0.004
Mil tekrarı	Yok	141 (%81)	33 (%19)	174 (%100)	$Fx^2=0.017$
	1 kez	2 (%33.3)	4 (%66.7)	6 (%100)	

Ki kare testi

Fisher's exact ki kare test

*p<0.01 istatistiksel olarak ileri düzeyde anlamlı ilişki

Tablo 4.10- Mil tekrarı ile kuron- kök oranı arasındaki ilişki

		Kuron-kök oranı				Toplam	Test
		1/1	1/2	1/3	2/3		İst;
		n (%)	n (%)	n (%)	n (%)		p
Mil tekrarı	Yok	107 (%61.5)	12 (%6.9)	1 (%0.6)	54 (%31)	174 (%100)	p=0.375
	1 kez	5 (%83.3)	1 (%16.7)	0	0	6 (%100)	

Ki kare testi

Mil ve çekirdek yapılacak dişin tedavi bitiminde planlanan kullanım amacının değerlendirildiği beşinci sorunun yüzde olarak elde edilen sonuçları tablo 4.11’de verilmiştir. Buna göre hastalara yapılan mil ve çekirdek sistemlerinin % 40’ı köprü altına dayanak olarak; %6,7’si iskelet bölümlü protez altına dayanak olarak; %19,4’ü ön bölge kuron restorasyonu olarak; %33,9’u arka bölge kuron restorasyonu olarak kullanıldı.

Tablo 4.11- Mil ve çekirdek yapılacak dişin tedavi bitiminde planlanan kullanım amacı

	Köprü altına dayanak olarak	İskelet bölümlü protezde dayanak olarak	Ön bölgede kuron restorasyonu olarak	Arka bölgede kuron restorasyonu olarak	Toplam
	n (%)	n(%)	n (%)	n (%)	n (%)
Milin yapılan dişin planlanan kullanım amacı	72 (%40)	12 (%6,7)	35 (19,4)	61 (%33,9)	180 (%100)

Mil ve çekirdek üzerine yapılacak kuronun cinsinin değerlendirildiği altıncı sorunun yüzdelerle sonuçları tablo 4.12’de verilmiştir. Değerlendirme sonuçlarına göre 3 adet (%1,7) tam metal kuron; 3 adet (%1,7) metal-akrilik kuron; 166 adet (%92,2) metal- seramik kuron; 8 adet (%4,4) tam seramik kuron uygulandığı saptandı. Hekim tercihi olarak tam seramik kuronların hepsinin lösitle güçlendirilmiş Empress II sistemiyle yapıldığı tespit edildi.

Tablo 4.12- Mil ve çekirdek üzerine yapılacak kuronun cinsi

	Tam metal kuron	Metal-akrilik kuron	Metal-seramik kuron	Tam seramik kuron	Toplam
	n (%)	n (%)	n (%)	n (%)	n (%)
Mil ve çekirdek üzerine yapılacak kuron cinsi	3 (%1,7)	3 (%1,7)	166 (%92,2)	8 (%4,4)	180 (%100)

Tam seramik kuron Empress-II’yi ifade ediyor.

Yedinci soru olan ferrule varlığı/yokluğu değerlendirildiğinde dişerin %80’ine ferrule etkisinden yararlanıldığı saptandı (tablo 4.13).

Tablo 4.13- Ferrule etkisinden yararlanmak için diş hazırlığı yapıldı mı?

	Evet	Hayır	Toplam
	n (%)	n (%)	n (%)
Ferrule için diş hazırlığı	144 (%80)	36 (%20)	180 (%100)

Yapılan analiz sonuçlarına göre ferrule varlığı ile ferrule etkisi için mevcut dentin miktarı arasında istatistiksel olarak ileri düzeyde anlamlı ilişki (Tablo 4.14) bulundu. Ayrıca ferrule varlığı ile mil tekrarı arasında istatistiksel olarak ileri düzeyde anlamlı ilişki bulundu (Tablo 4.15).

Tablo 4.14- Ferrule etkisi için mevcut dentin miktarı

Ki kare testi

	Ferrule etkisi	için bırakılan dentin miktarı					Toplam	Test ist;
		1 mm'den az	1 mm	2 mm	3 mm	n (%)		
	Yok	n (%)	n (%)	n (%)	n (%)	n (%)	n (%)	
Ferrule için diş hazırlığı yapımı	Evet	0	21 (%14,6)	75 (%52,1)	37 (%25,7)	11 (%7,6)	144 (%100)	*p=0.000
	Hayır	36 (%100)	0	0	0	0	36 (%100)	
	Toplam	36 (%20)	21(%11,7)	75 (%41,7)	37 (%20,6)	11 (%6,1)	180 (%100)	

*p<0,01 istatistiksel olarak ileri derecede anlamlı

Tablo 4.15- Ferrule varlığı ile mil tekrarı arasındaki ilişki

	Mil tekrarı	Ferrule			Test ist;
		Evet	Hayır	Total	
	Yok	n (%)	n (%)	n (%)	*p=0,000
	1 kez	143 (%82,2)	31 (%31)	174 (%100)	Fx ² =0.001
	1 kez	1 (%16,7)	5 (%83,3)	6 (%100)	

Ki kare testi

Fisher's exact ki kare testi

*p<0.01 istatistiksel olarak ileri düzeyde anlamlı ilişki

Anketin dokuzuncu sorusu olan yapılacak mil ve çekirdek için planlama değerlendirildi. %81,7 oranında tek parça, metal alaşımından mil ve çekirdek; %14,4 oranında metal alaşımından mil ve üzerine seçilen çekirdek malzemesinin kullanımı; %3,9 oranında prefabrik fiberle güçlendirilmiş mil ve seçilen çekirdek malzemesinin kullanımının tercih edildiği saptandı (Tablo 4.16).

Tablo 4.16- Yapılacak mil ve çekirdek için planlama

	Tek parça metal alaşımından mil ve çekirdek	Metal alaşımından mil ve seçilen çekirdek malzemesinin kullanımı	Prefabrik fiberle güçlendirilmiş mil ve seçilen çekirdek malzemesinin kullanımı	Toplam
	n (%)	n (%)	n (%)	n (%)
Mil planlaması	147 (%81,7)	26 (%14,4)	7 (%3,9)	180 (%100)

Mil cinsinin değerlendirildiği onuncu sorunun analiz sonuçları tablo 4.17’de verilmiştir. Buna göre 147 adet (%81,7) döküm metal alaşımı mil; 26 adet (%14,4) prefabrike metal alaşımı mil; 1 adet (%0,6) cam fiberle güçlendirilmiş epoksi reçine mil; 6 adet (%3,3) kuartz fiberle güçlendirilmiş epoksi reçine mil yapıldığı tespit edildi.

Tablo 4.17- Kullanılan mil cinsi

	Döküm metal alaşımı mil	Prefabrik metal alaşımı mil	Cam fiberle güçlendirilmiş epoksi reçine mil	Kuartz fiberle güçlendirilmiş epoksi reçine mil	Toplam
	n (%)	n (%)	n (%)	n (%)	n (%)
Mil cinsi	147 (%81,7)	26 (%14,4)	1 (%0,6)	6 (%3,3)	180 (%100)

Mil ve çekirdek yapılacak dişin tedavi bitiminde planlanan kullanım amacı ile seçilen mil cinsi arasında istatistiksel olarak anlamlı ilişki bulundu (Tablo 4.18).

Tablo 4.18: Mil yapılacak dişin kullanım amacıyla mil cinsi arasındaki ilişki

	Mil yapılan dişin planlanan kullanım amacı				Toplam	Test ist;
	Köprü altına dayanak olarak	İskelet protez altında dayanak olarak	Ön bölge kuron restorasyonu olarak	Arka bölge kuron restorasyonu olarak		
Mil cinsi	n (%)	n (%)	n (%)	n (%)	n (%)	
Döküm metal alaşımı mil	62 (%42,2)	12 (%8,2)	24 (%16,3)	49 (%33,3)	147 (%100)	*p=0,029
Prefabrike metal alaşımı mil	8 (%30,8)	0	6 (%23,1)	12 (%46,2)	26 (%100)	
Cam fiberle güçlendirilmiş epoksi reçine mil	0	0	1 (%100)	0	1 (100)	
Kuartz fiberle güçlendirilmiş poksi reçine mil	2 (%33,3)	0	4 (%66,7)	0	6 (%100)	
Toplam	72 (%40)	12 (%8,2)	35 (%19,4)	61 (%33,9)	180 (%100)	

Ki kare testi

*p<0,05 istatistiksel olarak anlamlı ilişki

On üçüncü soru olan kullanılan siman cinsi değerlendirildi. Kullanılan mil cinsi ile yapıştırma simanları karşılaştırıldı ve % 96,1 oranında polikarboksilat simanı kullanıldığı; % 3,9 oranında dual siman kullanıldığı tespit edildi. Mil cinsi ve siman cinsi arasında istatistiksel olarak ileri düzeyde anlamlı ilişki bulundu (Tablo 4.19).

Tablo 4.19- Mil cinsi ile siman cinsi arasındaki ilişki

Siman cinsi	Polikarboksilat siman	Döküm metal alaşımı mil	Prefabrike metal alaşımı mil	Cam fiberle güçlendirilmiş mil	Kuartz fiberle güçlendirilmiş mil	Toplam	Test ist;
		n (%)	n (%)	n (%)	n (%)	n (%)	*p=0,00
		147 (%100)	26 (%100)	0	0	173 (%96,1)	
	Dual sertleşen kompozit reçine siman	0	0	1 (%100)	6 (%100)	7 (%3,9)	

Ki kare testi

*p<0,01 istatistiksel olarak ileri düzeyde anlamlı

On dördüncü soru olan reçine siman kullanılması planlanıyorsa, kullanılması planlanan adeziv sistem ile on beşinci soru olan kullanılması planlanan milin simantasyonundan önce mil yüzeyine herhangi bir yüzey hazırlığı planlamasının değerlendirme sonuçları on üçüncü soruyla aynı değerleri verdi. Bu sebeple on dördüncü ve on beşinci soruların değerlendirmesi on üçüncü soruya göre yapıldı. Kullanılan mil cinsine göre; döküm metal alaşımı miller ve prefabrike metal alaşımı millerin hepsinin polikarboksilat siman ile yapıştırıldığı tespit edildi. Bu miller için herhangi bir yüzey uygulamasının yapılmadığı tespit edildi. Cam fiberle güçlendirilmiş epoksi mil ile kuartz fiberle güçlendirilmiş epoksi millerin hepsinin dual sertleşen simanla yapıştırıldığı tespit edildi. Bu millerin hepsine aynı adeziv sistemin (etching+primer/adeziv) ve aynı yüzey hazırlığının (silan uygulaması) uygulandığı tespit edildi.

