

GİRİŞ

Kök kanallarının temizlenmesi ve şekillendirilmesi, endodontik tedavinin başarısında önemli bir basamak olarak değerlendirilmektedir. Temel hedef, kök kanallarındaki enfekte ve nekrotik doku artıklarının uzaklaştırılması ve kanal dolgusu yerleştirilmesinde üç boyutlu tam bir tıkamaya olanak sağlayacak uygun bir kök kanal şeklinin elde edilmesidir. Bu amaçla farklı preparasyon teknikleri ve çeşitli kök kanal aletleri ile yapılan çalışmalar literatürde yer almaktadır (1-3).

Kök kanallarının preparasyonu sırasında kök kanal duvarlarında dentin talaşları, vital ya da nekrotik artıklar, pulpa dokusu kalıntıları, odontoblastik uzantılar ve bazen de bakterilerden oluşan bir materyal katmanının mutlaka meydana geldiği rapor edilmiştir (4). Kesilen dokunun tipine bağlı olarak mine ve dentin üzerinde biriken bu tabaka 'smear tabakası' olarak bilinmektedir (5).

Smear tabakasının inorganik içeriğine ek olarak bakteriler ve yan ürünleri gibi organik materyal barındırma olasılığı nedeniyle kök kanallarının daimi kanal dolgusundan önce uzaklaştırılması gerekmektedir (1, 6-8).

Öte yandan, geleneksel mekanik temizliğe yardımcı olmak amacıyla kullanılan çok sayıdaki irrigasyon solusyonunun gerçekte, kök kanal sisteminden smear tabakasını tam olarak uzaklaştıramadığını gösteren çalışmalar da literatürde yer almaktadır (9, 10). Smear tabakasının organik ve inorganik yapıyı birarada bulundurması sebebiyle, tek bir solusyonun bu tabakayı tamamen uzaklaştırmada yetersiz kaldığı gösterilmiştir (11).

Bazı çalışmalarda sodyum hipoklorit (NaOCl) ve etilendiamintetraasetikasit (EDTA) solusyonlarının kombine kullanımının smear tabakasını uzaklaştırma etkinliği değerlendirilmiştir (12-14).

Mevcut kanal preparasyon teknikleri ve bilinen irrigantların kullanımı smear tabakasını uzaklaştırmada yetersiz kaldığından, araştırmacılar yeni sistemlerin etkinliği yönünde çalışmalarına devam etmektedirler (15-17). Bu anlamda lazer sistemlerinin endodontik uygulamalardaki etkinliği, araştırmacıların ilgisini çekmektedir.

Maiman tarafından 1960'ta geliştirilen ruby lazerden bu yana lazer sistemlerinin endodontik tedavilerdeki potansiyel uygulamaları araştırılmaktadır. Literatürde Erbiyum, kromyum, ytrium, skandiyum, galyum, garnet hidrokinetik lazer sistemlerinin etkinliğini değerlendiren çalışmalar mevcuttur (18-22). Bazı araştırmacılar, Er: Ytriyum Aluminum Garnet (Er:YAG) lazerin kök kanal duvarlarından smear tabakasını uzaklaştırma etkinliği yönünden Argon ve Neodmiyum Ytriyum Aluminum Garnet (Nd:YAG) lazerden daha etkili olduğunu bildirmişlerdir (23-25). 532 nm dalga boyundaki potasyum titanil fosfat (KTP) lazer uygulamasının, kök kanallarından smear tabakası ve debrisini uzaklaştırdığı bildirilmiştir (26, 27).

Erbiyum, Kromyum: Ytriyum Skandiyum Galyum Garnet (Er:Cr:YSGG) lazerin, yumuşak dokular yanında, mine, dentin ve kemik gibi sert dokularda kullanılabileceğini bildiren çalışmalar mevcuttur. (18, 19, 21).

Bu çalışmanın amacı, Er:Cr:YSGG lazerin smear tabakasını uzaklaştırma etkinliğinin farklı irrigasyon teknikleri ile karşılaştırmalı olarak morfolojik (SEM) ve moleküler (SEM-EDX) düzeyde incelenmesidir.

GENEL BİLGİLER

Kök kanal tedavisinin amacı, kök kanal sisteminin temizlenmesi ve şekillendirmesini takiben kök kanalını hermetik bir biçimde tıkamaktır (28).

Kök kanallarının mekanik ve kimyasal preparasyonu ile amaçlanan hedefler;

- Pulpa dokusu, doku ürünleri, bakteri ve bakteri ürünlerinin tamamını tüm kök kanal sisteminden uzaklaştırmak,
- Temizleme ve şekillendirme işlemini kök kanal sisteminin sınırları içerisinde gerçekleştirmek,
- Doku ürünleri, bakteri, bakteri ürünleri ve irrigantların, periradiküler yapılara taşmasını önlemek,
- Kök kanalını şekillendirirken, kök kanal sisteminin mevcut formunu korumak,
- Apikal foramenin şeklini ve konumunu korumak şeklinde sıralanabilir (28-30).

2.1 SMEAR TABAKASI:

Kök kanallarının temizlenmesi ve şekillendirilmesi sırasında kullanılan aletler, kanallardan tamamen uzaklaştırılması mümkün olmayan organik ve mineral debris oluşumuna yol açmaktadırlar. Bu tabaka smear tabakası olarak bilinmektedir (4). Smear tabakasının kalsifiye doku partikülleri, nekrotik veya canlı pulpa dokusu, odontoblastik uzantılar, bakteri ve kan hücrelerinden gelen organik materyal gibi çeşitli organik ve inorganik yapılardan oluştuğu bilinmektedir (10, 31-34). Cameron'a (35) göre preparasyonun başlangıç safhalarında, kök kanalındaki nekrotik veya vital pulpa dokusu nedeniyle smear tabakası yüksek oranda organik içeriklidir. Smear tabakasının sadece mekanik ve kimyasal preparasyon sırasında

aletlerin temas ettiği kök kanal yüzeylerinde olduğu rapor edilmiştir (5, 31, 36-38).

Şen ve diğ. (4) nin belirttiğine göre, kesilmiş mine yüzeyindeki smear tabakası ilk kez 1963 yılında Boyde ve diğ. tarafından tanımlanmıştır. 1975 yılında McComb ve Smith (1), prepare edilmiş kök kanal duvarlarında smear tabakasının varlığını rapor etmişlerdir. Scanning elektron mikroskobu (SEM) altında smear tabakasının irregüler, şekilsiz ve granüler bir görüntüye sahip olduğu bildirilmiştir (1, 4, 5, 37, 39-41). Pashley (38), mekanik preparasyon sırasında dentin yüzeyel komponentlerinin koparak dentinin derinlerine yerleşmesinin bu görüntüye neden olabileceğini belirtmiş ve smear tabakasını testere ile kesilen bir ahşaptan çıkan ıslak talaşa benzetmiştir.

Mader ve diğ. ve Cameron (37, 42) smear tabakasını, altındaki dentin dokusuna gevşek şekilde tutunan, intertübüler alanları ve dentin tübül ağzlarını tıkayan 'yüzeyel smear tabakası' ile dentin tübülleri içinde ilerleyip biriken 'tübüler smear tabakası' olmak üzere iki kısım olarak tanımlamışlardır. Klinik olarak oluşturulan yüzeyel smear tabakasının 1-5 mikrometre (μm) derinliğinde olduğu, dentin tübülleri içine ilerlemiş olan tübüler smear tabakasının ise 40 μm kadar derinlere ulaşabildiği hesaplanmıştır (37, 43). Smear tabakasının bu şekilde dentin tübüllerinin içine penetre olmasının frez ve endodontik aletlerin etkisiyle gerçekleştiği bildirilmiştir (37, 43). Cengiz ve diğ. (44). ise bu penetrasyon fenomenine, dentin tübülleri ve smear tabakası arasında oluşan kapiller kuvvetlerin neden olduğunu bildirmişlerdir. Aktener ve diğ. (45), endodontik preparasyon sırasında irrigasyon solusyonu olarak yüzey aktif bir ajan kullandıkları çalışmalarında, smear tabakasının dentin tübüllerine penetrasyonunun 110 μm ye ulaştığını izlemişlerdir.

Smear tabakasının miktarı ve kalınlığı diştan dişe farklılık göstermekle birlikte dentinin ıslak veya kuru kesilmesi, kavite veya kök kanalının şekli ve büyüklüğü, kullanılan aletin tipi, irrigasyon solusyonunun tipi ve miktarı gibi birçok faktör bu farklılıklara yol açmaktadır (38). Kanalların irrigasyon yapılmadan eğelenmesi, bol miktarda irrigasyon solusyonu kullanılan şartlara

göre daha kalın bir smear tabakası oluşumuna yol açarken, kalın elmas eğeler karbid eğelerden daha fazla smear tabakası meydana getirmektedirler (5). Ayrıca Gates-Glidden veya post drilleri gibi tura takılarak kullanılan aletlerin kök kanallarında kullanılması sonucu oluşan smear tabakası miktarının el ile yapılan mekanik preparasyona oranla daha fazla olduğu da rapor edilmiştir (37, 38).

Pashley ve diğ. (46), kesilen veya aşındırma yapılan dentin yüzeylerinde oluşan smear tabakasının doğal bir kavite taban maddesi gibi dentin tübüllerinde tıkama yaptığını, ve bu durumun dentin geçirgenliğinde büyük oranda azalma meydana getirdiğini rapor etmişlerdir. Öte yandan Nissan (48) kanal içi mikroorganizma florasının smear tabakasına penetre olabileceğini ve bu tabakanın mikroorganizmalara karşı etkili bir bariyer olmadığını rapor etmiştir. Araştırmacılar, smear tabakasının inorganik içeriğine ek olarak bakteriler ve yan ürünleri gibi organik materyal barındırma ihtimalinden dolayı smear tabakasının kaldırılmasını savunmaktadırlar (1, 6-8). Bakteri ve ürünlerini içeren smear tabakası bir irritan rezervi olarak tanımlanmış (38), smear tabakanın ortamdaki uzaklaştırılmasına bağlı olarak kanal içi dezenfeksiyonunun kolaylaşacağı bildirilmiştir (7).

Smear tabakasının uzaklaştırılması ile irrigasyon solusyonunun dentin tübülleri içinde daha derine penetre olarak dentindeki bakteri ve endotoksinleri uzaklaştırmasının kolaylaşacağı bildirilmiştir (1, 48, 49). Bunun yanı sıra smear tabakası uzaklaşmış dentin yüzeyi ile kanal dolgusu arasında adaptasyonun daha iyi olduğunu bildiren çalışmalar da mevcuttur (50, 51).

Smear tabakanın uzaklaştırılması düşüncesi ile çeşitli uygulamalara başvurulmuştur. Bu amaçla, mekanik, kimyasal veya ultrasonik teknikler ve lazer uygulamalarından yararlanılmıştır (15-17, 52).

Kanal genişletilmesi sırasında kanalların irrigasyonu için kullanılan kimyasal solusyonun ideal özellikleri şu şekilde tanımlanmıştır (53, 54):

- Doku ve artık çözücü olmalı
- Düşük yüzey gerilimine sahip olmalı
- Toksik olmamalı, periradiküler dokuları irrite etmemeli
- Sterilizasyon veya en azından dezenfeksiyon sağlamalı
- Kök kanalında etki süresi uzun olmalı, kan ve doku artıkları varlığında da etkin olmalı.
- Kayganlaştırıcı özelliği olmalı.
- Uygulama kolaylığı göstermeli,
- Kolay saklanmalı,
- Uzun raf ömrü olmalı.

Solusyonun kimyasal yapısı, miktarı ve ısısı, kullanımda dentinle temas süresi, kullanılan iğnenin kanala penetrasyon derinliği, iğnenin tipi ve boyutları, solusyonun taze ya da eski olması ve solusyonun yüzey gerilimi gibi faktörlerin de irrigasyon solusyonunun etkinliğini belirlemede önemli bir rol oynadığı belirtilmiştir (53, 55).

2.1.1 Smear tabakasını uzaklaştırmak amacıyla kullanılan solusyonlar:

Smear tabakasını uzaklaştırmak amacıyla şelasyon ajanları, organik asitler ve bunların kombinasyonları NaOCl ile beraber kullanılmaktadır (56).

Irrigasyon solusyonları arasında en yaygın kullanılanı, bakterisidal oluşu ve organik dokuları çözücü etkisinden dolayı, NaOCl'dir (53, 57). NaOCl'in açık yara iyileşmesinde kullanımı 1. Dünya savaşında Dr. Dakin tarafından önerilmiştir (58). Organik yapılara karşı yüksek çözücü etkisi, antiseptik olması, düşük yüzey gerilimi nedeniyle dentin kanallarına kolayca diffüze olması ve kolay bulunup ucuz olması bu solusyonun başlıca tercih nedenidir.

Sodyum hipokloritin endodontik amaçlı kullanımı konusunda çeşitli öneriler mevcuttur. %0,5-%1 gibi düşük konsantrasyondaki NaOCl

solusyonlarının kanallarda bol miktarda kullanımının antibakteriyel olarak etkin olduğu bildirilmiştir. (59, 60, 61). Yapılan çalışmalarla %3 ile %5 konsantrasyon aralığında kullanımının bakteri ile direkt temas sonucunda bakteri eliminasyonunu sağladığı, bunun yanısıra pulpa dokusunu çözerek kanaldan uzaklaştırdığı bildirilmiştir (62, 56). Hand ve diğ. (63), nekrotik dokuyu çözmek için %5 gibi yüksek konsantrasyonların daha etkili olduğunu bildirmişlerdir. Öte yandan, NaOCl in organik doku çözücü özelliğinin solusyonun ısısındaki yükselmeyle beraber artış gösterdiği bildirilmiştir (64). NaOCl in 60 dereceye kadar ısıtılarak ön genişletme (*preflaring*) yapılmış kanallarda kullanılması ile doku çözücü etkisinin arttığı gösterilmiştir (65-68). Farklı konsantrasyonlardaki NaOCL solusyonlarının uygulama sürelerinin belirlenmesi amacıyla yürütülen bir çalışmada Trepagnier (57), % 5,25 lik ve % 2,6 lik solusyonların kanala 5 dakika boyunca uygulandığında etkileri arasında anlamlı fark olmadığını bildirmiştir. Öte yandan, NaOCl'in doku çözme ve sterilizasyon sağlama özelliklerinin klinik ortamda, in vitro çalışmalarda ileri sürüldüğü kadar etkin olmadığı rapor edilmiştir (10, 69, 70). Walton ve Rivera, (54) in vitro ve in vivo çalışmalar arasındaki bu farklılığı, irrigantların yüzey temasının sınırlı olmasına ve tamponlanarak nötralize olmasına bağlamışlardır.

Sodyum hipokloritin neredeyse tüm mikroorganizmalara karşı kuvvetli antimikrobiyal etkiye sahip olduğu bilinmektedir. Ancak, kanal içerisinde irrigantların dokuya tam temas edememesi, ortamda doku sıvıları ve organik artıkların bulunması nedeniyle doku çözücü ve antibakteriyel özelliklerinin olumsuz etkilendiği rapor edilmiştir (63, 71, 72).

Bazı çalışmalarda da NaOCl'in prepare edilmiş kök yüzeylerinden smear tabakasını uzaklaştırma etkinliği yetersiz bulunmuştur. Birçok araştırmacı, işlem sırasında veya sonrasında tek başına NaOCl kullanımının kök kanallarından smear tabakasını tamamen uzaklaştıramadığını göstermişlerdir (1-3, 31, 73-76).

Smear tabakanın hem organik hem de inorganik yapısına etkili tek bir solusyonun mevcut olmaması nedeniyle, literatürde NaOCl'in farklı solüsyonlarla kombine kullanımının araştırıldığı pekçok çalışma yer almaktadır. NaOCl ile hidrojen peroksitin kombine kullanıldığı çalışmalarda, smear tabakasını uzaklaştırma etkinliğinin artmadığı vurgulanmaktadır (1, 77, 78).

Son yıllarda kök kanal irrigasyonunda, klorheksidin solusyonları da kullanılmaktadır (79). Klorheksidinin geniş antimikrobiyal spektruma ve rezidüel antimikrobiyal aktiviteye sahip olması, biyolojik olarak uyumlu olması, toksisitesinin düşük olması, apeksi açık dişlerde kullanılabilmesi nedeniyle kök kanal irrigantı olarak tercih edilmektedir. NaOCl ve $\text{Ca}(\text{OH})_2$ uygulamalarının *E. Faecalis* gibi mikroorganizmalara karşı yetersizliği nedeniyle araştırmacılar tarafından klorheksidine karşı ilgi artmıştır. Irrigasyon solusyonu olarak kullanılabilmesi amacıyla konsantrasyonu artırılmış ve % 2 lik solusyon ve jel formu üretilmiştir (80).

Klorheksidinin antimikrobiyal mekanizması katyonik bisbikuanid molekül yapısı ile ilişkilidir. Katyonik molekül negatif yüklü iç hücre membranı tarafından absorbe olarak hücre içi komponentlerinin sızmasına neden olmaktadır. Klorheksidin, düşük konsantrasyonlarda bakteristatiktir. Yüksek konsantrasyonlarda sitoplazmanın koagülasyon ve çökmesine yol açarak bakterisid özellik göstermektedir. (81). Bunun yanısıra klorheksidin irrigant olarak kullanıldığında 72 saatten 168 saate kadar devam eden antimikrobiyal etkiye sahip olduğunu bildiren çalışmalar mevcuttur. (82, 83). Yapılan bir çalışmada % 0,2 klorheksidin irrigasyon solusyonu ve klorheksidin içeren guta perka konların *E. Faecalis*'e karşı etkili olduğu bildirilmiştir (81).

Antibakteriyel etkinliği belirlenen klorheksidinin nekrotik doku çözücü etkisinin olmaması, klorheksidinin en önemli eksikliğidir. Türkün ve diğ. (84), farklı irrigasyon solusyonlarının doku çözücü etkilerini karşılaştırdıkları çalışmalarında NaOCl'in en üst düzeyde olan doku çözücü aktivitesine karşın, gerek klorheksidinin gerekse Cetreksidin (% 0.2 klorheksidin glukonat

ve % 0.2 setrimit içermektedir)'in böyle bir etkinlik sergilemediklerini bildirmişlerdir.

Yamashita ve diğ. (85) tek başına klorheksidin veya salin kullanımının kök kanalından smear tabakasını uzaklaştırmada, en başarısız sonucu verdiğini bildirmişlerdir. Aynı çalışmada tek başına hipoklorit kullanımının da smear tabakasını tamamen uzaklaştırmadığı, en temiz örneklerin NaOCl ve EDTA solusyonlarının kombine kullanıldığı gruplarda görüldüğü bildirilmiştir. Tüm gruplarda, örneklerin koronal ve orta üçlülerinin apikal üçlünden daha temiz olduğu vurgulanmıştır.

Klorheksidin içeren ağız gargaralarının dişlerde renklenmeye yol açtığı bildirildiği için, klorheksidinin anterior dişlerde irrigasyon olarak kullanımının iyi değerlendirilmesi gerektiği bildirilmiştir (86).

Klinik endodontide en etkin organik doku çözücü NaOCl iken, dentini demineralize etmek ve smear tabakasının inorganik içeriğini uzaklaştırmak amacıyla şelasyon ajanlarından da yaygın olarak yararlanılmaktadır. Şelasyon ajanları kalsifiye dokularda etkilerini, dentinle birleşen sodyum iyonu sağlayarak göstermektedirler. Böylece kalsiyum ile bağ kurabilen ve çözünebilir tuzlar oluşabilmektedir. (87). 1957 yılında Nygaard-Ostby (88), kalsifiye ve dar kanalların preparasyonu için disodyum etilendiamin tetraasetat'ın kullanılabileceğini bildirmiştir. Bunu takiben, EDTA'nın güvenli bir şekilde kanal tedavisinde kullanıma uygunluğu araştırılmıştır (89, 90). EDTA başlangıçta kök kanal dentinini yumuşatarak dar ve kalsifiye kanalların preparasyonunu kolaylaştırmak amacıyla piyasaya çıkmış olsa da, bir diğer amacı smear tabakası ve artıkların inorganik kısmının uzaklaştırılmasıdır (53, 91). EDTA'nın dentindeki kalsiyum iyonları ile reaksiyona girerek çözünebilir kalsiyum şelatları oluşturduğu bilinmektedir. Von der Fehr ve Nygaard-Ostby (65), EDTA'nın dentinde 5 dakikada 20-30 µm dekalsifikasyon yaptığını rapor ederken, Fraser (66), kök kanallarının apikal bölgelerinde şelasyon etkisinin yok sayılabilecek kadar az olduğunu belirtmiştir. Şelasyon ajanlarının etkinliği, genelde birçok faktöre bağlıdır. Kök

kanalının uzunluğu, materyalin penetrasyon derinliği, dentin sertliği, uygulama süresi, pH ve konsantrasyon bu faktörlerden bazılarıdır (4, 92, 93).

EDTA solusyonlarının pH değeri, solusyonun kök kanallarında etkinliğini belirleyen ana faktörlerden biridir (94). pH, kalsiyum iyonları ile şelasyon yapma etkinliğini birkaç yolla etkilemektedir. Yüksek pH daki EDTA'nın şelasyon etkinliğinin, solusyon içinde iyonize/non-iyonize molekül oranının yüksek oluşu nedeniyle artmış olduğu rapor edilmiştir. Yüksek pH, fazlaca bulunan hidroksil grupları hidroksiapatitin ayrışmasını yavaşlatarak mevcut kalsiyum iyon sayısının artmasına engel olmaktadır. Daha düşük veya nötr pH da 'hidroksiapatit'in çözünmesinin kolaylaşması sonucu, şelasyonun kolaylaşacağı rapor edilmiştir (94). Serper ve Çalt (95), EDTA'nın nötr pH daki solusyonunun pH sı 9 olan solusyondan daha etkili olduğunu bildirmişlerdir. Bu bulgular Cury ve diğ. (92)'nin çalışmasının sonuçlarını desteklemektedir.