5. TARTIŞMA

İleri derecede madde kaybına uğramış kanal tedavili dişlere uygulanan mil ve çekirdek sistemlerinin karşılaştırmalı değerlendirmesinin yapıldığı çalışmamızda kullanılan hasta değerlendirme anketi özgün olarak hazırlandı. Literatürde mil ve çekirdek sistemlerinin farklı özelliklerinin karşılaştırıldığı çeşitli anketler bulunmaktadır. Ancak hekimlerin mil ve çekirdek sistemlerini kullanırken, uygulamada nelere dikkat ettiklerini, mil ve çekirdek sistemlerini seçerken hangi kriterlere göre seçim yaptıklarını araştırmaya yönelik çalışmamızda kullandığımız ankete benzer geniş çaplı bir anket formu bulunmamıştır.

Doğal dişler kullanılarak yapılan araştırmalarda standardizasyonu sağlamak dişlerin bireylere göre farklı özellikleri nedeniyle mümkün olamamaktadır(160). Diş boyutlarındaki farklılıklar, dentin kalitesindeki farklılıklar (hastanın yaşı, dentin kanallarının özellikleri, pulpanın durumu), kök ve kanalların morfolojik özelliklerindeki farklılıklar nedeniyle araştırmamıza dahil edilen 180 hasta gruplara ayrılmadı. Her soru kendi içinde ayrı ayrı incelendi ve parametreler ortalama değerler üzerinden değerlendirildi.

Henry (56), milin çekirdek bölümünü destekleyen dentin dokusunun artmasıyla, gerilimin dişlere daha uygun dağılacağını belirtmiş ve bu dişlerin kuronlarının dişeti seviyesine kadar kaldırılmaması gerektiğini vurgulamıştır.

Mattison (88), Milot ve Stein (98), Trabert ve arkadaşlarının (163), yaptıkları çalışma sonucunda, kuron bölümünde sağlam diş dokusu bırakılarak restore edilen dişlerde kırılmalara karşı dirençte mil şeklinin ve çapının çok az rol oynayacağını belirtmişlerdir.

Çalışmamızda anket formunun 2. sorusu olan mevcut kuron miktarının değerlendirilmesinde elde edilen sonuçlara göre hekimlerin %79,4'ü restorasyonu dişeti seviyesinin üzerinde yapmışlardır. Bu da literatürdeki araştırmalarla uygunluk göstermektedir.

Retansiyon açısında yapılan araştırmalarda yivli ve vidalamayla yerleştirilen millerin en fazla retantif oldukları bildirilmiştir. Ancak mil yüzey formu ile kök kırılma potansiyeli arasındaki ilişkinin araştırıldığı çalışmalarda yivli yüzeyli millerin kök kırıklarına neden olması açısından büyük potansiyele sahip oldukları bildirilmiştir. Simantasyon yoluyla yerleştirilen düz yüzeyli millerin vidalamayla yerleştirilen yivli millere göre daha az strese yol açtıkları bildirilmiştir (64).

Araştırmamızda kullanılan mil cinsinin yüzey yapısının değerlendirildiği 11. sorunun analiz sonuçlarına göre hekimlerin prefabrike metal alaşımı millerde yivli yüzeyli milleri tercih ettikleri tespit edildi.

Milin çok uzun veya çok kısa olmasının kök kırığına neden olduğu şeklinde fikir birliği vardır (10,62).

Mil uzunluğunun kök içersine olan uzantısı maksimum stres dağılımı ve maksimum retansiyon sağlamak amacıyla kök boyunun üçte ikisi kadar ya da bitmiş retorasyonun boyu kadar olmalıdır (156).

Mil ve çekirdek sistemleriyle tedavi edilen dişlerin başarı oranı, milin uzunluğu kuron boyuna eşit veya daha fazla olursa % 97,5'den fazladır (137).

Çalışmamızda yapılacak mil ve çekirdek sisteminin kuron – kök oranının karşılaştırıldığı 3. sorunun değerlendirme sonuçlarına göre hekimler, hastaların % 62,2'sinde kuron- kök oranı 1/1; % 7,2'sinde 1/2; % 6'sında 1/3; % 30'unda ise 2/3 olarak uyguladıkları tespit edildi. Bu da literatürdeki araştırmalarla paralellik göstermektedir.

Mil ve çekirdek sistemlerinde retansiyon kaybı ve kök kırıkları en çok meydana gelen başarısızlık şekilleridir (64). Araştırmamızda yapılan toplam 277 milden sadece 6'sında bir kez mil tekrarı yapıldığı tespit edilmiştir. Mil tekrarının kuron- kök oranı arasındaki ilişi araştırıldığında 6 dişin 5 tanesinde kuron- kök oranı 1/1 olarak yapıldığı

ve 1 tanesinde 1/2 olarak yapıldığı tespit edilmiştir. Bu da literatürdeki araştırmalarla uygunluk göstermektedir.

Günümüzde estetik beklentilerin artmasıyla özellikle ön bölge restorasyonlarında daha doğal görünümlü ve ışığı doğal diş gibi yansıtabilen metal alt yapısız kuronların yapımı artmıştır.

Seramik millerin şeffaflığı ve gölgesi dentinin doğal yapısına benzetildiğinden beri seramik mil ve çekirdek malzemelerinin kullanımı ile tam seramik kuronların ışık geçirgenlikleri sağlanmıştır. Bundan dolayı milin içinden geçen istenmeyen ışıklar çok uzun oluşmaz. Ayrıca korozyon ürünlerinin toplanması ile dişetin renginin bozulması meydana gelmez (94).

Çalışmamızda hekimlerin en fazla metal seramik kuron yaptıkları tespit edilmiştir. Buna göre metal seramik kuronların altına estetik mil uygulamaya gerek görmedikleri düşünülebilir. Yapılan 8 adet tam seramik kuronun hepsinin ön bölge kuron restorasyonu olarak planlandığı tespit edilmiştir. Bunlardan sadece birinin altına döküm metal mil yapıldığı, diğer 7 tanesine estetik mil uygulandığı saptanmıştır.

Birçok araştırmada kanal tedavili dişlerde kalan sağlam diş dokularının korunmasının kırığa karşı direnci arttırdığı bildirilmiştir. Sorensen ve arkadaşları (147), ön dişler bölgesinde ferrule etkisini araştırmışlar, 1 mm destek dentin dokusu bırakarak hazırladıkları halka ile kırığa karşı iki misli direnç kazanıldığını belirtmişlerdir. Trabert ve Cooney (164), halkanın 2 mm genişliğinde hazırlanması gerektiğini ifade etmişlerdir.

Assif ve arkadaşları (11), çalışmalarında kanal tedavili dişte, dişin kole bölgesinde 2 mm'lik sağlıklı diş yapısı içeren tam döküm kuronla kaplandığında milin şeklinin direnç açısından önemli olmadığını bildirmişlerdir. Kuronun mil, çekirdek ve köke gelen kuvvetlerin yönünü değiştirdiğini belirtmişlerdir.

Mezzomo ve Massa'nın (95), yaptıkları araştırmada döküm mil ve çekirdeklerle tedavi edilen, ferrule yapılmamış ve iki farklı simanla yapıştırılan dişlerde kırılma

dirençlerini karşılamışlardır. Kırk maksiler premolar dişin yarısına ferrule yapılmıştır ve bunların da yarısı çinko fosfat simanla yapıştırılmıştır. Diğer yarısı ise rezin simanla yapıştırılmıştır. Aynı prosedür ferrule yapılmamış diğer grup için de uygulanmıştır. Örneklere 45 derecelik açıyla kuvvet uygulandı ve değerler kaydedildi. Kullanılan siman dikkate alınmadığında ferruleli örnekler anlamlı olarak fazla dayanıklılık göstermişlerdir. Rezin simanla yapıştırılan dişlerde ferruleli ve ferrulesiz dişler arasında anlamlı bir farklılık gözlenmezken, çinko fosfatla yapıştırılan ferrulesiz dişlerde en kötü sonuçlar elde edilmiştir.

Henry (56), altın döküm millerle ilgili yaptığı fotoelastik çalışmada en az gerilimin, kuron kısmında dentin bırakılan millerde ortaya çıktığını bildirmiştir. Bu durumda, zorunlu olmadıkça, kuronun dişetine kadar aşındırılmaması gerekmektedir. Çekirdek bölümünde bırakılan dentin dokusunun desteğinin arttırılmasıyla, gerilimin daha uygun dağılacağı belirtilmiştir.

Isidor ve arkadaşları (67), millerin uzunluğu ve diş etinin üzerinde kalan dentin miktarının, prefabrike titanyum miller ile restore edilmiş sığır dişlerinin dayanıklılığı üzerindeki etkilerini inceledikleri çalışmalarında, kalan dentin uzunluğunun direncin artması üzerine mil uzunluğundan çok daha fazla etkisi olduğunu belirtmişlerdir. Mil uzunluğunun artırılmasının her zaman direnci artırmak gibi bir etkisinin olmayabileceği üzerinde durmuşlardır.

Çalışmamızda hekimlerin % 80'i, dişin çevresinde ferrule yaparak ve olabildiğince kalan dentin miktarını koruyarak uygulama yapmışlardır. Bu da çalışmaların anlamlılığına destek vermektedir.

Günümüze kadar çeşitli mil ve çekirdek uygulamaları geliştirilmiştir. Fiziksel özelliklerinden dolayı metal mil ve çekirdekler çok sık kullanılırlar. Ancak gri renkleri estetik açıdan problem oluştururlar. Günümüzde estetik beklentilerin artmasıyla diş hekimliğinde tam seramik restorasyonların yapımı artmıştır (3,78).

Metal millerin fiziksel dayanıklılıkları, seramik millere oranla daha iyi olsa da teknolojik gelişmelere paralel olarak daha dayanıklı seramik sistemler geliştirilmiştir.