EDTA'nın endodontik preparasyonlarda kullanımının ardından solusyonun yapısına bir deterjan eklenerek temizleme ve bakterisidal etkinin artırılması amaçlanmıştır. Elde edilen EDTA solusyonu EDTAC (EDTA-C, Frenstillers of Wyegaard and Co., Norveç) adıyla bilinmektedir (96). EDTAC, EDTA ya 0.84 gr kuaterner amonyum bileşeni (Cetavlon) karıştırılması ile elde edilmiştir. Bu katkı, dentin duvarlarının daha iyi ıslanarak solusyonun düzensiz bölgelerde daha derine penetrasyonunu sağlamak amacıyla eklenmiştir. Böylece şelatörün dentine penetrasyonunun kolaylaşacağı ileri sürülmüştür Taşman ve diğ. (97), EDTA'nın saf halinde bile %1 veya %5'lik NaOCl, salin solüsyonu veya distile sudan daha düşük yüzey gerilimine sahip olduğunu bildirmişlerdir. EDTAC solusyonunun etkisini kendi kendine inhibe ettiği ve 48 saat uygulama sonunda 50µm derinliğini geçmeyeceği belirtilerek (65), dentindeki Ca^{+2} ile solusyondaki Ca^{+2} miktarının denge durumuna ulaşması halinde demineralizasyonun sona ereceği bildirilmiştir. Von der Fehr ve Nygaard-Ostby (65), EDTAC'ın 15 dakikada optimal etki gösterdiğini bildirmişlerdir. 15 dakikadan sonra solusyonun şelasyon yapmadığını ve tübül açılımlarının deforme olduğunu göstermişlerdir. EDTAC'ın yumuşak

dokuda daha fazla inflamatuvar reaksiyona yol açtığı ve EDTA dan daha fazla antimikrobiyal etkiye sahip olması gerektiği bildirilmiştir (98). Ancak, Weinreb ve Meier (90), bu görüşün aksine EDTA ve EDTAC'ın etkinlikleri arasında fark olmadığını rapor etmişlerdir

EDTA'nın ticari bir markası olan REDTA'nın smear tabakasını uzaklaştırıcı etkisi ilk kez McComb ve Smith (1) tarafından gösterilmiştir. REDTA, %17'lik EDTA solüsyonuna, yüzey gerilimini düşürerek solusyonun penetre olabilme etkinliğini arttıran, 0.84 gr kuaterner amonyum bromid (cetrimide veya cetyl-trimetil amonyum bromid) eklenmesi ile elde edilmiştir (REDTA, Roth International Ltd., Chicago, IL, USA). Preparatın içindeki diğer bileşenler ise 9,25 mL sodyum hidroksit ve 100 ml distile sudur. McComb ve Smith (74) bu kombinasyonun kanal preparasyonu sırasında kullanımı ile, kökün apikal bölgesi dışındaki tüm kök dentin yüzeyindeki smear tabakasını uzaklaştırdığını bildirmişlerdir. Goldman ve ark. (73) 'ları bu solusyonun tek başına kullanılması sonucunda smear tabakasının inorganik kısmının uzaklaştırıldığını ancak odontoblastik uzantıların kalıntılarını içeren organik içeriğin tübüllerden uzaklaşmadığını göstermişlerdir. Geride kalan bu organik tabakayı uzaklaştırmak için başka bir solusyona ihtiyaç olduğu ve sodyum hipokloritin bu amaca uygun, etkili bir solusyon olduğu gösterilmiştir. Goldman ve diğ. (73), Yamada ve diğ. (40) ve Baumgartner ve diğ. (76), smear tabakasını EDTA ve sodyum hipoklorit solusyonu kombinasyonu ile uzaklaştırmaya çalışmışlardır.

EDTA'nın birçok ticari formu bulunmaktadır:

- Calcinase (Lege Artis, Dettenhausen, Germany):
- EDTA-T (Formula&Açao Farmacia, Sao Paulo, Brazil):
- EGTA (Sigma, St Louis, MO, USA):
- Largal Ultra (Septodont, Paris, France)
- Salvizol (Ravens, Konstanz, Germany):
- Decal (Veikko Auer, Helsinki, Finland):
- Tubulicid Plus (Dental Therapeutics, Nacka, Sweden)

- SmearClear
- CDTA

EDTA'nın değişik formülasyonları, kök kanal irrigasyonu amacıyla kullanılmıştır. Sıvı haldeki şelatörler, kök kanal sisteminin preparasyonu sırasında irrigasyon için kullanılırken, Stewart ve diğ. (67) kök kanalından debrisini uzaklaştırmak amacıyla kullandıkları EDTA içine üre-peroksit ekleyerek lubrikasyon sağlayan bir pat elde etmişlerdir. Üre peroksitin, protein, lipid ve dışsal membranlardaki sulfidril gruplarını okside eden hidroksit radikalleri oluşturarak hücre ölümüne neden olduğu, Heling ve diğ. (99) tarafından rapor edilmiştir. Sahip olduğu antibakteriyel özelliğe ek olarak üre peroksit, gliserin bir baz (propilen glikol) ile kullanıldığında kanal aletlerinin kanalda kullanımına yardımcı olan kayganlaştırıcı bir etkiye de sahip olmaktadır (99, 100) Stewart ve diğ. (67), nın çalışması, üre peroksitin sudaki %3'l k peroksit solusyonundan farklı olarak, ortamdaki kanın varlığı halinde bile antibakteriyel etkiye sahip olduğunu göstermiştir. Bu gelişmiş etkiye üre peroksit solusyonunun daha yavaş yıkıma uğramasının neden olduğu düşünülmektedir. Günümüzde de yaygın olarak kullanılan ve %15 EDTA, % 10  re peroksit ve bu kimyasalların birbiriyle etkileşimini önleyici polietilen glikol, propilen glikol, setil alkol içeren preparatlardan biri 'Rc-Prep' tir (Rc-Prep, Medical Products Laboratories, Philadelphia, PA, USA). Rc-Prep, pulpal kalıntılar ve çamurumsu dentin artıklarının, bir süspansiyon halinde kanal içinde yüzer durumda kalmasını sağlayarak, kanal preparasyonu sırasında obliterasyon ihtimalini azaltmaktadır (101). Rc-Prep uygulamasını takiben yapılan NaOCl irrigasyonu ile anaerobik bakterileri öldürücü etkiye sahip olan oksijen gazı çıkışı meydana geldiği ve bunun yanında bu kombine kullanımın, kanal sisteminden kopmuş olan artıkların kanaldan çıkışını kolaylaştıran güçlü bir köpürme etkisi oluşturduğu bildirilmiştir (11, 102).

Pat şeklindeki şelatörlerin lubrikasyon özelliği nedeniyle, Ni-Ti rotary eğelerle beraber kanal preparasyonu sırasında kullanımları önerilmektedir (87, 103). Pat şeklinde olan diğer popüler şelasyon ajanları ise Calsinase

Slide (Lege Artis, Dettenhausen, Germany), Glyde File (DeTrey/Dentsply, Konstanz, Germany), FileCare EDTA (VDW Antaeos, Munich, Germany), ve File-EZE (Ultradent products, South Jordan, UT, USA) dir. Calsinase Slide, %15 sodyum EDTA, %58-64 su ve suda çözünen bir jel bazdan oluşmaktadır. pH sı 8-9 olup, klinik koşullarda stabil kalmaktadır. Bunun yanında su ile karıştırılabilmekte ve bu yüzden kök kanal sisteminden kolayca uzaklaştırılabilmektedir. Tiksotropik yapısı nedeniyle, oda sıcaklığında koyu kıvama sahip olup, karıştırıldığında krem kıvamına gelmektedir. Bu şekilde EDTA preparatının çalışılan eğeye daha iyi yapışması ve aynı zamanda kanal içinde de kolaylıkla dağılması hedeflenmiştir. Calsinase Slide'ın NaOCl ile beraber kullanımı tavsiye edilmektedir (87). Glyde File ise bir sıvı taşıyıcı içinde %15 EDTA ve %10 üre peroksit içermektedir. Viskozitesi saklanma koşullarına bağlıdır. FileCare de %15 EDTA ve %10 üre peroksit içerirken, File-EZE, suda çözünebilen sıvı taşıyıcıda %19 EDTA içermektedir. Literatürde kök kanallarının irrigasyonu amacıyla sıvı şelatörler, rotary sistemler ile kullanılması amacıyla da, pat veya jel kıvamındaki preparatlar önerilmektedir (103).

McComb ve Smith (1) EDTA' nın ilk etkilerini 5 dakikadan sonra gösterdiğini ve daha etkin temizlik için sürenin artırılması gerektiğini belirtmişlerdir. Öte yandan Spangberg, EDTA solusyonunun dentinde ulaşabildiği tüm sahalarda 1 dakikadan daha kısa sürede smear tabakasını uzaklaştırma yönünden etkili olduğunu göstermiştir (104). Baumgartner ve Mader (76), EDTA ve NaOCl'in kombine kullanımının, peritübüler ve intertübüler sahalarda ileri derecede erozyona neden olduğunu gözlemlemişlerdir. EDTA'nın benzer eroziv etkilerini rapor eden başka çalışmalar da mevcuttur (105, 106). Serper ve Çalt (95), uzun süreli temizleme ve şekillendirme işlemleri sırasında EDTA nın eroziv etkisini azaltmak için nötral pH da ve düşük konsantrasyonlardaki solusyonlarının kullanımını tavsiye etmişlerdir

Smear tabakasını kaldırmak amacıyla farklı asitlerden de yararlanılmıştır. Bu asitler arasında sitrik asit, laktik asit ve tannik asitin

etkileri deneysel olarak dökümente edilmiştir. Wayman ve diğ. (107), üç farklı konsantrasyondaki sitrik asidin kullanıldığı çalışmalarında, en iyi sonucun %10'luk sitrik asidi takiben % 5,25'lik NaOCl irrigasyonu ile elde edildiğini göstermişlerdir. Bununla beraber aynı tip bir çalışma yürüten Yamada ve diğ. (40), örnekleri 10 ml %25 lik sitrik asidi takiben 10 ml %5,25 lik NaOCl ile irrig ettiklerinde sadece yüzeysel bir temizlik gerçekleştiğini ve beş örneğin ikisinde apikaldeki debrisin uzaklaşmadığını gözlemişlerdir. Ayrıca iki örnekte de koronal bölgede bazı kristal formasyonlarına rastlanılmıştır. Bir diğer çalışmada, Wayman ve diğ. (107), irrigasyon solusyonu olarak kullanılan % 5 lik asidin, smear tabakasını yeteri kadar uzaklaştırmadığını rapor etmişlerdir. Tannik asitin smear tabakasını uzaklaştırmadaki yetersizliği Bitter (77) tarafından gösterilmiştir.

Berry ve diğ. (108) nin yaptıkları araştırma sonuçlarına % 40'lık poliakrilik asitin de etkili bir smear uzaklaştırıcısı olduğunu belirtmişlerdir. Araştırmacılar bu asidin kuvvetli etkisinden dolayı kök içrisine 30 saniyeden daha uzun süre uygulanmamasını tavsiye etmektedirler. Walton ve Rivera (54) da, asitlerin toksisitesinin fazla, dekalsifikasyon etkilerinin ise kontrol edilemeyecek kadar hızlı olması nedeniyle kök kanallarında kullanımını tavsiye etmemişlerdir.

Tetrasiklin grubu antibiyotiklerin smear tabakasını uzaklaştırmadaki etkinlikleri de birçok çalışmaya konu olmuştur. Dentin yüzeylerini demineralize etmek, dentin tübül açılımlarını açmak ve dentin kollajen matriksini açığa çıkarmak için kullanılmışlardır. Dentinde meydana getirdikleri demineralizasyonun sitrik asit ile karşılaştırılabilir seviyede olduğu belirtilmiştir (109). Haznedaroğlu ve Ersev (110), endodontik preparasyonu takiben oluşan smear tabakasını uzaklaştırmak amacıyla, %1 tetrasiklin HCL veya %50 sitrik asit kullanılabileceğini göstermişlerdir. Bu çalışmada iki solusyon arasında fark bulunmazken, tetrasiklin solusyonunun, % 50 lik sitrik asite kıyasla daha az peritübüler dentin hasarı oluşturduğu gözlenmiştir.

Tetrasiklin HCL, minosiklin ve doksisisilini kapsayan tetrasiklinler, birçok mikroorganizmaya karşı etkili, geniş spektrumlu antibiyotiklerdir (110). Tetrasiklinlerin, antimikrobiyal etkilerinin yanında, kendilerine özgü başka bazı özellikleri de mevcuttur. Konsantre solusyonlarının pH sı düşüktür ama bu yolla bir kalsiyum şelatörü görevi üstlenirler. Mine ve kök yüzeylerinde demineralizasyon yaparak smear tabakasının uzaklaştırılmasında da etkili oldukları bilinmektedir (110).

İrrigasyon solusyonu yanında, irrigasyon metodunun da smear uzaklaştırılmasında etkisi olduğunu rapor eden çalışmalar mevcuttur (78, 111). Bu çalışmalara göre, enjektör ile irrigasyon yaparken kullanılan iğnenin penetrasyon derinliği ve çapı, kullanılan solusyonun artıkları yıkayarak uzaklaştırmasını etkilemektedir. Cunningham ve diğ. (112). ile Wu ve diğ. (113), yıkama etkisinin güçlü olmaması nedeniyle şırınga ile yapılan irrigasyonun artıkları uzaklaştırmada ideal yöntem olmadığını belirtmişlerdir. Ultrasonik enerjinin irrigasyona yardımcı olup olmadığını değerlendiren çalışmalar mevcuttur (114, 115).

Kanallardan artıkları uzaklaştırmak amacıyla ultrasoniklerden ilk yararlanan araştırmacı Richman'dır (116). Torabinejad, (117) ultrasonik ve sonik tekniklerin ancak el aletleri ile kombine kullanıldıklarında etkili olabileceklerini bildirmiştir. Ultrasonik preparasyon tekniklerinde başarının, kanalın kurvatürü ve apikal bölgenin genişliğine, solusyonun hacmi ve yüzeyi ıslatabilirliğine, ultrasonik enerjinin iletim biçimine bağlı olduğu bildirilmiştir (2, 29, 118, 119) Martin ve diğ. (120), ultrasonik olarak aktive edilen K tipi eğelerin dentini kesme etkinliğini ortaya koymuşlardır. Bir diğer çalışmalarda araştırmacılar ultrasonik instrumentasyonla prepare edilen kanalların geleneksel eğeleme yapılan kanallardan daha temiz olduğunu göstermişlerdir (112). Stamos ve diğ. (121), %2,6'lık NaOCl ile beraber ultrasonik kullanılan kanalların sadece elle prepare edilenlerden daha temiz olduğunu göstermişlerdir. Tronstad ve diğ. (122) ise eğelerin sonik aktivasyonunun kök kanallarını temizleme ve şekillendirme etkinliğini değerlendirmişlerdir. Bu çalışmanın sonuçlarına göre, sonik olarak

temizlenen kanallar elle prepare edilen kanallarla karşılaştırıldığında temizlik yönünden anlamlı bir fark bulunmamıştır. Ciucchi ve diğ. (123), EDTA ve ultrasoniklerin kombine kullanımı sonucunda EDTA'nın çözücü etkisinin artmadığını rapor etmişlerdir. Sjögren ve diğ. (124) ultrasonik kullanımının sadece elle preparasyona göre bakterileri daha etkin olarak uzaklaştırdığını rapor etmişlerdir. Cunningham ve diğ. (112) ultrasonik sistemin prepare edilmesi kolay kanallar için en etkili olduğunu bildirirlerken, dar eğimli kanallar gibi zor durumlarda ultrasonik preparasyonun standart eğileme tekniklerine göre aynı veya daha az etkin olduğu bildirmişlerdir

Ultrasoniklerin faydalı olduğu görüşünü savunan araştırmacılar, bu tekniği yalnızca kanal preparasyonunun el aletleri ile tamamlanması sonrasında final irrigasyonuna yardımcı olarak kullanmışlardır (35, 125, 126). Ayrıca, ultrasonik ucun meydana getirdiği akustik dalgalanma etkisini sağlamak için kanal içine yerleştirilen titreşim yapan ucun kanal içinde serbestçe hareket etmesi gerektiğini vurgulamışlardır. Ahmad ve diğ. (126, 127) ne göre, ultrasonik eğenin ucunun kanal duvarlarına fiziksel teması sonucu, akustik dalgalanmanın etkinliği azalmaktadır.

Kanal preparasyonunu kolaylaştıracak ve etkili kanal temizliği sağlayacak yeni kimyasallar ve teknolojik gelişmelerin arayışı halen süregelmektedir. Bu teknolojilerden bir tanesi de lazerlerdir. Lazerlerin 1960 yılında Maiman tarafından keşfinden bu yana tıp ve dişhekimliğinde çeşitli uygulama alanlarında kullanıma uygunlukları araştırılmaktadır (128). Dişhekimliği için geliştirilen ilk lazerlerin dalgaboyları sadece yumuşak doku uygulamalarına izin vermekteyken, günümüzde sert doku preparasyonuna izin veren dalga boyuna sahip lazerlerin geliştirilmesiyle, endodonti alanındaki potansiyel kullanımları araştırılmaktadır (128)

2.2 Dişhekimliğinde lazerler

Einstein uygun boyutlu bir fotonun halihazırda uyarılmış durumda bulunan bir moleküle çarpması halinde, bu molekülün daha düşük enerji

seviyesine inerken, kendisine çarpan fotonla tamamen aynı büyüklükte ve o fotonla aynı doğrultuda hareket eden bir foton salacağını ortaya koymuştur (129). Daha sonra bir gaz odacığının mikrodalga ışınları ile uyarılması sonucunda Einstein'ın ileri sürdüğü foton salınımının gerçekleştirilmesi ile *MASER (Microwave amplification by stimulated emission of radiation)* prensibi doğmuştur (130). 1958'de Schawlow ve Townes *MASER* prensibinin ışık dahil herhangi bir dalga boyundaki tüm elektromanyetik dalgalara uygulanabileceğine dikkat çekerek '*light amplification by stimulated emission of radiation*' (LASER) kavramını ortaya koydu (131). 1960'ta alüminyum oksit ve kromyum oksit den yapılmış sentetik yakut çubuğunu kullanarak ilk lazer cihazını yapan ise, Hughes Araştırma Laboratuvarlarında çalışan Theodore Harold Maiman adında bir başka araştırmacıdır (132). Ruby lazerin dişhekimliğinde potansiyel kullanımını ilk araştıranlar, Goldman ve diğ. (133) ve onları takiben de Stern ve Sognnaes (134) dir. Yüzeyel demineralizasyonu azaltmak amacıyla ruby lazerin olası kullanımını araştırarak dişin sert dokularında yürüttükleri çalışmalarına başlayan araştırmacılar, bu çalışmalar sonucunda lazer uygulanan örneklerde permeabilitede azalmayla beraber asit demineralizasyonuna karşı dirençte artma olduğunu rapor etmişlerdir (134). Bu süreç içerisinde, değişik tipteki lazerlerin biyolojik dokularda meydana getirdikleri kesi, koagülasyon, ablasyon ve vaporizasyon etkileri de incelenmiştir. 1964 yılında Bell laboratuvarlarındaki fizikçiler, CO₂' i aktif ortam olarak kullanan bir gaz lazer üretmişlerdir (135).

Endodonti literatüründeki ilk lazer çalışması, 1971 yılında yüksek güçlü infrared CO₂ lazer ile apikal forameni tıkama girişiminde bulunan Weichman ve Johnson (136) tarafından rapor edilmiştir.

LASER, İngilizce '*light amplification by stimulated emission of radiation*' tanımlamasının başharflerinin biraraya getirilmesi ile türetilmiş bir kısaltmadır. Lazer ortamı (medium) olarak bilinen katı, sıvı veya gazla dolu bir odacığın, dışsal bir etken ile stimülasyonu meydana geldiğinde lazer ışını oluşmaktadır. Bundan köken alan spontan foton salınımı, lazer odacığının

aynalarla kaplı iki ucu arasında yansıyıp ortamı terkeder. Bu hareketli fotonlar, lazer ortamı içindeki diğer atomların uyarılmasına (eksitasyon) yol açar. Işık, bir tanesi parsiyel geçirgen olan aynadan dışarı çıkana kadar bu olaylar zinciri devam eder ve konsantre bir ışık demeti oluşur (137).

Atomların biraraya gelme ve bağ oluşturma şekilleri evrende oluşan nesnelerin yapısını belirlemektedir. Sürekli hareket halinde olan atomlar, vibrasyon ve rotasyon yapmakta ve çeşitli eksitasyon durumlarında bulunmaktadır. Bir başka deyişle farklı enerjilere sahip olabilirler. Bir atoma yeterli enerji aktarımı sağlandığında, atomun temel enerji durumunu terkedip uyarılmış enerji durumuna geçebileceği bilinmektedir (129). Eksitasyon seviyesi, atoma ısı, ışık veya elektrik ile uygulanan enerji miktarına bağlıdır (138).

Atomun yapısı basitce bir çekirdek (nükleus) ve etrafında dolaşan elektron bulutu olarak düşünülebilir. Bulut içerisindeki elektronların çeşitli yörüngeleri takip ederek hareket ettiklerini düşünmek yararlı olacaktır. Yani, atoma bir miktar ısı uygulandığında, düşük enerji yörüngelerindeki elektronların nukleustan daha uzaktaki yüksek enerjili yörüngelere transferi beklenmektedir (139).

Yüksek enerjili yörüngeye yerleşen bir elektron, sonunda temel enerji durumuna (*ground state*) geri dönmek isteyecektir. Bu haldeki elektron, enerjisini ışık partikülü olarak bilinen 'foton' şeklinde salacaktır. Işık üreten herhangi bir nesne (floresan lambalar, gaz lambaları, televizyon ekranı vb.) bu işlemi yörünge değiştiren ve foton salan elektronlar vasıtasıyla gerçekleştirmektedir (139).

Lazerler, enerji yüklenmiş atomların foton salınımını kontrol eden cihazlardır. Bir lazer cihazında, atomları uyarılmış safhaya getirmek için ışının oluşturulacağı 'aktif lazer ortamı' enerji aracılığıyla pompalanmaktadır. Bu enerji, kuvvetli bir flaş ışığı veya elektriksel boşaltım şeklinde olup bu yolla çok sayıda yüksek enerjili elektron oluşturulur. Uyarılmış elektron kazandığı enerjiyi foton şeklinde salmak için daha kararlı bir yörüngeye iner. Salınan

ışık partikülü, salınma anında elektronun sahip olduğu enerjiye göre belli bir dalga boyu ve bu dalga boyunu temsil eden bir renge sahip olur (139). Elektronları eşdeğer seviyedeki iki benzer atomun saldıgı fotonun rengi ve dalga boyu da aynı olacaktır.

Lazer ışığı normal ışıktan farklı fiziksel özelliklere sahiptir:

- 1) Salınan ışık 'monokromatik'tir. Sadece tek renk ve dalga boyuna sahiptir. Işının dalga boyu elektron daha alt seviyedeki yörüngeye geçerken açığa çıkan enerji miktarı tarafından belirlenir.
- 2) Salınan ışık dalgası organize biçimde hareket etmektedir. Yani ışık 'koherent' dir. Bunun anlamı, tüm fotonların aynı fazda bulunmasıdır.
- 3) Lazer ışığı 'doğrusal' dir. Işının hüzmesi konsantre ve güçlüdür. Lazer ışığının darlığı, yani etrafa gelişigüzel dağılmaması ciddi seviyede enerjinin çok ufak noktalara odaklanmasına imkan tanımaktadır. Öte yandan bir lamba, ışığını çeşitli doğrultularda yayar, ışık dağınık ve zayıftır. Bu üç özelliğin meydana gelmesi için, 'stimüle edilmiş salınım' gerçekleşmelidir. Normal ışıpta atomlar elektronlarını gelişigüzel salarlarken stimüle edilmiş salınımında foton salınımı organize edilir. Salınım bir kez başladığında hareketlenen elektronlar kendileri gibi uyarılmış elektronlarla karşılaşır onların da foton oluşturmalarına neden olabilirler (129, 135).