Teknolojik gelişmeler araştırma olanaklarını artırmış, farklı mil çekirdek materyallerinin in-vitro olarak incelenmeleri ve kıyaslanmalarına olanak sağlamıştır. Hatta mil ve çekirdek materyalleri ayrı ayrı incelenmiş, estetik ve fiziksel özellikleri tatmin edici sistemler üretilmiştir.

Jeong ve arkadaşları (68), 2002 yılında yaptıkları çalışmada CosmoPost üzerine preslenmiş IPS Empress çekirdek, Cosmoposta simante edilen IPS Empress çekirdek ve Celay sistemi ile In-ceram Zirkonyumdan tek parça şekillendirilmiş mil ve çekirdeğin kırılma direncini karşılaştırmışlardır. Bu çalışmanın sonucunda adeziv simante edilen çekirdekler en yüksek, Celay sisteminde hazırlanan miller ise en düşük ortalama kırılma değerlerini vermişlerdir.

Butz ve arkadaşları (14), değişik mil ve çekirdek sistemleri ile restore edilen orta derecede madde kaybına sahip olan ve kanal tedavisi görmüş üst kesicilerin dayanıklılığını ve kırılma direncini inceledikleri çalışmalarında zirkonyum miller ve üzerlerine yapılan kompozit çekirdeklerin kırılma değerleri ve dayanma ömürlerinin daha iyi olduğunu saptamışlardır. Bu iki materyalin klinik kullanım için uygun olduğunu bildirmişlerdir. Ayrıca zirkonyum millerin kullanılmasının oblik kök kırıklarının anlamlı derecede azalttığına dikkat çekmişlerdir.

Yun-Hsin Hu ve arkadaşlarının (59), 4 farklı mil sistemiyle restore edilmiş anterior dişlerin kırılma dirençlerini karşılaştırdıkları çalışmalarında, 40 çekilmiş kesici diş 4 gruba ayrılmıştır. Birinci gruba paralel kenarlı döküm mil ve çekirdek, ikinci gruba paralel kenarlı yivli prefabrike mil ve üzerine kompozit çekirdek, üçüncü gruba karbon fiberle güçlendirilmiş mil ve kompozit çekirdek ve dördüncü gruba seramik mil ve kompozit çekirdek uygulanmıştır. Hepsinin üzeri metal kuronla kaplanmıştır. Dişlere, uzun eksenlerine 45 derece açıyla kırılınca kadar baskı kuvveti uygulanmıştır. Yapılan analizde miller arasında kırılma kuvvetleri arasında anlamlı bir farklılık bulunamamıştır. Seramik mil ve kompozit çekirdekle restore edilen grupta en kötü kırılma saptanmıştır.

Alison ve Nicholas'ın (6), yaptıkları in vitro çalışmada benzer boyutlardaki 5 farklı estetik mil ile titanyum millerin retansiyonu karşılaştırılmıştır. Paralel kenarlı

Light millerin anlamlı olarak diğler millere göre daha retantif olduğu bulunmuştur. Parapost Fiber White miller, (açılı) Light millere ve Snowpost'lara göre daha retantiftir. Paslanmaz çelik Parapostlar ile diğler grup miller arasında retansiyon açısından anlamlı bir farklılık bulunmamıştır.

Akkayan ve Gülmez (3), çalışmalarında prefabrike olan bir titanyum ve 3 estetik mil sistemi ile restore edilmiş dişlerin kırılma direnci ve şeklini test etmişlerdir. Araştırmada akrilik bloklar içine yerleştirilen kanin dişlerine 130 derecelik açı ile dakikada 1 mm'lik kuvvet uygulanmıştır. Araştırmada titanyum ve zirkonyum miller ile restore edilen dişlerde tamir edilemez düzeyde şiddetli kırıklar gözlenmiştir. Çalışma sonucunda, kuartz fiber miller ile restore edilen dişlerde kırılma direnci anlamlı derecede yüksek bulunmuştur. Tamir edilmeye müsait olan kırıklar kuartz fiber ve cam fiber miller ile restore edilen dişlerde gözlenmiştir. Cam fiber millerde daha düşük başarı oranı elde edilmesini bu materyallerin paralel kenarlı olup, kalan dentin kalınlığını azaltmasına bağlamışlardır. Bunun yanı sıra yine elastik modülünün üzerinde durmuşlar, titanyumun dentinden çok daha yüksek olan elastik modülünün bu materyal ile yapılan millerde tamiri olanaksız kırıklara yol açtığını belirtmişlerdir.

Isidor ve arkadaşları (66), 1996 yılında hayvan dişleri üzerine yaptıkları çalışmalarında karbon fiber millerin metal millere oranla daha az kök kırığına sebep olduklarını bildirmişlerdir.

Heydecke ve arkadaşları (57), kanal tedavisi görmüş, aproksimal kaviteleri olan dişlerin farklı postlar yerleştirildikten sonraki kırılma dirençlerini ölçmüşlerdir. Birinci grup, titanyum mille; ikinci grup zirkonyum mille (Cerapost); üçüncü grup kompozit reçine ile restore edilmiştir. Kontrol grubu olarak kullanılan dördüncü grupta ise sadece kanal girişi açılmıştır. Her grupta mesial ve distale 3 mm çaplı kaviteler açılıp kompozit reçine ile restore edilmiştir. 16 dişten oluşan her bir gruba termal siklus uygulandıktan sonra kesici kenarın 3 mm altından klinik durumu yansıtmaması için 30 N kuvvet uygulanmıştır. Kırılmayan bütün örneklere kesici kenara 130 derece açı ile stresin eşit dağılımını sağlamak amacıyla kalay folyo uygulanarak kırılma kuvvetleri ve tipleri belirlenmiştir. Dinamik yükleme sonucunda kompozitle desteklenen 3. gruptaki bir örnek dışında kırılma gözlenmemiştir. Kırılma paterni genelde dişin kesici 1/32'inde ve

oblik olduğu gözlenmiştir. Ortalama kırılma kuvvetleri titanyum postlarda 1038 N, zirkonyum postlarda 1057 N, kompozit reçinelerde 750 N, kontrol grubunda 1171 N bulunmuştur. Çekirdeğin klinikte yapılmasının arzu edildiği durumlarda kompozit çekirdek içeren zirkonyum postların kullanılabilceğini bildirmişlerdir.

Raygot ve arkadaşları (121), 2001 yılında döküm mil ve çekirdek, prefabrike paslanmaz çelik mil ve karbon fiber milleri karşılaştırdıkları çalışmalarında kırılma değerleri arasında istatistiksel olarak belirgin fark olmadığını, % 70-80 oranında dişin kemik seviyesi üzerinden kırıldığını, karbon fiber millerin kırılma direnci ve kırık şeklini etkilemediğini bildirmişlerdir.

Strub ve arkadaşları (155), 4 farklı mil sistemi kullanarak restore ettikleri üst orta keser dişleri kırılmaya karşı dayanımları açısından incelenmişlerdir. Araştırmacılar kıymetli metal mil (Parmador) ve çekirdek (Olympia), Prefabrike seramik çekirdek (Ceracap) yapıştırılmış olan zirkonyum mil, prefabrike seramik çekirdek (Ceracap) içeren reçine seramik mil (Deneysel) ve kişiye özel olarak hazırlanan seramik çekirdekli (Cosmo Ingots) bir zirkonyum mil (Cerapost) uygulanan dişlerin üzerine tam seramik kuronları (Procera) Panavia TC ile simante etmişlerdir. Araştırmacıların yapay ağız ortamında yaptıkları dinamik yükleme sırasında tam seramik çekirdekler (kişiyeye özel) ile yapılmış olan zirkonyum millerin hiçbirinin kırılmadığını gözlemişlerdir. Statik yükleme sırasında kırılma direnci ilk 3 grupta daha az bulunsa da yeterli bir klinik düzeyin üzerinde olduğu belirlenmiştir.

Cormier ve arkadaşları (27), 6 adet mil sistemini değerlendirdikleri çalışmada, tamir edilemeyecek kök kırıklarına neden olan ve çıkarılması zor geleneksel millere göre fiber millerin daha avantajlı olduğunu bulmuşlardır. Fiber millerin kanaldan çıkarılmasının kolay olmasının bu materyalin önemli bir özelliği olduğuna dikkati çekmişlerdir.

Drunmond ve Bapne (35), fiber destekli millerin statik ve devirli yükleme ile bükülme dayanımlarının incelendiği çalışmalarında, karbon-grafit fiber destekli reçine miller ve cam fiber millerin, seramik ve diğer cam destekli reçine millerden anlamlı derecede kuvvetli olduğunu saptamışlardır. Araştırmacılar termal siklus uygulanmasının

incelenen her reçine destekli mil sisteminin bükülme dayanımını anlamlı derecede azalttığını belirlemişlerdir. Devirli yükleme ve termal siklus sonunda bu materyallerin dayanıklılıklarındaki azalmanın, ağız ortamında kullanıldıklarında olumsuz sonuçlara yol açacağı ve materyallerin klinik ömrünü azaltacağı belirtilmektedir. Fiber millerin değişik tiplerinin arasında bükülme dayanımı açısından farklılıklar görülmesini matriks ve fiberler arasında henüz tam aydınlanmamış olan bağlantı tipleri ile açıklamışlardır. Fiber ve reçine matriks arasındaki bağlantı geliştirildiği takdirde materyallerin gücünün de artacağı bildirilmiştir.

Çalışmamızda yapılacak mil ve çekirdek planlaması ve kullanılan milin cinsi ile ilgili sorular değerlendirildiğinde hekimlerin halen en fazla olarak tek parça metal döküm milleri tercih ettikleri tespit edildi. Araştırmaya dahil edilen 277 dişten sadece 7 tanesine estetik mil uygulandığı (1 adet cam fiberle güçlendirilmiş epoksi reçine mil, 6 adet kuartz fiberle güçlendirilmiş mil) bulundu. Bununla beraber kullanılan prefabrike metal miller ve metalsiz estetik millerin hepsinin üst yapısının kompozitle yapıldığı tespit edildi. Döküm metal millerin halen bu kadar fazla kullanılıyor olması fakültemizde bulunan malzemelerin sınırlı olmasıyla ve hastaların sosyoekonomik durumlarıyla ilişkili olduğunu düşünmekteyiz.