Oluşan ışık, cihazın içerisinde lensler yardımıyla odaklanarak genellikle bir fiberoptik iletici vasıtasıyla kullanılacak sahaya yönlendirilir. Bazı lazer sistemleri kesintisiz, sürekli lazer ışığı (*continuous laser irradiation*) sağlarken bazı cihazlarda kullanılan metal perdeciklerle, ışığın pulsatif akımı sağlanır. Lazer ışığında meydana gelen bu kesinti gözle farkedilemeyecek kadar kısa zaman aralığında gerçekleşmektedir. Işıpta kesintiler meydana getirmek, ışığı dönen bir pervanenin kanatlarının arkasından göndermeye benzer bir etkiye sahiptir. Bu tip kesikli ışığa '*chopped laser beam*' denilmektedir (140). Bu sistemlerde bir saniyede yüzlerce kez, ışığı durdurup yeniden göndermek mümkündür. Bazı sistemlerde ise enerji bir süre

biriktirilip, daha kısa bir zaman diliminde salınmaktadır .Bu şekilde çok daha fazla enerji içeren bir atım elde edilebilmektedir. Bu karakterdeki lazer akımına duraksatılmış akım anlamına gelen '*pulsed laser irradiation*' denilmektedir (140). Fotoğraf makinelerinin flaşları da enerjiyi biriktirip, ani ve kuvvetli ışık oluşturmaları yönünden bu lazerlere benzerlik göstermektedirler. Diğer bir deyişle, flaşlar pildeki enerjiyi birkaç saniye boyunca depoladıktan sonra parlak bir ışık sağlamaktadırlar. Yeni cihazlar hekime akımın devamlı veya kesikli olmasını seçme olanağını sunmaktadırlar. Lazer ışığının kesikli olarak kullanımının amacı, yüksek güçte, kısa süreli atımlar uygulayarak çevre dokuların ısınması ve hasarı için gereken sürenin minimumda tutulması olarak açıklanabilir (137). Diğer bazı sistemlerde elektronik olarak sağlanan kontrol ile *superpulsed* ve *ultrapulsed* lazer atımı elde edilebilmektedir.

'Pps', pulse per second anlamına gelen bir birim olup lazer cihazının saniyede kaç atım yaptığını belirtmek için kullanılır. Frekansı ifade eden 'Hz' (Hertz) birimi de aynı anlamda kullanılmaktadır.

Özetlenecek olursa bir lazer cihazının üç temel komponenti vardır (138):

- 1) Aktif lazer ortamı (katı, sıvı, gaz formunda olabilir.)
- 2) Optik rezonatör (aktif ortamın koherent olmayan fotonlarına yeniden yön veren ve çok parlak, doğrusal, tek renkli ve koherent ışık oluşturan kısımdır. Genellikle bir tanesi ışığı hem yansıtan hem de geçiren iki içbükey aynadan oluşur.)
- 3) Aktif lazer ortamının atomlarını uyaran başlangıç enerji kaynağı.

Günümüzde lazerler, kardiyovasküler cerrahi, dermatoloji ve plastik cerrahi, gastroenteroloji, genel ve onkolojik cerrahi, jinekoloji, nöro-cerrahi, oftalmoloji, oral cerrahi ve diş hekimliği, ortopedik cerrahi, KBB, pulmoner tıp, toraks cerrahisi, üroloji, vasküler cerrahi sahalarında kullanılmaktadır (141).

Medikal ve dental uygulamalarda kullanılan lazerler genel olarak iki tiptir:

Soft Lazerler (atermik lazerler):

Düşük çıkış enerjisine sahip soft lazerlerin insanda kullanımı 1970 lere dayanmaktadır (142). Helyum-neon (He-Ne), galyum- arsenid (Ga-As) ve galyum-alüminyum-arsenid lazerler bu grupta yer almaktadır. Soğuk (atermik) lazer olarak da bilinen ve düşük enerji kaynağı olan bu lazerlerin hücresel aktiviteyi stimüle ettiği iddia edilmiştir (143).

Soft lazer makineleri içinde aktif ortam olarak genellikle yarı iletken diodlar kullanılmaktadır. Bu sistemler, ağrıyı, inflamasyonu ve ödemi azaltmak ve bu şekilde doku iyileşmesini hızlandırmak amacıyla kullanılmışlardır. Dişhekimliğinde de akut lokalize osteitis (dry socket) ve aftlarda ağrıyı dindirerek iyileşmeyi hızlandırdığı ileri sürülmüştür (144). Ancak mevcut bilgi objektif olarak çalışmanın güç olduğu vakalara dayandırıldığından, yapılan araştırmaların geçerliliği halen şüphe ile karşılanmaktadır. Soft lazerlerin yara iyileşmesini nasıl hızlandırdığı konusu tam olarak açıklığa kavuşmamış olmakla beraber, en fazla kabul bulan öngörü, fibroblast uyarımı sonucu kollajen üretiminin artmasıdır (144).

He-Ne lazer ayrıca, görünmeyen dalga boyundaki başka lazerlerin (örneğin karbon-dioksit lazer) nereye hedeflendiğinin anlaşılması amacıyla klavuz lazer ışını olarak kullanılmaktadır (145). Ayrıca non invaziv bir teknik olan LDF (Laser Doppler Flowmetry) dişlerin vitalitesi hakkında fikir vermektedir (146). Bu teknikte düşük enerjili He-Ne veya başka dalga boyundaki yarı iletken lazer ışığı dişe hedeflenir. Sert dokudan geçebilen bu ışık hareketli kırmızı kan hücreleri ile karşılaşır ve bu sırada ışığın frekansında Doppler prensibine göre bir kayma meydana gelir. Cihazın reseptörü geri yansıyan ışığı toplar ve kan hücrelerinin durumunu ifade eden bir sinyale dönüştürerek hekimin yorumlayacağı bir değer verir.

He-Ne lazerin, dentin hassasiyeti tedavisi amacıyla kullanımı da rapor edilmiştir (142).

GaAlAs (diod) lazerler kızılötesi spektrum içerisinde 720-904 nm arasında değişen dalga boyuna sahip sistemlerdir. İlk çıkan sistemlerdeki aktif ortamda meydana gelen aşırı ısınma problemi diodun değiştirilmesi ile çözülmüş olup GaAlAs lazerin üç dalga boyunun (780, 830 ve 900 nm) dentin hassasiyeti giderilmesi amacıyla kullanımını destekleyen çalışmalar mevcuttur (147, 148).

Hard lazerler (termik lazerler):

Bu lazerler ısı açığa çıkardıklarından 'termik lazerler' olarak da bilinirler. Bu kategoride argon, karbon-dioksit (CO₂) ve YAG lazerleri saymak mümkündür. Argon lazer kırmızı renkli dokularca absorbe olduğu ve bu yüzden gözün ön tabakalarını geçip retinada kan damarlarında fotokoagülasyon sağladığı için genellikle oftalmolojide kullanılmıştır. Dişhekimliğinde uygulaması çoğunlukla kompozit rezinlerin polimerizasyonu ile sınırlı kalmıştır (149, 150).

Neodymium: YAG lazer, 1964 de Geusic (151). tarafından tanıtılmıştır. Bu lazerin aktif ortamı, az oranda neodymium ile uniform şekilde bir araya gelmiş yttrium ve alüminyumdan yapılmış katı bir garnet (lal taşı) kristalidir. Salınım dalga boyu 1064 nm olup, kızılötesi spektrumda yer alır. Nd:YAG ın dalga boyu, suda 60 mm derinliğe kadar penetre olur ve enerjisi doku yüzeyinde absorbe olduğundan yumuşak dokuda daha fazla scatter etkisi göstermektedir (152). Siyah renk tarafından iyi absorbe edilmesi nedeniyle, bu lazer genelde yumuşak dokuların iyi hemostaz sağlanarak kesilmesi ve koagüle edilmesinde kullanılmaktadır. 1975 de Zhakirov (153) Erbium: YAG (Er:YAG) lazeri tanıtmıştır. Bu lazerin aktif ortamı, erbium ile bir araya getirilmiş katı yttrium-aluminium-garnet kristalidir. Er:YAG lazer, Nd:YAG lazerden tamamen farklı özelliklere sahiptir. Er:YAG lazerin dalga boyu spektrumun yakın-infrared, orta-infrared sınırında gözle görülemeyen kısmında yer alır. 2940 nm dalga boyu suda yüksek oranda absorbe olmaktadır (154) Teorik olarak suda absorpsiyon katsayısı, CO₂ lazerinkinden

10, Nd:YAG lazerinkinden ise 15000-20000 kat fazladır (154). Su tarafından yüksek absorpsiyonuna bağılı olarak Er:YAG lazer uygulamasını takiben çok ince yüzey etkileşimiyle daha az doku dejenerasyonu gözlemlendiği bildirilmiştir (152) . Ayrıca su ile beraber kullanımı söz konusu olduğunda karbonizasyon oluşturmada, minimal ısı artışı ile sert doku preparasyonları, çürük uzaklaştırılması ve periodontolojide kök düzeltmesi tedavilerinin mümkün olduğu belirtilmiştir (155-158). Sterilizasyon ve yumuşak dokuyu kesme özellikleri nedeniyle bu lazerin, yeterli hemostaz sağlamada yetersiz olsa da bir bistüri gibi kullanılabileceği bildirilmiştir (152).

CO₂ lazer, 1970 lerin başından beri oral dokular da dahil olmak üzere yumuşak doku cerrahisinde kullanılmakta olup bu amaçla kullanımı, U.S Food and Drug Administration (FDA) tarafından 1976' da onaylanmıştır (159). 10.6 mikronluk dalga boyu nedeniyle CO₂ lazer cihazının içinde oluşan lazer ışığının fiberoptiklerle hasta ağzına iletimi mümkün olamamaktadır. CO₂ lazerle hücre içi ısı ve basınç artışı, hücresel parçalanma ve bununla beraber '*laser plume*' denilen, buhar salınımına yol açmaktadır (160). CO₂ lazer dalga boyu su tarafından kolayca absorbe edilmektedir. Bir başka deyişle pigmentasyondan bağımsız olarak oral dokular tarafından kolayca emilmektedir. Yumuşak doku, %75-%90 oranında su içerdiği için enerjinin %98'i ısıya dönüştürülür ve çok az scatter ve penetrasyonla beraber doku yüzeyinde emilir (161). Yumuşak dokularda en yaygın kullanılan lazerler olan CO₂ ve Nd:YAG lazerlerin yumuşak doku uygulamalarındaki uygunluğu ve güvenilirliğini bildiren birçok rapor mevcuttur (162-165). Bunun yanında bu lazerler sert dokularda kullanıldığında, termal yan etkiler büyük bir sorun teşkil etmektedir. Lazer ışığının termal etkisi, lazer radyasyonunun doku tarafından absorplanması ve bunu takiben lazer enerjisinin ısıya transformasyonu ile ortaya çıkmaktadır (166, 167). Lazer irradiasyonu sırasında açığa çıkan ısı, diş yapısında genellikle karbonizasyon, erime ve çatlaklara ve diş pulpasında da inflamasyon veya nekroza yol açacağı bildirilmiştir (167, 168). Sert doku tedavileri için CO₂ ve Nd:YAG lazerlerin uygulanması, karbonizasyon, dokuda erime, toksik madde formasyonuna yol açan protein denatürasyonu ve dokularda yapısal değişiklikler gibi zararlı

etkiler oluşturma eğilimindedir. (166, 167). Bununla beraber Er:YAG lazer, su tarafından çok iyi absorbe olan karakteristik dalga boyuna bağlı olarak sert doku uzaklaştırmasında tatmin edici sonuçlar vermiştir. Hibst ve Keller (169) ile Sasaki ve diğ. (170) sert doku uzaklaştırmayla ilgili '*microexplosions*' teorisini açıklamışlardır. Bu teoriye göre, enerji seçici olarak dokudaki su ve diğer su içeren organik yapı tarafından absorbe edilir.ve doku parçalanana kadar internal basınç oluşturur. Bu nedenle, Er:YAG lazerin etkileri, termal etkiden ziyade, sert doku içerisindeki su buharlaşması ile ilişkili mikropatlamalarla açıklanmaktadır (152).