Diş hekimliğinde birbirinden farklı kimyasal yapıları, sertleşme mekanizmaları ve uygulama alanları olan çeşitli simanlar kullanılır. Dental yapıştırma simanları prepare edilen diş ile uygulanacak restorasyon materyali arasındaki boşluğu doldurarak, iki farklı materyal arasında mekanik ve kimyasal bağlantıyı sağlar, mikrosızıntıya karşı bariyer oluşturur ve ısı iletimine karşı yalıtkan görevi görürler.

Millerin simantasyonunda geleneksel simanların kullanımı kolaydır ve uzun süreli başarı geçmişleri vardır. Çinko fosfat ve cam iyonmer simanların self-etching özelliikleri olduğu belli dereceye kadar smear tabakasını uzaklaştırarak dentine yakın adaptasyon sağladıkları gösterilmiştir. Polimerik materyallere göre daha düşük mekanik özellikleri olduğu için postun geleneksel kurallara uygun olduğu durumlarda kullanılmalıdırlar. Rijiditesi az olan sistemlerle uygulandıkları zaman konvansiyonel dental simanlar gelecek gerilim kuvvetler sonunda başarısızlığa uğramaktadır (93).

Mannocci ve arkadaşları (87), araştırmalarında adeziv simanların geleneksel simanlardan daha az mikrosızıntı gösterdiklerini bildirmişlerdir. Adeziv reçine simanlar hem postlara hem de dişe bağlandığından tutuculuğa katkıda bulunmaktadır. Ayrıca siman ile dentin yüzeyi arasında sızıntı kalmadığından tekrarlayan çürüklerin veya endodontik komplikasyonların oluőma rizki azaltılmış olmaktadır (38).

Piwowarczyk ve arkadaşlarının (114) yaptıkları in vitro çalışmada çeşitli simanlarla prostodontik restoratif materyaller arasındaki bağlanma dirençlerini karşılaştırmışlardır. Yüksek altın içeren altın alaşımı ve yüksek dirençli alüminyum oksit yüzeyler partikül püskürtmeyle aőındırılmış, preslenebilir seramikler hidrofolik asit ile asitlenmiş ve simantasyondan önce silanlanmıştır. Araştırmada bir çinko fosfat siman (Fleck's zinc cement) , cam iyonomer simanlar (Fuji I, Ketac Cem), rezin modifiye cam iyonomer simanlar (Fuji Plus, Fuji Cem, RelyX Luting), rezin simanlar (RelyX ARC, Panavia F, Varyolink II, Compolute) ve bir self adeziv rezin siman (RelyX Unicem) test edilmiştir. Suda beklettikten sonra örnekler termal sıklüse tabii tutulmuőtur. On dört gün sonra sadece self adeziv rezin siman ve iki rezin siman güçlü bağlanma dirençleri sergilemişlerdir. Buna karşın çinko fosfat, cam iyonomer ve rezin modifiye cam iyonomer simanlar düşük değerler göstermişlerdir.

Mendoza ve arkadaşları (93), aşırı konik kanallara sahip olan ve üç tip reçine siman ile mil uygulaması yapılmış olan dişlerin kök yapısını güçlendirme özelliğini test etmişlerdir. Çalışmada çinko oksit simanı ile restore edilen dişler kontrol grubunu oluőturmuşlardır. Deneyler sonucunda tüm örneklerdeki kırılma şekli dikey kök kırıkları şeklinde olmuştur. Panavia uygulanan dişler en dayanıklı olarak saptanmış ve çinko fosfat simanı grubuna göre anlamlı derecede farklılık göstermiştir. Araştırmacılar paralel kenarlı millerin dentin bonding ile bağlanmayıp sadece simante edildiğinde diş kuvvetlendireceği bildirilmiştir. Fosfat simanı gruplarında, mile uygulanan kuvvet arttıkça siman dağılmakta ve mil tamamen kopmadığı takdirde kök büyük bir kırılma riski altına girmektedir.

Torbjoner ve arkadaşları (161) tarafından yapılan bir araştırmada, 4 ay boyunca nemli bir ortamda bekletmenin karbon fiber millerin bükülme dayanımında önemli azalmaya yol açtığını ortaya koymuşlardır. Ancak aynı deney sığır diőlerinde 4 ay su

içerisinde bekletilenler ile kuru şartlarda bekletilen karbon fiber milleri karşılaştırarak yapıldığında arada fark bulunmamıştır. Bundan da şu sonuç çıkarılabilir: mil kanal içinde dental adeziv, kompozit siman, kompozit çekirdek ve seramik kuron ile yapıştırılınca mil doku sıvılarıyla çok az temasa geçmekte ve epoksi reçine matriksin zayıflama riski azalmaktadır (161).

Giachetti ve arkadaşları (47), ışıkla polimerize olan ve dual-cure ile polimerize olan simanların translusent fiber millerle kombine olarak kullanıldığındaki retansiyonlarını karşılaştırmışlardır. Işıkla polimerize olan ve dual-cure simanlarla yapıştırılan gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamıştır. Yapılan SEM analizlerinde de her iki polimerizasyon sisteminde de mil ile dentin arasında iyi bir bağlantı olduğu gösterilmiştir.

Balbosh ve arkadaşlarının (12), 4 farklı yapıştırma simanı kullanılan titanyum millerin retansiyonlarını karşılaştırdıkları çalışmalarında, resin siman kullanılan grupta retansiyon açısından anlamlı artış görülmüştür. 150 gün boyunca termal siklus uygulanan milli dişlerde anlamlı derecede retansiyon kaybı olmuştur.

Seramiklerle rezin arasındaki bağlantı hem mikromekanik hem de kimyasal olarak sağlanır. Mikromekanik bağlantı porselen yüzeyinin alüminyumoksit partikülleriyle kumlanması ile ya da % 5-10'luk HF ile pürüzlendirilmesiyle sağlanır. Kimyasal bağlantı ise pürüzlendirilmiş restorasyon yüzeyine silan (coupling ajan) uygulanması ile sağlanır. Silan bir silanol, bir metakrilat grup ve bir ara bağlayıcıdan meydana gelir. Metakrilat grup rezin ile bağlantı yaparken silanol grup porselen yüzeyine tutunur (31).

Ertuğrul ve İsmail (41), döküm metal millere değişik yapıştırma ajanları uygulandığı zaman germe kuvvetleri altında mil/yapıştırıcı ajan/diş kompleksinin retansiyonunu araştırmışlardır. Altmış örnek 20'şerli gruplara ayrılmış ve 3 farklı yapıştırma ajanıyla yapıştırılmıştır. Araştırmada döküm metal miller çinko fosfat simanla, rezin simanla (Panavia F) ve metal mil yüzeyi silanlandıktan sonra (Siloc ile) rezin simanla yapıştırılmıştır. Germe kuvveti uygulanan dişlerde çinko fosfat simanlar ile diğer grup simanlara göre anlamlı olarak daha yüksek retansiyon elde

edilmiştir. Rezin siman ile yapıştırılmış dişlerle silanla kaplanmış dişler arasında anlamlı bir farklılık bulunmamıştır.

Gernhardt ve arkadaşları (46), yaptıkları in vitro çalışmada, bir cam iyonomer simanın (Ketac Cem) ve bir rezin simanın (Panavia F), bir prefabrike seramik postun (Cerapost) retansiyonuna olan etkilerini değerlendirmişlerdir. Kırk çekilmiş kanin ve keser dişe kanal tedavisi uyguladıktan sonra dişleri 10'ar örnekten oluşan 4 gruba ayırmışlardır. GrupA: cam iyonomer simanla yapıştırılmış, kumlanmamış mil; GrupB: cam iyonomer simanla yapıştırılmış kumlanmış mil; GrupC: Panavia F ile yapıştırılmış kumlanmamış mil; GrupD: Panavia F ile yapıştırılmış kumlanmış mil. Örneklere germe testi uygulamışlardır. Ayrıca SEM analizi de yapılmıştır. Ketac Cem simanla karşılaştırıldığında Panavia ile yapıştırılmış kumlanmış ve kumlanmamış millerin retansiyon dirençleri anlamlı olarak fazla bulunmuştur. Anlamlı olarak en yüksek direnç Panavia ile yapıştırılmış kumlanmış millerde ölçülmüştür. Her iki materyal grup için zirkonyum milin retatif direnci kumlamayla anlamlı derecede artmıştır.

Mineye ve dentine bağlanarak restorasyonu destekleyen rezin simanlar, asitlenmiş ve silanlanmış seramik restorasyonlarla güçlü ve dayanıklı bir bağlantı sağlamaktadır (1).

Çalışmamızda kullanılan simanın cinsinin değerlendirildiği soruda metal mil ve çekirdeklerin halen çok fazla kullanımına paralel olarak çinko fosfat simanının da çok sık kullanıldığı (% 96,1) tespit edilmiştir. Kullanılan metalsiz fiber millerin ise dual sertleşen simanla yapıştırıldığı saptanmıştır. Retansiyonu ve sızdırmazlığı artırmak amacıyla da 7 estetik mil için aynı adeziv yöntem ve aynı yüzey hazırlığı yapılmıştır. Bu sonucu öğrenci kullanımına sunulan malzeme çeşitlerinin sınırlı olması ile ilişkilendirebiliriz.

Bu çalışmada kullanılan hasta değerlendirme anketinin mil ve çekirdek sistemlerinin gelişmesine paralel olarak hekimlerin bu konudaki takibini saptayabilecek ve serbest çalışan hekimlerin seçimlerinin de dahil edileceği daha geniş kapsamlı bir çalışmada devam ettirilebileceği kanısındayız.