Dental sert doku ablasyonu için Er:YAG lazer kullanımı ilk kez Hibst ve diğ. (171) tarafından rapor edilmiştir. Aynı tarihlerde bu lazerin sert doku ablasyon etkinliği başka araştırmacıların da ilgi alanına girmiştir. Paghdwala (172), düşük enerjide, su soğutması kullanmadan, mine ve dentinde delikler oluşturarak, Er:YAG lazerin sert dokularda ablasyon meydana getirme etkinliğini göstermiştir. Hibst ve Keller (169), Er:YAG lazerin mine ve dentini etkili olarak uzaklaştırdığını bildirmişlerdir. Kayano ve diğ. (173) de, Er:YAG lazerin kavite açmada kullanılabileceğini bildirmişlerdir. Keller ve Hibst (174), çekilmiş dişlerde, çevre dokulara minimal termal hasarla mine ve dentinin uzaklaştırılabileceğini göstermişlerdir. Yaptıkları SEM çalışmasında Ishikawa ve diğ. (175), Er:YAG lazer kullanıldığında uygulanan sahada smear tabakasız bir yüzey kalacak şekilde yumuşak çürük dentinin etkili olarak uzaklaştığını gözlemlemişlerdir. Pelagalli ve diğ. (176) de, Er:YAG lazer örneklerini, frezle hazırlanan örneklerle SEM de karşılaştırarak, yüzey özellikleri ve çürük uzaklaştırma etkinliğinin benzer olduğunu göstermişlerdir. Diğer çalışmalar da çevre dentinde minimal termal hasarla çürüğün etkili bir biçimde uzaklaştırıldığını desteklemektedir (156, 177).

Er:YAG lazerin periodontoloji alanında kullanımını rapor eden çalışmalar da mevcuttur. Periodontitis tedavisinde subgingival mikroflorayı kontrol etmenin geleneksel metodu, eklentilerin uzaklaştırılarak, kök yüzeyinin düzeltilmesidir. Subgingival temizliğin amacı serbest ve yapışık olan bakteri plağıyla beraber sert eklentileri de uzaklaştırmaktır. Ancak bu

amaçla konvansiyonel el aletleri kullanımının yetersiz ve zaman alıcı olduğu da bilinmektedir (178). Daha etkili bir kök yüzeyi temizliği elde edebilmek amacıyla sonik ve ultrasonik temizleyiciler ve daha yakın zamanda da lazerlerin kullanımı önerilmiştir. Çeşitli çalışmalara göre sonik ve ultrasonik cihazlarla elde edilen temizlik, elle yapılan temizliğe eşdeğer veya daha üstün bulunmuştur (157, 179). Başarılı bir periodontal tedavi eldesindeki zorluklar göz önünde bulundurularak, konvansiyonel temizlik işlemlerine alternatif olarak Er:YAG lazer kullanımı önerilmiştir (155, 157, 180, 181). Yapılan bir in-vitro çalışmada, Aoki ve diğ. (155), Er:YAG lazerin su irrigasyonu altında 30 mJ/pulse enerji seviyesinde kalsifiye subgingival eklentileri uzaklaştırmada etkili olduğunu bildirmiş ve bu lazerin klinik olarak da subgingival kalkülüs uzaklaştırılmasında kullanımını önermişlerdir. Aoki ve diğ. (157) lazer irradiasyonunu takiben kök yüzeylerinin histolojik ve SEM incelemesinden sonra kalkülüs uzaklaşma seviyesinin ultrasonik temizlikle benzerlik gösterdiğini bildirmişlerdir. Çeşitli çalışmalar Er:YAG lazer tedavisini takiben kök yüzeyinde oluşan yapısal değişiklikleri tarif etmiştir. Bu çalışmalarda, Er:YAG lazerin subgingival eklentilerle beraber kontamine olmuş yüzeyel sement dokusunu da uzaklaştırdığı bildirilmiştir (155, 157, 182). Yapılan histoloji ve SEM çalışmalarına göre sement uzaklaşırken yanında bazen dentin kaybı da söz konusu olabilmekte, ancak genelde CO₂ ve Nd:YAG lazer kullanımından sonra görülen erime (melting), mikrofraktür ve çatlaklar gibi termal yan etkilere rastlanılmamaktadır (183, 184) Bazı çalışmalarda Nd:YAG lazer kullanımını takiben kök yüzeylerinde erime ve kömürleşme (charring) rapor edilmiştir (185, 186). CO₂ lazerin de yüzeylerde erime, yeniden katılaşma ve mikrofraktüre neden olduğu rapor edilmiştir. (167, 183). Ando ve diğ. (187), Er:YAG lazerin periodontopatik bakterilere karşı bakterisid etkinliği olduğunu bildirmişlerdir. Ayrıca Er:YAG lazer ile kök kanallarında (188) ve implant yüzeylerinde (189) de bakterisidal etki sağlanacağı belirtilmiştir.

Lazerleri daha başka şekillerde sınıflandırmak da mümkündür. Günümüzde medikal ve dental uygulamalarda kullanılan lazer sistemleri bazı özellikleri ile birbirlerinden farklılık göstermektedirler. Primer fark, aktif

ortamdır. Aktif ortam, uyarılmış salınımın gerçekleştiği materyal olarak tarif edilebilir. Kullanılan özgül materyal, açığa çıkan enerjinin dalga boyunu ve dolayısıyla lazerin klinik endikasyonunu belirlemektedir (135). Doğada ancak kısıtlı sayıdaki materyal aktif ortam olmaya uygundur zira bu amaçla kullanılacak materyal, atomların çoğunun üst enerji seviyelerinde bulunması olarak bilinen ve ‘popülasyon inversiyonu’ olarak adlandırılan doğal olmayan durumu sürdürebilme kapasitesine sahip olmalıdır.

Lazerin optik odacık içindeki aktif maddesi sıvı, katı, gaz veya yarı iletken olabilir. Birçok tipte lazer mevcut olup genellikle adlarını ışığı oluşturan kaynak atomun adından almaktadırlar:

Katı madde lazerleri: Katı madde lazerlerinde, genel olarak yttrium ve alüminyumdan yapılan bir garnet (lal taşı) kristali kullanılmakta olup, bu lazerler YAG lazerler olarak bilinmektedir. Lazer etkisini oluşturan materyal, katı bir matriks içine yerleştirilmiştir. Ruby lazer veya Neodymium: yttrium-aluminyum garnet lazer bu tip katı lazerlerdendir. Neodymium-YAG lazer 1,064 nanometre dalga boyunda kızılötesi ışık salmaktadır (1 nanometre = 10^{-9} metre).

Gaz lazerler: Helyum veya helyum-neon (HeNe) en yaygın gaz lazerleri olup görünür kırmızı ışık yayarlar. CO₂ lazer kızılötesi ışık yayar ve sert materyalleri kesmek amacıyla kullanılır. Gaz lazerlerin diğer bir tipi de argon lazerdir.

Excimer lazerler: Bu isim ‘excited’ ve ‘dimer’ kelimelerinden türetilmiştir. Bu lazerler klorin ve florin gibi reaktif gazlar ve argon, kripton veya xenon gibi soy gazların karışımını kullanırlar. Elektriksel olarak uyarıldıklarında bir psödo molekül olan ‘dimer’ ler oluşur. Excimer lazerler ultraviyole aralıkta ışık yayarlar.

Boya (Dye) lazerleri: Rhodamin 6G gibi kompleks organik boyaların sıvı solusyon veya suspansiyon şeklini kullanırlar. Geniş bir aralıkta dalga boyu ayarlaması yapılabilir.

Yarı iletken lazerler: ‘Diod lazer’ adıyla da bilinirler ve katı halde bulunmazlar. Bu elektronik cihazlar, genelde küçük boyutlu olup, güç tüketimleri düşüktür. Yarı iletken lazerler genellikle CD çalar, lazer yazıcı gibi cihazlarda kullanılır.

Diod lazerler olarak bilinen ve lazer pointerlarda kullanılan lazerler çok zayıftır. Bu lazerler genellikle kırmızı renkte ve 630- 680 nm aralığında ışık yayarlar. Buna karşılık CO₂ lazer gibi bazı lazerler çok kuvvetlidir. Bu lazerlerle çeliği kesmek mümkündür Bu lazerlerin tehlikeli olma nedeni dalgaboylarının spektrumun kızılötesi ve mikrodalga aralığında yer almasıdır. Kızılötesi radyasyon ısı içerdiğinden, bu lazerler hedeflenen nesneleri eritebilecek kadar güçlüdürler.

Tıp ve dişhekimliğinde kullanılan lazer dalgaboyları 193 nm den 10600 nm ye kadar değişerek ultraviyole den uzak kızılötesi aralığına kadar geniş bir spektrum oluşturmaktadır (Tablo 2.2.1) (141). Örneğin, dişhekimliğinde yaygın kullanılan lazerlerden CO₂ ve Nd:YAG lazerlerin dalgaboyları sırayla 10600 nm (uzak kızılötesi) ve 1064 nm(yakın kızılötesi) dir. Bu iki lazer de kızılötesi aralıkta yer aldıkları için gözle görülmemektedirler. Bu nedenle bu lazerlerin kullanımlarını kolaylaştırmak amacıyla lazer cihazı içine gözle görülebilen He-Ne lazerler eklenmektedir (145).

İdeal lazer sistemleri, lazer ışığının dokuya iletimi amacıyla, fiberoptik iletim sistemlerinden yararlanmaktadırlar. Bu sistemler esnek ve kullanımı kolay olup, kontakt ve non-kontakt işlemleri mümkün hale getirirler (190). Ancak tüm dalgaboyları (örn: CO₂) quartz yapısındaki fiberoptikler boyunca iletilememektedir. Bu diğer tip lazerler içi boş metal boru ve ayna kombinasyonlarından oluşan eklemlili ileti sistemleri kullanmaktadırlar. Bu sistemler yüzeysel dokularda fazla probleme yol açmazken, oral kavite gibi ulaşımın zor olduğu sahalarda ideal olmaktan uzaktırlar. Bazı yeni lazer sistemlerinde ise eklemlili ileti sisteminin bir varyasyonu olan ve ‘*hollow wave guide*’ olarak adlandırılan sistemleri kullanmaktadırlar. Hollow wave guide, ışığı dokuya kadar iletmek amacıyla içi aynayla veya folyoyla kaplanmış,

esnek bir metal tüptür. Fiberoptik sistemler kadar esnek olmayıp, endoskopik ileti kapasitesine sahip olmasa da hekimin oral kaviteye ulaşmasında önemli ve kullanışlı bir sistem olarak değerlendirilmektedir (191).

Tablo 2.2.1. Dişhekimliği ve tıpta kullanılan lazer dalgaboyları.

Dişhekimliğinde kullanılan lazerler	Dalga boyu
ArF (Argon-flor) Excimer	193 nm
KrF (Kripton-flor) Excimer	248 nm
XeCl (Zenon klorür) Excimer	308 nm
Frequency-Doubled Alexandrite	377 nm
Krypton Ion	407 nm
Argon Ion	488, 514.5 nm
Dye (Boya)	507-510 nm
Frequency-Doubled Nd:YAG	532 nm
Diot (Low Level)	600-908 nm
Gold Vapor	628 nm
Argon-Pumped Dye	630 nm
Copper Vapor Pumped Dye	630 nm
Helyum-Neon	632 nm
Ruby	694.3 nm
Diot (GaAlAs, GaAs)	800-830, 904-950 nm
Nd:YLF	1.053 μm
Nd:YAG	1.064 μm
Nd:YAP	1.34 μm
Ho:YAG	2.12 μm
Er:YSGG	2.78 μm
ER:YAG	2.94 μm
Serbest elektron	3.0, 6.1, 6.45 μm
Karbon Dioksit	9.3 μm

Değişik tipteki lazerler aynı doku üzerinde farklı etkiler gösterebilirler. Benzer şekilde bir lazer uygulandığı dokuya göre de farklı etkiler oluşturabilir. Bu nedenle her tip lazerin her uygulamada aynı etkiyi yaratmayacağı unutulmamalıdır. Lazerlerin gücü ve fokal nokta büyüklüğü ayarlanarak dokuda kesme, vaporizasyon ve koagülasyon gibi değişik etkiler meydana getirilebilir.