6. SONUÇLAR

1. Araştırmamıza dahil edilen 180 hastada yaş ile yapılan mil sayısının doğru orantılı olduğu, yaş arttıkça mil sayısında da artış olduğu saptanmıştır.
2. Anketin ikinci sorusunun yapılan yüzdellik değerlendirmesine göre hastaların % 79,4'ünde mevcut kuron miktarı dişetin üstünde, % 20,6'sında dişeti seviyesinde tespit edildi.
3. Hastaların % 62,2'sinde kuron- kök oranı 1/1; % 7,2'sinde 1/2; % 6'sında 1/3; % 30'unda ise 2/3 olarak tespit edildi.
4. Mil tekrar varlığı/yokluğunun değerlendirilmesinde 180 hastanın sadece 6 tanesinde (% 3,3) bir kez mil tekrarı olduğu tespit edildi. Mil tekrarı ve mevcut kuron miktarı arasındaki ilişki değerlendirildiğinde bu iki parametre arasında istatistiksel olarak ileri düzeyde anlamlı ilişki olduğu tespit edildi. Mil tekrarı ve kuron- kök oranı arasında istatistiksel olarak anlamlı bir ilişki bulunamadı.
5. Kuron cinsinin değerlendirildiği sorunun verilerine göre 3 adet (% 1,7) tam metal kuron; 3 adet (% 1,7) metal-akrilik kuron; 166 adet (% 92,2) metal-seramik kuron; 8 adet (% 4,4) tam seramik kuron uygulandığı saptandı.
6. Ferrule varlığı/yokluğu değerlendirildiğinde dişerin % 80'ine ferrule yapıldığı saptandı. Yapılan analiz sonuçlarına göre ferrule varlığı ile ferrule etkisi için mevcut dentin miktarı arasında istatistiksel olarak ileri düzeyde anlamlı ilişki bulundu. Ayrıca ferrule varlığı ile mil tekrarı arasında istatistiksel olarak ileri düzeyde anlamlı ilişki bulundu.
7. Mil ve çekirdek için planlama değerlendirildiğinde % 81,7 oranında tek parça, metal alaşımından mil ve çekirdek; % 14,4 oranında metal alaşımından mil ve üzerine seçilen çekirdek malzemesinin kullanımı; % 3,9 oranında prefabrik fiberle güçlendirilmiş mil ve seçilen çekirdek malzemesinin kullanımının tercih edildiği saptandı.
8. Mil cinsinin değerlendirmesinde 147 adet (% 81,7) döküm metal alaşımı mil; 26 adet (% 14,4) prefabrike metal alaşımı mil; 1 adet (% 0,6) cam fiberle güçlendirilmiş epoksi reçine mil; 6 adet (% 3,3) kuartz fiberle güçlendirilmiş epoksi reçine mil yapıldığı tespit edildi.

9. Mil ve çekirdek yapılacak dışın tedavi bitiminde planlanan kullanım amacı ile seçilen mil cinsi arasında istatistiksel olarak anlamlı ilişki bulundu.
10. Kullanılan mil cinsi ile yapıştırma simanları karşılaştırıldı ve % 96,1 oranında polikarboksilat simanı kullanıldığı; % 3,9 oranında dual siman kullanıldığı tespit edildi. Mil cinsi ve siman cinsi arasında istatistiksel olarak ileri düzeyde anlamlı ilişki bulundu.
11. Kullanılan mil cinsine göre; döküm metal alaşımı miller ve prefabrike metal alaşımı millerin hepsinin polikarboksilat siman ile yapıştırıldığı tespit edildi. Bu miller için herhangi bir yüzey uygulamasının yapılmadığı tespit edildi. Cam fiberle güçlendirilmiş epoksi mil ile kuartz fiberle güçlendirilmiş epoksi millerin hepsinin dual sertleşen simanla yapıştırıldığı tespit edildi. Bu millerin hepsine aynı adeziv sistemin (etching+primer/adeziv) ve aynı yüzey hazırlığının (silan uygulaması) uygulandığı tespit edildi.

7. KAYNAKLAR

1. Aberg CH, Van Dijken JWV, Olofsson AL. Three-year comparison of fired ceramic inlays cemented with composite resin or glass ionomer cement. *Acta Odontol. Scand.* 1994, 52: 140-149.
2. Ahmad I. Yttrium partially stabilized zirconium dioxide posts. *Int J Periodontics Restorative Dent* 1998, 18(5): 454-65.
3. Akkayan B, Gülmez T. Resistance to fracture of endodontically treated teeth restored with different posts systems. *J Prosthet Dent* 2002, 87: 431-7.
4. Aktepe E. CAD-CAM Cerec 3 sistemiyle hazırlanan inleylerin marginal adaptasyonlarının in vitro olarak değerlendirilmesi. Doktora tezi. Marmara Üniversitesi, 2005.
5. Alghibani AM, Bradford EW. The association of dentin thickness and post length of parallel sided posts with resistance to tooth fracture. *J Dent Res*; 60(special issue): 1981, 1113.
6. Alison JE, Nicholas PC, David GP. A comparison of the retention of tooth-colored posts. *Quintessence Int.* 1999, 34: 199-201.
7. Alkışlı I, Özcan M, Nergiz I. Effect of surface conditioning techniques on the resistance of resin composite core materials on titanium posts. *Quintessence Int.* 2003, 34: 766-771.
8. Al-Shehri SA, Mohammed H, Wilson CA. Influence of lamination on the flexure strength of a dental castable glass ceramic. *J Prosthet Dent* 1996, 76:23-28.
9. Anusavice KJ. *Science of Dental Materials*. 10. ed, W.B.Saunders Company, Philadelphia, 1991.
10. Asmussen E, Peutzfeldt A, Heitmann T. Stiffness, elastic limit and strength of newer types of endodontic posts. *J Dent* 1999, 27:275-278.
11. Assif D, Bitenski A, Pilo R, Oren E. Effect of post design on resistance to fracture of endodontically treated teeth with complete crowns. *J Prosthet Dent* 1993, 69:36-40.
12. Balbosh A, Ludwig K, Kern M. Comparison of titanium dowel retention using four different luting agents. *J Prosthet Dent* 2005, 94: 227-33.

13. Bruce WL, Stewans L. Strength properties of three zinc phosphate cements mixed to two different consistencies. *Aust Dent J* 1989, 39(29): 132-5.
14. Butz F, Lennon AM, Heydecke G, Strub JR. Survival rate and fracture strength of endodontically treated maxillary incisors with moderate defects restored with different post and core systems: An in vitro study *J Dent* 2001, 29(6):427-33.
15. Caputo AA, Standlee JP. Pins and posts: Why, when and how. *Dental Clinics of North America*, 1976 20(2):299-311.
16. Caputo AA, Standlee JP. *Biomechanics in Clinical Dentistry*. Quintessence Publishing Co. 1989, 185-203.
17. Carvalho RM, Pashley EL, Yoshiama M, Wang G, Pashley DH. Dimensional changes in demineralized dentin. *J Dent Res* 74, Abst: 1995, 171.
18. Cedomir O, Peter J, Tomaz K, Nenad F, Ljubo M. Fracture resistance and reliability of new zirconia posts. *J Prosthet Dent* 2004, 91:342-8.
19. Christensen GJ. Post and cores: State of art. *JADA* 1998, 129:96-98.
20. Claus H. The importance of leucite in dental porcelain. *ZWR* 1981, 1-22.
21. Claus H. VITA In-Ceram, a new system for producing aluminium oxide crown and bridge substructures. *Quintessenz Zahntec* 1990, 16:35-46.
22. Cohen BI, Condos S, Musikant BL, Deutsch AS. Retention properties of a split-shaft threaded post: cut a different apical lengths. *J Prosthet Dent* 1992, 68(6): 894-8.
23. Cohen, Burns CR. *Pathways of the pulp*. Saint louis, CV Mosby Company 1991, 610-651.
24. Colley IT, Hampson EL, Lehman ML. Retention of post crowns. An assessment of the efficiency of posts of different shapes a sizes. *Br Dent J* 1986, 124:63-68.
25. Colley IT. Retention of post crowns. *Br Dent* 1968, 1;124:63.
26. Cooney JP, Caputo AA, Trabert KC. Retention and stress distribution of tapered endodontic posts. *J Prosthet Dent* 1986, 55(5):540-546.
27. Cormier CJ, Burns DR, Moon P. In vitro comparison of the fracture resistance and failure mode of fiber, ceramic and conventional post systems at various stages of restorations. *J Prosthodont* 2001, 10:1:26-36.
28. Craig RG, O'Brien WJ, Powers JM. *Dental materyals*. 6. ed. Mosby. Newyork, 1996, 138-142 .

29. Craig RG, Ward ML. Restorative dental materials. 10 ed. Mosby, Newyork, 1996, 167-79.
30. Dean JP, Jeansonne BG, Sarkar N. In vitro evaluation of a carbon fiber post. J Endodont 1998, 24(12):807-810.
31. Degrande M, Roulet JK. Minimally Invasive Restorations with Bonding. Quintessence Publishing Co, Inc, Chicago, 1997, 98.
32. DeSort KD. The prosthodontic use of endodontically treated teeth: Theory and biomechanics of post preparations. J Prosthet Dent 1983, 49:203-206.
33. Deutsch AS, Musikant BL, Cavallari J, Bernardi S. Retentive properties of a new post and core system. J Prosthet Dent 1988,53(1):12-14.
34. Diaz-Arnold AM, Vargas MA, Haselton DR. Current status of luting agents for fixed prostodontics. J Prosthet Dent 1999, 81:135-141.
35. Drummond JL, Bapna MS. Static and cyclic loading of fiber-reinforced dental resin. Dent Mater 2003, 19:3:26-31.
36. Duret F, Blouin JL, Duret B. CAD-CAM in dentistry. J Am Dent Assoc, 1988 117:115-20.
37. Edelhoff D, Yıldırım M. Wurzelstifte und individuelle stumpfaufbauten aus keramikerste klinische erfahrungen mit dem zirkonium-cosmopost-Wurzelstift. Teil 2. Z.W.R. 1998, 107:448-451.
38. Efeoğlu AA. Dişhekimi Tarihi. Alemdar Ofset, İstanbul ,1992, 42.
39. Eidenbenz S, Lehner CR, Scharer P. Copy milling ceramic inlays from resin analogs: a practible approach with the CELAY system. J Prosthet Dent 1994, 7:134-142.
40. Erickson RL. Surface interactions of dentin adhesive materials. Oper Dent: suppl 1992, 5:81.
41. Ertuğrul HZ, Ismail YH. An in vitro comparison of cast metal dowel retention using various luting agents and tensile loading. J Prosthet Dent 2005, 93:446-52.
42. Felton DA, Webb EL, Kanoy BE, Dugoni J. Threaded endodontic dowels, effect of post design on incidence of root fracture. J Prosthet Dent 1992, 65(2):45-48.
43. Freedman GA. Esthetic post and core treatment. Dent Clin of North Am 2001, 45:103-116.
44. Gallo JR, Miller T, Xu X, Burges JO. In-vitro evulations of the retention composite fiber and stainless steel posts. J Prosthodont 2002, 11:25-29.

45. Gelfand M, Goldman M, Sunderman EJ. Effect of complete veneer crowns on the compressive strenght of endodontically treated posterior teeth. *J Prosthet Dent* 1984, 52:211-16.
46. Gernhardt CR, Bekes K, Schaller HG. Shaort term retentive values of zirconium oxide posts cemented with glass ionomer and resin cement: An in vitro study and a case report. *Quintessence Int* 2005, 36:593-601.
47. Giachetti L, Russo DS, Bertini F, Giuliani V. Translucent fiber post cementation using a light-curing adhesive/composite system: SEM analysis and pull-out test. *J Dent* 2004, 32:629-634.
48. Gildo CS, Omar EM, Jose H R. Diametral tensile strenght of a resin composite core with non metallic prefabricated posts: An in vitro study. *J Prosthet Dent* 2004, 91:335-41.
49. Giordano RA. Dental ceramic restorative systems. *Compendium* 1996, 17:779-794.
50. Goldstein GR, Hudis SI, Weintraub DE. Comparision of four techniques for the cementation of posts. *J Prosthet Dent* 1986, 55(2):209-211.
51. Goodacre CJ, Spolnik KJ. The prosthodontic management of endodontically treated teeth: A literature review. Part III. Tooth preparation considerations. *J Prosthodont* 1995, 4(2): 122-8.
52. Grandini S, Goracci C, Tay FR, Grandini R, Ferrari M. Clinical evaluation of the use of fiber posts and direct resin restorations for endodontically treated teeth. *Int J Prosthodont* 2005, 18:399-404.
53. Gutmann JL, Dumsha TC, Lovdahl PE, Hovland EJ. *Problem Solving in Endodontics*. 3. ed. Mosby, Newyork, 1997, 139-151.
54. Guzy GE, Nicholls JI. In vitro comparison of intact endodontically treated teeth with and without endo-post reinforcement. *J Prosthet Dent* 1979, 42:39-44.
55. Harty FJ, Roberts DH. *Restorative Procedures for the Practising Dentist*. John Wright and Sons Ltd., Bristol, 1974, 167.
56. Henry PJ. Photoelastic analysis of post core restorations. *Australian Dental Jurnal* 1997, 22(3):157-159.
57. Heydecke G, Butz F, Strub JR. Fracture strenght and survival rate of endodontically treated maxillary incisors with aproksimal cavities after

- restoration with different post and core systems: An in vitro study. *J of Dent* 2001, 29:6:427-433.
58. Hochman N, Zalkind M. New all-ceramic indirect post-and-core system. *J Prosthet Dent* 1999, 81:625-9.
 59. Hu YH, Pang IC, Hsu CC, Lau YH. Fracture resistance of endodontically treated anterior teeth restored with four post-and-core systems. *Quintessence Int* 2003, 34:349-353.
 60. Hunter AJ, Feiglin B, Williams JF. Effects of post placement on endodontically treated teeth. *J Prosthet Dent* 1989, 62(2): 166-72.
 61. Hunter AJ, Flood AM. The restoration of endodontically treated teeth. Part 2. Posts. *Austr Dent J* 1989, 34(1): 5-12.
 62. Ichikawa Y, Akagawa Y, Nikai H, Tsuru H. Tissue compatibility and stability of a new zirconia ceramic in vivo. *J Prosthet Dent* 1992, 68: 322.
 63. Ingle J. Endodontics. Lea & Febiger, Philadelphia, 1985, s:810-812.
 64. Ingle JJ, Bacland LK. Endodontics. 5. ed. Hemilton, London, 2002, 917- 923.
 65. Insua AM, Silva LD, Rilo B, Santana U. Comparison of the fracture resistance of pulpless teeth restored with a cast post and core or carbon-fiber post with a composite core. *J Prosthet Dent* 1998, 80:527-32.
 66. Isidor F, Odman P, Brondum K. Intermittent loading of teeth restored using prefabricated carbon fiber posts. *Int J Prosthodont* 1996, 9:131-6.
 67. Isidor F, Brondum K, Ravnholt G. The influence of post length and crown ferrule length on the resistance to cyclic loading of bovine teeth with prefabricated titanium posts. *Int J prosthodont* 1999, 12:78-82.
 68. Jeong SM, Ludwig K, Kern M. Investigation of the fracture resistance of three types of zirconia posts in all ceramic post and core restorations. *Int J Prosthodont* 2002, 15:154-8.
 69. Johnson JK, Sakamura JS. Dowel form and tensile force. *J Prosthetic Dent* 1978, 40(6):645-649.
 70. Johnson JK, Schwartz NL, Blackwell RT. Evaluation and restoration of endodontically treated posterior teeth. *JADA* 1976, 93(9):597-605.
 71. Kahn FH, Rosenberg PA, Pines M. Comparison of fatigue for three prefabricated threaded post systems. *J Prosthet Dent* 1996, 75:148-53.

72. Kakehashi Y, Lüthy H. A new all ceramic post and core system: clinical, technical and in vitro results. *Int. J Periodont. Res. Dent* 1998, 18 (6): 586-93.
73. Kappert HF, Knode H, Manzotti L. Metallfreie Brücken für den Seitenzahnbereich. *Dental-Labor* 1990, 2:177-181.
74. Kawai K, Hayashi M, Torii M, Tsuchitani Y. Marginal adaptability and fit of ceramic milled inlays. *JADA* 1995, 126:1414-1419.
75. Kelly JR, Nishimura I, Campbell SO. Ceramics in dentistry: Historic: roots and current perspectives. *J Prosthet Dent* 1996, 75:18-32.
76. Kern M, Pleimes AW, Strub JR. Bruchfestigkeit metallischer und vollkeramischer Stifkernaufbauten. *Dtsch Zahnärztl* 1995, 50:451-453.
77. Kern M, Knode H. Stifkernaufbauten aus In-Ceram-direkte und indirekte Methode. *Quintessenz* 1991, 1:457.
78. Kovarik RE, Breeding LC, Caughman WF. Fatigue life of three core materials under simulated chewing conditions. *J Prosthet Dent* 1992, 68:584.
79. Krasteva K. Clinical application of a fiber-reinforced post system. *J Endodon* 2001, 27(2):132-133.
80. Kugel G, Ferrari M. The science of bonding:from first to sixth generation. *J Am Dent Assoc* 2000, 131:20-25.
81. Kurer P. The Kurer anchor system, Quint. Publishing Chicago, Berlin, London, Tokyo 1984, 24.
82. Küpper H. In-Ceram: Ein innovativer Werkstoff für die ästhetische Kronen und Brücken Prothetik. *Zahnheilkunde* 1990, 19.
83. Lewinstein I, Grower R. Root dentin hardness of endodontically treated teeth. *J Endodon* 1981, 74:21-2.
84. Li ZC, White SN. Mechanical properties of dental luting cements. *J Prosthet Dent* 1999, 81: 597-609.
85. Liebrock A, Hermann G, Behr M, Rosentritt M, Handel G. Fracture strength of IPS Empress all-ceramic posts and cores: Abstract 377,IADR-AADR 1996, 1-9.
86. Lloyd PM, Palik JF. The philosophies of dowel diameter preparation: A literature review. *J Prosthet Dent* 1993, 69:32-6.
87. Mannocci F, Innoceti M, Ferrari M, Watson TD. Confocal and scanning electron microscopic study of teeth restored with fiber posts, metal posts and composite resins. *J Endodon* 1999, 25(12):789-794.

88. Mattison GD. Photoelastic stress analysis of cast-gold endodontic posts. *J Prosthet Dent* 1982, 48:407-11.
89. McLaren EA, Sorensen JA. High-strength alumina crowns and fixed partial dentures generated by copy-milling technology. *Quintessence of Dental Technology* 1995, 18:31-38.
90. McLean JW. Ceramics in clinical dentistry. *Br Dent J* 1998, 164:187.
91. Meerbeek VB, Pertigao J, Lambrechts P, Vanherle G. The clinical performance of adhesives. *J Dent* 1998, 26:1-20.
92. Mendoza DB, Eakle WS. Retention of posts cemented with various dental bonding cements. *J Prosthet Dent* 1994, 72:591-594.
93. Mendoza DB, Eakle WS, Kahl EA, Ho R. Root reinforcement with a resin bonded preformed post. *J Prost Dent* 1997, 78:10-5.
94. Meyenberg KH. Dental Esthetics: A European Perspective. *J Esthet Dent* 1994, 6: 274-281.
95. Mezzomo E, Massa F, Libera SD. Fracture resistance of teeth restored with two different cements: An in vitro study. Part I. *Quintessence Int* 2003, 34:301-306.
96. Miguel AIP, Alfonso AC. Fiber-reinforced post and core adapted to a previous metal ceramic crown. *J Prosthet Dent* 2004, 91:191-4.
97. Miller AW. 3d. Post and core systems: which on the best? *J Prosthet Dent* 1982, 48(1): 27-38.
98. Milot P, Stein RS. Root fracture in endodontically treated teeth related to post selection and crown design. *J Prosthet Dent* 1992, 68:428-35.
99. Morgano SM. Restoration of pulpless teeth: Application of traditional principles in present and future contexts. *J Prosthet. Dent* 1996, 75:375-380.
100. Nakabayashi N, Pashley DH. Hybridization of a Dental Hard Tissues. *Quintessence Books, Tokyo*, 1998, 93-7.
101. Naumann M, Blankenstein F. Endodontik tedavi görmüş dişlerin cam ile güçlendirilmiş kompozit postlar yardımıyla adeziv restorasyonu 2002, 3:31-39.
102. Nayyar A, Walton RE, Leonard LA. An amalgam coronal-radicular dowel core technique for endodontically treated posterior teeth. *J Prosthet Dent* 1980, 43:511-515.