Lazer enerjisi dokuya çarptığında absorbe olabilir, yansıyabilir (*reflection*), doku içinde dağılım gösterebilir (*scatter* etkisi) veya dokuda herhangi bir etki getirmeksizin dokuyu terkedebilir (transmisyon) (137). Lazerin, dokuda vaporizasyon ve karbonizasyonu en kolay meydana getiren etkisi absorpsiyondur. Bir lazerin biyolojik bir etki gösterebilmesi için enerjisi absorbe edilmelidir. Dokudaki absorpsiyonun miktarı, lazerin dalga boyu ve hedef dokunun optik özelliklerinden etkilenmektedir (160).

Yansıyan ışık, doku yüzeyinden sekerek dışarıya doğru dağılmaktadır. Yansımanın meydana gelmesi, dokuya iletilmesi hedeflenen enerjinin istenilen miktara ulaşamayacağı anlamına gelmektedir. Lazer ışığı enerjisinin doku içinde molekülden moleküle sekerek dağılması, '*scatter*' etkisi olarak bilinmektedir (137). Yüksek absorpsiyon sonucu minimal scatter gözlenir. Scatter, enerjinin dokuda daha geniş bir hacme dağılmasından sorumludur. Bu şekilde termal hasar etkisi de en aza indirilmiş olur.

Enerji dokuda bir miktar dağıldıktan sonra absorpsiyon meydana gelir. Absorpsiyon doku içindeki termal etkiden sorumludur. Bu durum ışık enerjisinin ısı enerjisine dönüşümü olarak da tarif edilebilir. Diş hekimliğinde dokuda meydana gelen etkilerin çoğu ısı tarafından indüklenmektedir. Absorpsiyondan önce bahsedilen üç etki (yansıma, skatter, transmisyon) doku içerisinde bir etki meydana getirmezken, absorbe olan ışık çeşitli farklı sonuçlara yol açabilmektedir. Bunların içinde en önemlisi, doku içinde ani ısı oluşumu olarak tarif edilebilen fototermal etkidir. Bu etki, yumuşak dokulardaki intraselüler sıvının kaynarak buharlaşması sonucunda hücrenin patlayarak devamlılığının bozulması ile ortaya çıkmaktadır. Sert

dokularda da hidroksiapatit yapısı içinde benzer etkiler görülebilmektedir. Belirli bir prosedür için en uygun olan lazerin seçimi, aslında hedef dokuda en az yansıma, scatter ve transmisyon yapan; yani en fazla absorbe olan dalga boyunun tespiti. Su tarafından absorbe olan lazer dalgaboyları (CO_2 , Er:YAG lazerler), yumuşak doku cerrahisi için uygundur. Benzer şekilde hemoglobin tarafından absorbe olanlar vasküler doku ve lezyonlar için daha uygun olmaktadır. Argon lazer dalgaboyları, kompozit rezinler tarafından absorbe olurken, hem su hem hidroksiapatit tarafından absorbe olan Er:YAG ve Er:Cr:YSGG lazerler sert dokuda kullanım için uygundur (190). Birden çok ortam tarafından absorbe olan dalga boyuna sahip lazerler her dokuda değişik bir etki meydana getirebilmektedir. Buna ek olarak vasküler lezyonlarda derin bir hemostaz istenildiğinde, lazerin bir miktar transmisyon yapması da arzulanan bir özelliktir. Çeşitli klinik uygulamaları mümkün kılmak için birden fazla dalga boyu üretebilen cihazlar da mevcuttur (Er:YAG ve Nd:YAG gibi). Bu cihazlar hekime dalga boyunu değiştirerek istenen doku etkisini değiştirme imkanı vermektedir (135, 192)

1960 yılında Maiman tarafından ruby (yakut) lazerin bulunmasını takiben, araştırmacılar bu teknolojinin diş hekimliği uygulamalarına uygunluğunu incelemişlerdir. Stern ve Sognaes (134) ile Goldman ve diğ. (133) yakut lazerin dişhekimliğindeki potansiyel kullanımlarını ilk inceleyen araştırmacılar. Sert dokulardaki lazer çalışmaları, yakut lazerin mine yüzeyinin altındaki demineralizasyonu azaltmadaki potansiyel kullanımı ile başlamıştır. Bu çalışmaların bulguları, lazer irradiasyonunu takiben, minenin geçirgenliği ve asit demineralizasyonunda azalma olduğunu göstermiştir.

Lazerlerin endodonti alanında ilk defa kullanıldığı çalışma ise, 1971 senesinde Weichman ve Johnson (136) tarafından gerçekleştirilmiştir. Araştırmacılar yüksek enerjili bir kızılötesi CO_2 lazer kullanarak, apikal forameni tıkamaya çalışmışlardır. Başarılı sonuçlar vermeyen bu çalışma, kendilerinden sonra gelen başka araştırmacılara ilham kaynağı olmuştur. Weichman ve diğ. (193) da, apikal forameni tıkamak için Nd:YAG lazeri

denemişlerdir. Bu öncül çalışmalar sonucunda lazerin dentin ile etkileşimine dair önemli bilgiler elde edilmiştir.

2.2.1 Lazerlerin kullanım alanları:

a) Pulpadaki kan akımının tesbiti:

'*Lazer Doppler Flowmetry*' (LDF) retina, renal korteks ve cilt gibi mikrovasküler sistemlerin kan akımını belirlemek üzere geliştirilmiştir (194). Bu teknikte, hareketli kırmızı kan hücreleri tarafından scatttere uğradığında, Doppler prensibine uygun olarak frekansında değişim meydana gelen 632,8 nm dalga boyuna sahip bir He-Ne lazer ışık demeti kullanılmaktadır. Çarptığı doku tarafından geri yansıtılan ışıktaki frekans değişimi tespit edilerek kan akımı ölçülebilir bir sinyale dönüştürülür. Bu yöntem, hayvanlarda ve insanlarda sağlam dişlerin kan akımını izlemek amacıyla uygulanmıştır (146, 195-197). LDF tekniği umut verici olsa da periodonsiyumdaki kan hücrelerinin hareketi, çevre ışığın şiddeti ve hastanın hareketine bağlı artifaktlar gözönüne alındığında bu tekniğin henüz tam anlamıyla güvenilir olduğunu söylemenin güçlüğünden bahseden çalışmalar mevcuttur (146, 198).

b) Dentin hassasiyeti tedavisi:

Dentin hassasiyeti, dokunma veya hava sıkılmasının yanında, termal, ozmotik, ve kimyasal uyaranlara cevap olarak, açığa çıkmış dentinden kaynaklanan kısa süreli, keskin ve diğer herhangi bir dental defekt veya patoloji ile ilişkilendirilemeyen bir ağrı olarak tanımlanmaktadır (199). Hatalı diş fırçalaması, dişeti çekilmesi ve beslenme şekline bağlı olarak dentin hassasiyeti başlayabileceği rapor edilmiştir (200). Dişin dış ortam ile ilişkili açık dentin tübüllerinin bu hassasiyette önemli rol oynadıkları düşünülmektedir. Hassas dişlerde uyaranın diş boyunca iletilmesinde hidrodinamik bir mekanizma olabileceği rapor edilmiştir (201). Bu vakalarda

uygulanacak tedavinin, pulpaya zarar vermemesi, uygulama sırasında nispeten ağrısız olması, kolay uygulanması, hızlı etki göstermesi, uzun süre etkin olması ve dişte boyanmaya yol açmaması istenmektedir. Birçok tedavi şekli bu kuralların tümünü yerine getirmekte yetersiz kalmaktadır. Bazı araştırmacılar lazerlerin dentin hassasiyetinin tedavisinde güvenilir sonuçlar verdiğini rapor etmişlerdir (147, 202, 203). Dentin hassasiyeti tedavisi amacıyla lazer kullanımı ilk kez 1985 yılında Matsumoto ve diğ. (147) tarafından rapor edilmiştir. Dentin hassasiyeti tedavisinde kullanılan lazerler düşük çıkış güçlü lazerler (He-Ne, GaAlAs lazerler) ve orta çıkış güçlü lazerler (Nd:YAG ve CO₂ lazerler) olarak iki grupta incelenmektedir. 632.8 nm dalga boylu He-Ne lazerin 6mW gücünde 1-3 dakika kullanımının dentin hassasiyetini iyileştirmede oldukça başarılı sonuçlar verebileceği rapor edilmiştir (204-205).

Lazerlerin dentin hassasiyetini hangi mekanizma ile giderebildikleri tam olarak açıklığa kavuşmamıştır. Bunun yanında her lazer için farklı bir mekanizma olabileceği de kabul edilmektedir (206). He-Ne lazerin, sinirlerin aksiyon potansiyeli üzerinde etki gösterdiği düşünülmektedir (207). GaAlAs lazerin, C lifi afferentlerinin depolarizasyonunu bloke ederek ağrıyı baskıladığı bildirilmiştir (208, 209). CO₂ lazerlerin orta güç seviyelerinde kullanımı sonucunda dentin tübüllerinin tıkanarak permeabilitenin azaldığı bildirilmiştir (210).

Düşük çıkış enerjili lazerlerde (He-Ne, GaAlAs lazerler), enerjinin az miktarının mine veya dentinden geçerek pulpaya ulaştığı bildirilmiştir (211, 212).

c) Pulpa kaplaması ve pulpotomi:

Kök gelişimi tamamlanmamış daimi dişlerde apeksifikasyon tamamlanmadan daimi kanal tedavisi tavsiye edilmemektedir. Endodontik tedavi alternatifi olan pulpotomi için lazer kullanıldığında, lazerlerin dokuyu

vaporize etme ve küçük kan damarlarını koagüle etme ve tıkama özelliklerinden dolayı kansız ve steril bir çalışma sahasının elde edilebileceği bildirilmiştir (206).

Ekspoz pulpa dokularında lazer kullanımının mümkün olduğunu gösteren çalışmalar mevcuttur (213, 214). Shoji ve diğ. (215), CO₂ lazer uyguladıkları pulpaların radiküler kısımlarında bir hasar tespit etmediklerini bildirirlerken, CO₂ lazerin pulpa üzerindeki direkt etkisi Wilder-Smith (216) tarafından da incelenmiştir. Bu çalışmalarda, lazer uygulanan dokunun altında kalan dokularda lazere bağlı bir hasar gözlenmemiştir. Pulpa kaplaması ve pulpotomi amacıyla, kullanımda uygun parametrelerin seçiminin önem kazanacağı ve lazer enerjisinin çok güçlü olması durumunda tedavinin başarısız olacağı bildirilmiştir (206).

d) Kök kanal duvarlarında,lazer uygulaması ile yaratılan değişiklikler:

Nd:YAG lazerle kanal preparasyonu üzerine yapılmış birçok çalışma mevcuttur (217-220). Literatürde uygun parametrelerin kullanımına bağlı olarak debris ve smear tabakasının uzaklaştığını rapor eden çalışmalar yer almaktadır (221-224). Miserendino ve diğ. (218) ise lazer kullanımı sonrasında dentin permeabilitesinde azalma olduğunu tespit etmişlerdir.

Argon lazerin prepare edilmiş kök yüzeylerinde etkili bir temizlik gerçekleştirdiğini bildiren çalışmalar mevcuttur (225-229). Zhang ve diğ. (227) lazerle beraber gümüş-nitrat Ag(NH₃)₂F kullanıldığında bu temizlik etkisinin arttığını belirtmiştir.