- 103.** Nergis I, Schmage P, Platzer U, McMullan CG. Effect of different surface textures on retentive strength of tapered posts. *J Prosthet Dent* 1997, 78(5): 451-55.
- 104.** Noort R. *Introduction to Dental Materyals*. Mosby Co. Newyork, 1994, 48.
- 105.** O'Brien WJ. *Dental Materyals Properties and Selection*. Quintessence Publishing Co., Illinois, 1989, 144-57.
- 106.** O'Brien WJ. *Dental Materyals and Their Selection*. Quintessence Publishing Co, Inc., Chicago, 1997, 138-49.
- 107.** O'Keefe KL, Miller BH, Powers JM. In vitro tensile bond strength of adhesive cements to new post materyals. *Int. J. Prosthodont* 2000, 13:47-51.
- 108.** Ottl P, Piwowaeczyk A, Laueur C. The Procera AllCeram System. *Int J Periodontics Rest Dent* 2000, 20: 151-161.
- 109.** Paul SJ, Scharer P. Plastische Aufbauten in der Kronen-und Bruckenprothetik. *Quintessenz* 1996, 47: 1519-1531.
- 110.** Paul SJ. Kronen-und Bruckenprothetik. *Quintessenz* 1997, 48: 1601-1603.
- 111.** Pera P, Gilodi S, Bassi F, Carossa S. Invitro marginal adaptation of alumina porcelain ceramic crowns. *J Prosthet Dent* 1994, 72:585-90.
- 112.** Perel ML, Muroff F. Clinical criteria for posts and cores. *J Prosthet Dent* 1972, 28:405-410.
- 113.** Peters M, Poort HW, Farah JW, Craig RG. Stress analysis of a tooth restored with a post and core. *J Dent Res* June 1983, 62(6):760-763.
- 114.** Piwowarczyk A, Lauer HC, Sorensen J. In vitro shear strength of cementing agents to fixed prosthodontic restorative materials. *J Prosthet Dent* 2004, 92: 265-73.
- 115.** Potashnick SR, Weine FS, Strauss S. Restorations of the Endodontically Treated Tooth in Weine F.S. *Endodontic Therapy*. Mosby Co, St. Louis, 1989, 65.
- 116.** Pröbster L, Diehl J. Klinik und technik des keramischen Kronen und Brückensystem In-Ceram. *Die Quintssenz* 1990, 4:613-624.
- 117.** Pröbster L, Groten M, Girthofer S. Kopiergefraste, glasinfiltrierte Aluminium oxid- keramikronen. *Phillip Journal* 1994,12.
- 118.** Pröbster L. Metallfreie Keramikbrücken-eine Standortbestimmung. *Phillip Journal* 1994, 11.

119. Purton DG, Chandler NP, Qualtrough AJE. Effect of thermocycling on the retention of glass-fiber root canal posts. *Quintessence Int* 2003, 34:366-369.
120. Purton DG, Payne JA. comparison of carbon fiber and stainless steel root canal posts. *Quintessence Int* 1996, 27:93-7.
121. Raygot CG, Chai J, Jameson L. Fracture resistance and primary failure mode of endodontically treated teeth restored with a carbon fiber-reinforced resin post system in vitro. *Int J Prosthodont* 2001, 14:141-145.
122. Reeh ES, Messer HH, Douglas WH. Reduction in tooth stiffness as a result of endodontic and restorative procedures. *J Endodon* 1989, 15:512-6.
123. Ribbond Inc. Constructing a ribbond composite laminate endo post and core. Seattle Ribbond Inc 1992-1997, 21-6.
124. Rinke S, Hüls A, Jahn L. Marginal accuracy and fracture strength of conventional and copy-milled all-ceramic crowns. *Int J Prosthodont* 1995, 8:303-310.
125. Rivera MP. The incidence of iatrogenic fracture of braced roots, Master Tezi, Montreal Mc Gill Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi, Montreal, 1979.
126. Rosen H. Operative Procedures on mutilated endodontically treated teeth. *J Prosthet Dent* 1961, 11:972-86.
127. Rosenstiel SF. Contemporary fixed prosthodontics. 1. ed. St. Louis, Mosby 1988, 198-218.
128. Rosenstiel S, Land M, Crispin BJ. Dental luting agents: A review of the current literature. *J Prosthet Dent* 1998, 80(3):280-97.
129. Rueggeberg FA, Margeson DH. The effect of oxygen inhibition on an unfilled/filled composite system. *J Dent Res* 1990, 69:1652-8.
130. Ruemping DR, Lund MR, Schnell R J. Retention of dowels subjected to tensile and torsional forces. *J Prosthet Dent* 1979, 41:159-162.
131. Schwartz RS, Summitt JB, Robbins JW. *Fundamentals of Operative Dentistry*. Quintessence Publishing Co, Inc, 1996, 148-53.
132. Schweigener M, Frank M, Cramer S, Holand W, Rheinberger V. Microstructure and properties of pressed glass-ceramic core to a zirconia post. *Quintessence Technol* 1998, 4: 73-8.
133. Sevik Ç, Gür H, Akkayan B. Fabrication of one-piece all-ceramic coronal post and laminate veneer restoration: A clinical report. *J Prosthet Dent* 2002, 88:565-8.

134. Sevük Ç, Gür H, Topalan I, Güven Ş. Estetik inley-Onley çalışmalarında farklı bir yöntem: Celay sistemi. *Dişhekimliğinde Klinik* 1997, 41: 159-162.
135. Sevük Ç. Tek parça tam seramik milli kuronlar. Poster Presentation. European Prosthodontic Association 19th Annual Conference, Cardiff. UK, 1995.
136. Sheets C. Dowels and core foundations. *J Prosthet Dent* 1979, 23(1):58-67.
137. Shillingburg HT, Hobo S, Whitsett LD, Jacobi R, Brackett SE. *Fundamentals of Fixed Prosthodontics*. 3. edition. Quintessence Publishing Co. Inc. 1997, 181-186.
138. Shillingburg HT, Kessler JC. *Restoration of endodontically treated tooth*. Chicago: Quintessence 1982, 59-63 .
139. Siervo S, Bandettini B, Siervo P, Falleni A, Siervo R. The Celay system: A comparison of the fit of direct and indirect fabrication techniques. *Int J Prosthodont* 1994, 7:434-439.
140. Silverstein WH. The reinforcement of weakened pulpless teeth. *J Prosthet Dent* 1964, 14:372-381.
141. Simon MHP, Paffrath J. Neue Perspektiven zur vollkeramischen stabilisierung und zum Aufbau devitaler Zähne. *Quintessenz* 1995, 46:1085-1101.
142. Sivers JE, Johnson W. Restoration consideration in restoring endodontically treated teeth. *Dental Clinics of North America* 1992, 36:631-50.
143. Sokol DJ. Effective use of current core and post concepts. *J Prosthet Dent* 1984, 52(2):231-234.
144. Sorensen JA: Current perspectives in the restoration of endodontically treated teeth. *Alpha Omega* 1998, 81:65-72.
145. Sorensen JA, Engelman MJ. Ferrule design and fracture resistance of endodontically treated teeth. *J Prosthet Dent* 1990, 63:529-536.
146. Sorensen JA, Martinoff JT. Intracoronar reinforcement and coronal coverage. A study of endodontically treated teeth. *J Prosthet Dent* 1984, 51:780-4.
147. Sorensen JA, Engelman M, Engelman J. Effect of post adaptation on fracture of endodontically treated teeth. *J Prosthet Dent* 1990, 64(4):919-24.
148. Sorensen JA, Martinoff JT. Clinically significant factors in dowel design. *J Prosthet Dent* 1984, 52:28-34.
149. Sorensen JA. Preservation of tooth structure. *CDA Journal* 1988, 15-22.

150. Spiros O, Koutayas D, Kern M. All-ceramic posts and cores: The state of the art. *Quintessence Int* 1999, 30:383-392.
151. Standlee JP, Caputo AA, Hanson EC. Retention of endodontic dowels: Effects of cement, dowel length, diameter and design. *J Prosthet Dent* 1978, 39:401-405.
152. Standlee JP, Caputo A. Biomechanics. *CDA Journal* Nov: 1988, 49-58.
153. Standlee JP, Caputo AA. Retention of endodontic dowels: Effects of cement, dowel length, diameter and design. *J Prosthet Dent* 1978, 39:401-403.
154. Standlee JP, Caputo AA. The retentive and stress distributing properties of split threaded endodontic dowels. *J Prosthet Dent* 1992, 68:436-442.
155. Strub JR, Pontius O, Koutayas S. Survival rate and fracture strength of incisors restored with different post and core systems after exposure in the artificial mouth. *J Oral Rehabil* 2001, 28:2:1204.
156. Stockton LW. Factors affecting retention of post systems: A literature review. *J Prosthet Dent* 1999, 81:380-5.
157. Swift EJ, Perdiago J, Heymann HO. Bonding to enamel and dentin: a brief history and state of the art. *Quintessence Int* 1995, 26:95-110.
158. Tilk MA, Lommel TJ, Gerstein H. A study of mandibular and maxillary root widths to determine dowel size. *J Endodont* 1979, 5:79-82.
159. Tjan AH, Miller GD. Comparison of retentive properties of dowel forms after application of intermittent torsional forces. *J Prosthet Dent* 1984, 52:238-242.
160. Topalan I. Klinik kuronu tamamen harap olmuş dişlerde tek parça tam seramik milli kuronlar üzerine araştırmalar. (Doktora Tezi). İstanbul: İstanbul Üniversitesi, 1997.
161. Torbjoner A, Karlsson S, Syverud M, Pettersen AH. Carbon fiber reinforced root canal posts: mechanical and cytotoxic properties. *Eur J Oral Sci* 1996, 104:605.
162. Touati B, Miara P, Nathanson D. *Esthetic Dentistry and ceramic restorations*. London: Dunitz, 1999, 211.
163. Trabert KC, Caputo AA, Abou-Rass M. Tooth Fracture-A Comparison of Endodontic and Restorative Treatments. *J Endodont* 1975, 4:341-5.
164. Trabert KC, Cooney JP. The endodontically treated tooth. Restorative concept and techniques. *Dent Clin North Am* Oct 1984, 28:923-942.

165. Tronstad L. Clinical Endodontics. New York. Thieme Medical Publishers. 1991, 220-224.
166. Trope M, Ray HL. Resistance to fracture of endodontically treated roots. Oral Surg Oral Med Oral Pathol 1992, 73:99-102.
167. Usumez A, Cobankara FK, Ozturk N, Eskitascioglu G, Belli S. Microleakage of endodontically treated teeth with different dowel systems. J Prosthet Dent 1992, 92:163-9.
168. Wacker D, Tjan A. Effect of variation in powder- to-liquid ratio of zinc phosphate cement on retention of post. J Prosthet Dent 1988, 60(1):49-52.
169. Wagner WC, Chu TM. Biaxial flexural strength and indentation fracture toughness of three new dental core ceramic. J Prosthet Dent 1996, 76:140-4.
170. Walton RE, Torabinejad M. Principles and practice of endodontics. Philadelphia, WB Saunders Company 1989, 249-262.
171. White SN, Yu Z. Physical properties of fixed prosthodontic, resin composite luting agents. Int J Prosthodont 1993, 6:384-389.
172. Wilson P, Goodking RJ, DeLong R, Sakguchi R. Deformation of crowns during cementation. J Prosthet Dent 1990, 64(5): 601-9.
173. Young HM, Shen C, Maryniuk GA. retention of cast posts relative to cement selection. Quint Int 1985, 5: 357-59.
174. Zalkind M, Hochman N. Esthetic considerations in restoring endodontically treated teeth with post and cores. J Prosthet Dent 1998, 79:702-705.

8. EKLER

Ek- 1: ARAŞTIRMADA ANKET UYGULANAN HASTALARIN PROTOKOL NUMARALARI

1.	199704080083	44.	199209080151
2.	200309030061	45.	199704080083
3.	199906020038	46.	200401210085
4.	200403100014	47.	200404050038
5.	200403100014	48.	199111180083
6.	199604180125	49.	199406140144
7.	199904200059	50.	200403310008
8.	199112190061	51.	199512200045
9.	200401210036	52.	199911080095
10.	199811050099	53.	200403090103
11.	199310050020	54.	199902110011
12.	200306260133	55.	199311220139
13.	200304010092	56.	200406110041
14.	200303180118	57.	200207090107
15.	200306050072	58.	199202120130
16.	200109200042	59.	200406020057
17.	200404060035	60.	199311040100
18.	199109120027	61.	199704140007
19.	199505010033	62.	199709170013
20.	200207170080	63.	199706090014
21.	200202190128	64.	199804270057
22.	200403020018	65.	200402250057
23.	200205080118	66.	200402190044
24.	200304250010	67.	200406250017
25.	200403160103	68.	199511130128
26.	200312180080	69.	199406140034
27.	200405110097	70.	200307220024
28.	200305130036	71.	200403170037
29.	200403030049	72.	200306090017
30.	199506280005	73.	199805080082
31.	200208220038	74.	200006050053
32.	199403180035	75.	199910010041
33.	199108120005	76.	199110140108
34.	199605020075	77.	200209170046
35.	199910150064	78.	200404290039
36.	199802240015	79.	200305080075
37.	199501050155	80.	199508100067
38.	200208210037	81.	200305270111
39.	199407060109	82.	200306090045
40.	200110110027	83.	200408110009
41.	200307090024	84.	199110040018
42.	200110030061	85.	200407070021
43.	200403080094	86.	200403150065
		87.	200206250078

88.	200207250013	136.	200305020018
89.	199606070046	137.	199511090129
90.	199601170042	138.	200411300107
91.	200404090048	139.	199903150065
92.	200312300036	140.	200208140073
93.	200403310093	141.	200004040100
94.	199709170041	142.	200411290051
95.	200402060117	143.	200412030146
96.	199605270049	144.	200110170028
97.	200308050073	145.	199406240050
98.	200204090029	146.	200403160019
99.	200405270076	147.	200311050015
100.	200009280040	148.	199307070047
101.	200203150012	149.	200006050018
102.	200402110097	150.	200312020009
103.	200409030114	151.	199502270079
104.	199807210071	152.	199204070044
105.	199405050171	153.	200202120025
106.	199904270008	154.	200301060016
107.	200409240033	155.	200501030030
108.	200304150072	156.	200311180020
109.	200410120078	157.	200401150088
110.	200410010009	158.	199903180010
111.	200311180039	159.	200103020061
112.	200410190030	160.	199902020137
113.	200410180038	161.	200410260071
114.	200308060045	162.	199611190101
115.	199209100143	163.	199810130107
116.	199110300061	164.	199309080138
117.	199609050088	165.	200501130050
118.	200010310063	166.	199208250080
119.	200307150118	167.	200312090141
120.	199405020041	168.	200412230126
121.	200211110022	169.	199911190041
122.	199211040054	170.	200306120075
123.	199407070002	171.	199106280018
124.	199805070053	172.	200307230078
125.	200401200061	173.	200006140041
126.	199811260086	174.	200110240030
127.	200406110119	175.	199703270105
128.	200402090057	176.	199504250005
129.	199702130001	177.	200401070075
130.	200307250053	178.	199201290083
131.	199903010099	179.	199507190039
132.	199504100049	180.	200209180010
133.	200209250127		
134.	200411220048		
135.	200401200061		

**Ek- 2: İLERİ DERECEDE MADDE KAYBINA UĞRAMIŞ KANAL TEDAVİLİ
DİŞLERE UYGULANAN MİL VE ÇEKİRDEK SİSTEMLERİNİN
KLİNİK DEĞERLENDİRİLMESİ İÇİN
KARŞILAŞTIRMALI HASTA ANKETİ**

Hastanın adı, soyadı:

Protokol no:

Hastanın cinsiyeti: kadın erkek

Post yapılacak dişin numarası/numaraları:

7 6 5 4 3 2 1 I 1 2 3 4 5 6 7

7 6 5 4 3 2 1 I 1 2 3 4 5 6 7

1- Hastanın yaşı:

- a) 15-25
- b) 25-35
- c) 35-45
- d) 45-55
- e) 55-65
- f) 65 ve üstü

2-Mevcut kuron miktarı:

- e) dişeti seviyesinin üstünde
- f) dişeti seviyesinde
- g) dişeti seviyesinin altında, kuron boyu uzatma işlemi uygulanmamış
- h) dişeti seviyesinin altında, kuron boyu uzatma işlemi uygulanmış

3-Kuron kök oranı:

- b) 1/1
- b) 1/2
- c) 1/3
- d) 2/3

4-Mil tekrarı var mı?

- d) evet, 1 kez
- e) evet, 2 kez
- f) evet, 3 kez
- d) hayır

5-Mil ve çekirdek yapılacak dişin tedavi bitiminde planlanan kullanım amacı;

- a) köprü altına dayanak olarak
- b) iskelet bölümlü protezde dayanak olarak
- c) ön bölgede kuron restorasyonu olarak
- d) arka bölgede kuron restorasyonu olarak

6-Mil ve çekirdek üzerine yapılacak kuronun cinsi;

- a) tam metal kuron
- b) metal-akrilik kuron
- c) metal-seramik kuron
- d) tam seramik kuron
 - 1) lösite güçlendirilmiş
 - 2) lityumdisilikatla güçlendirilmiş
 - 3) feldspatik seramik
 - 4) Al_2O_3 ile güçlendirilmiş
 - 5) $MgAl_2O_4$ (spinel) ile güçlendirilmiş
 - 6) Zr_2O_3 ile güçlendirilmiş

7-Ferrule etkisinden yararlanmak için uygun diş hazırlığı yapılmış mı?

- c) evet
- d) hayır

8-Ferrule etkisi için mevcut dentin miktarı

- a) 1 mm'den az
- b) 1mm
- c) 2mm
- d) 3 mm
- e) 4 mm'den fazla

9- Yapılacak mil ve çekirdek için planlama;

- a) tek parça, metal alaşımından mil ve çekirdek
- b) metal alaşımından mil ve seçilen çekirdek malzemesinin kullanımı
- c) tek parça, zirkonyum mil zirkonyum çekirdek ile birlikte
- d) çift parça, zirkonyum mil zirkonyum çekirdek simante edilmiş olarak
- e) zirkonyum mil ve seçilen başka çekirdek malzemesinin kullanımı
- f) prefabrik fiberle güçlendirilmiş mil ve seçilen çekirdek malzemesinin kullanımı

10-Kullanılan milin cinsi;

- a) döküm metal alaşımı mil
- b) prefabrik metal alaşımı mil
- c) freze ile kişisel hazırlanmış zirkonyum mil
- d) prefabrik zirkonyum mil
- e) karbon fiberle güçlendirilmiş kompozit reçine mil
- f) cam fiberle güçlendirilmiş epoksi reçine mil
- g) kuartz fiberle fiberle güçlendirilmiş epoksi reçine mil
- h) kişisel hazırlanan polietilen fiberle güçlendirilmiş epoksi reçine mil

11-Kullanılması planlanan milin yüzey yapısı;

- a) düz yüzeyli
- b) yivli
- c) açılı
- d) basamaklı

12- Kullanılan çekirdek malzemesinin cinsi:

- a) cam iyonomer
- b) amalgam
- c) kompozit
- d) kompomer
- e) zirkonyum çekirdek
 - 1) zirkonyum mil ile tek parça
 - 2) çift parça olarak zirkonyum mile simante

13-Kullanılan simanın cinsi:

- a) polikarboksilat siman
- b) cam iyonomer siman
- c) reçine ile modifiye edilmiş cam iyonomer simanı
- d) kimyasal sertleşen kompozit reçine siman
- e) ışınla sertleşen kompozit reçine siman
- f) dual sertleşen kompozit reçine siman

14-Reçine simanı kullanılması planlanıyorsa, kullanılması planlanan adeziv sistem;

- a) 3 aşamalı adeziv sistem (Asit, primer, bonding)
- b) etching+primer/adeziv
- c) self-etching primer+ adeziv
- d) tek aşamalı adeziv sistem

15-Kullanılması planlanan milin simantasyonundan önce mil yüzeyine herhangi bir yüzey hazırlığı planlanıyor mu?

- f) kumlama
- g) asitleme
- h) silan uygulaması
- i) bonding uygulaması
- j) tribokimyasal silan kaplama

9. ÖZGEÇMİŞ

1981 yılında İstanbul'da doğdum.1998 yılında Edirne Fen Lisesi'nden mezun oldum. Aynı sene girdiğim İstanbul Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi'ndeki eğitimimi 2003 yılında tamamladım. Aynı yıl İstanbul Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı'nda master programına başladım.