Bazı araştırmacılar, Er:YAG lazerin kök kanal duvarlarındaki smear'i uzaklaştırma etkinliği yönünden Argon ve Nd:YAG lazerden daha etkili olduğunu bildirmişlerdir (23-25, 230, 231)

532 nm dalga boyundaki KTP lazer irradiasyonunun, kök kanallarından smear tabakası ve debris uzaklaştırdığı rapor edilmiştir (26,

27). 308 nm dalga boyuna sahip XeCl lazerin dentini eriterek açık dentin tübüllerini tıkayabileceği gösterilmiştir (232-234).

e) Kök kanallarının sterilizasyonu:

Lazer, enerjisi ve dalga boyu özellikleri yüzünden mikroorganizmaların yok edilmesinde etkili bir araç olarak değerlendirilmektedir (235). Fiberoptik iletim sistemine sahip lazer sistemlerinin kök kanalına ulaşması daha kolay olduğundan esnek olmayan ayna kollu iletim sistemlerine kıyasla kök kanallarındaki kullanımının daha uygun olduğu rapor edilmiştir (206).

Hardee ve diğ. (236) lazer kullanımı sırasında oluşan buhar aracılığıyla hasta ve hekimin bakteriyal kontaminasyona uğrayabileceğini bildirmişlerdir. McKinley ve Ludlow (237) kök kanallarında lazerlerin kullanımı sırasında enfeksiyon yayılımının önlenmesi amacıyla güçlü aspirasyon sistemleri ve benzeri önlemlerin alınmasının önemini vurgulamışlardır.

f) Retrograd kök kanal dolgularında mikrosızıntısının  nlenmesi:

Karlovich ve diğ. (238), 60 adet kök kanal dolgulu dişe Er:YAG lazer veya ultrasonik kullanarak kök rezeksiyonu yaparak, retrograd kaviteleri MTA, Super-EBA ve IRM ile restore etmişlerdir. Deney gruplarına mikrosızıntı uygulandığında, lazer grubundaki örneklerde daha az mikrosızıntı olduğu belirtilmiştir.

g) Lazerlerin periapikal cerrahide kullanımı:

CO₂ ve Nd:YAG lazerler, kök ucu rezeksiyonu, retrograd endodontik apikal kavite preparasyonu ve periapikal küretaj etkinliği yönünden incelenmiştir (239, 240). Apikal rezeksiyonu takiben Nd:YAG lazer

uygulaması sonucu bakteri ve boya penetrasyonunda azalma bildirilmiştir (240, 241).

2.2.2 Dişhekimliğinde Erbiyum Lazerler:

Erbiyum grubu lazerler, Er:YAG ve Er:Cr:YSGG lazerler olarak iki alt grupta toplanmıştır. Bu lazerler birbirlerine benzer özellikler göstermektedirler. Her iki lazerde de aktif ortam katı kristaldir. Er:YAG lazerin dalga boyu 2940 nm iken, Er:Cr:YSGG lazerin dalga boyu 2790 nm dir. Her iki dalga boyu da elektromanyetik spektrumun gözle görülmeyen ve iyonize olmayan kızılötesi kısmında yer alır. Erbiyum lazerlerin suda absorpsiyonunun tüm lazerlerden fazla olduğu ve bunun yanında kollajen ve hidroksiapatit için yüksek bir afiniteye sahip oldukları bilinmektedir (139).

Hidroksiapatit yapıya bağlı bulunan su, lazer enerjisini kolayca absorbe etmektedir. Vaporize olan su, hacimsel bir genişleme göstererek çevredeki materyalin 'patlayarak' uzaklaşmasına neden olmaktadır (ablasyon). Çürük dentinin su içeriğindeki artış sayesinde bu lazerlerin çürük dokuyu daha kolay uzaklaştırdığı da bildirilmiştir (139).

Er:YAG ve Er:Cr:YSGG lazerlerin dalgaboyları, yumuşak doku lazerleri (diod ve Nd:YAG gibi), için uygun olan quartz optik fiberler tarafından iletme uygun değildir. İletimlerinde, quartz dışında bir madde içerikli fiberler kullanılmaktadır (128). Quartz fiberler 300-2400 nm aralığındaki enerji iletimine olanak sağlarken, bu aralık dışına çıkıldığında iletimde ciddi bir düşüş gözlenmektedir. Günümüzde lazer enerjisini, kaynağından hasta ağzına iletmek için üç metod kullanılmaktadır. Birinci metod, su içeriği gözardı edilebilir kabul edilen zirkonyum alüminyum florid veya benzeri bir optik fiberdir. İkinci alternatif, enerjiyi hortum benzeri bir yapının iç duvarlarından yansıtarak taşıyan '*hollow wave guide*'dir. Bu sistemin avantajı, fiberlerden daha ucuz olmalarıdır. Ne var ki esneklikleri fiberlerle kıyasla daha azdır. Üçüncü alternatif ise CO₂ lazerler gibi uzun

dalgaboylarının taşınmasına olanak sağlayan eklem-kollu sistemlerdir (128). Enerji iletim sisteminin ucunda bulunan aerotor benzeri kısım ve takılıp çıkarılabilen uçlar sistemi tamamlamaktadır.

GEREÇ VE YÖNTEM

3.1 Dişlerin hazırlanması ve deneysel prosedürler:

30 adet yeni çekilmiş, çürüksüz tek kök ve kanallı insan alt premolar dişi, 4°C sıcaklıkta ve %0.9 wt/vol NaCl solusyonunda deney başlangıcına kadar maksimum bir ay boyunca bekletildi. Dişlerin üzerindeki yumuşak ve sert eklentiler, kretuar yardımıyla uzaklaştırıldı. Dişler soğutmaya alınmadan önce periapikal radyografları alınıp, kök kanalında kalsifikasyon izlenmeyen dişler çalışmaya dahil edildi. Dişler deneysel işlemlerden 24 saat önce oda sıcaklığına transfer edildi. Ardından dişlerin kronları, kök-kron birleşimi hizasında yavaş turlu elmas disk ile su soğutması altında ayrıldı (Isomet, Buehler, Lake Bluff, IL). Takiben, elde edilen köklerin çalışma boyunun tesbiti için 10 numaralı kanal eğesi kanala yerleştirildikten sonra apikal doğrultuda hafifçe ilerletilerek apekse ulaşması sağlandı. Apikal foramene ulaşan eğe, gözle görülür hale gelince eğe bir miktar geri çekilerek, apikal bölgede oluşturulacak stop noktası tesbit edilmiş oldu. Preparasyon işlemine başlamadan önce bütün dişlerin apikal forameni, kullanılacak sıvıların kök ucundan dışarı akmaması ve dolayısıyla debrisin kök ucundan çıkışının önlenmesi amacıyla yumuşak mum ile kaplandı. Tüm örneklerde master apikal eğe ISO 35 numara ile sabitlendi. Apeksin 35 numaraya kadar genişletilmesini takiben, Gates-Glidden frezlerle koronal genişletme sağlandı. Daha sonra step-back tekniğine uygun olarak, her örnekte 60 numaralı eğeye kadar genişletme yapıldı. Her eğe kullanımından sonra kök kanallarında oluşan smear tabakası her grupta aşağıda belirtildiği şekilde uzaklaştırılmaya çalışıldı:

Grup 1 (Kontrol grubu): Her eğe kullanımından sonra kanallar 2ml %5,25 lik NaOCl ile irrigate edildi. Kök kanallarının mumla kapatılması irrigasyon solusyonunun kök içinde göllenip kanal duvarlarına temas süresini

etkileyeceği için, tüm irrigasyon işlemleri sırasında örnekler başaşağı tutuldu. Final irrigasyon için 10 ml % 5.25 NaOCl kullanıldı.

Grup 2: Biyomekanik preparasyon, her eğin Rc-Prep (Rc-Prep, Premier Dental, Norristown PA, USA) ile beraber kullanılması dışında, grup 1'de olduğu gibi gerçekleştirildi. Final irrigasyon için 10 ml % 5.25 NaOCl kullanıldı.

Grup 3: Grup 1 örneklerinde uygulanan biyomekanik preparasyonu takiben dişlere bir fiberoptik uç yardımıyla Er:Cr:YSGG lazer (Waterlase, Biolase, San Clemente, CA) uygulandı ve ardından kanallarda son yıkama için 10 ml % 5.25 NaOCl kullanıldı. (Bu lazerin dalga boyu 2.78 μ m, atım aralığı 140-200 μ s, frekansı 20 Hz dir). Lazerin çıkış gücü 3W olarak belirlendi. Lazer uygulaması boyunca örneklerin ısınmasını önlemek için iletim sisteminin hava-su spreyi kullanıldı. Hava ve su çıkış gücü %50 ye ayarlandı. Lazer ucu, kök kanalının her milimetresinde bir saniye kadar tutulmaya çalışılarak, apekse kadar dairesel hareketle ilerletildi. Lazer ucu, aynı şekilde apikalden koronale doğru da uygulanarak kök kanalından çıkıldı.

Preparasyon işlemi tamamlandıktan sonra üç gruba ait tüm örnekler SEM incelemesi ve SEM-EDX analizi için, düşük hızlı ve soğutmalı bir Isomet elmas testere (Buehler, Lake Bluff; IL) yardımıyla longitudinal iki parçaya ayrıldı (n=60).

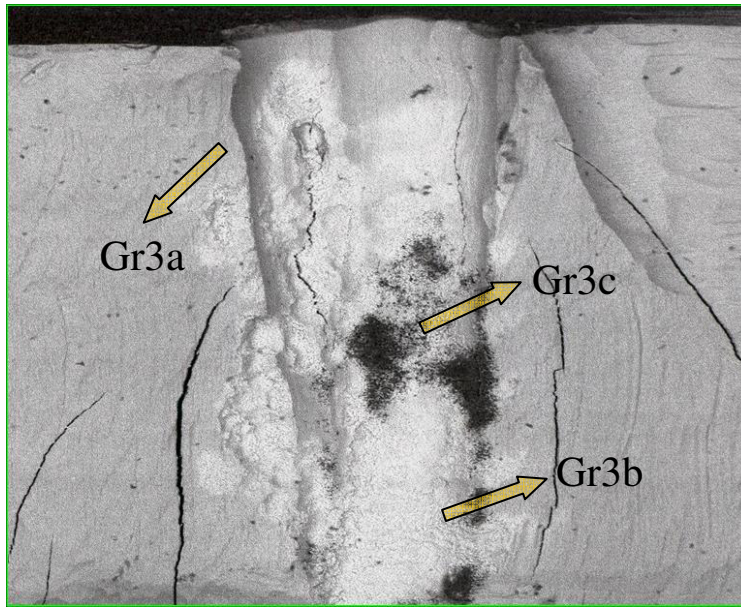
Grup1, 2 ve 3 örneklerine uygulanan prosedürler tablo 3.1.1 de görülmektedir:

Tablo 3.1.1. Gruplarda uygulanan işlemler.

	Her eğe kullanımından sonra	Preparasyonu takiben
Gr1	2ml %5,25 NaOCl	10ml %5,25 NaOCl
Gr2	2ml %5,25 NaOCl+Rc-Prep	10ml %5,25 NaOCl
Gr3	2ml %5,25 NaOCl	Lazer+10ml %5,25 NaOCl

3.2 SEM incelemesi ve SEM-EDX analizi:

Örnekler öncelikle bir stereomikroskop (SMZ-10, Nikon, Tokyo, Japan) altında, morfolojik farklılıklar yönünden incelendi. Bu incelemede normal dentin yapısı, çatlaklar, karbonizasyon sahaları gibi yüzeyel özellikler değerlendirildi. Üçüncü grupta (lazer grubu) yapılan stereomikroskopik inceleme ile, morfolojik olarak farklı üç saha tespit edildi. Bu sahalara şu şekilde adlandırıldı: Gr3a (herhangi bir renk değişimi izlenmeyen dentin yüzeyi), Gr3b (karbonizasyon sahasını çevreleyen ve karbonizasyon sahasından daha açık renkle karakterize 'parakarbonizasyon' sahası) ve Gr3c (koyu siyah renkle karakterize dairesel karbonizasyon odakları) (Resim 3.2.1).



Resim 3.2.1 Morfolojik olarak farklı üç sahanın stereoskopik görünümü. Gr3a, 3b, 3c olarak adlandırılan sahalara. Gr3c karbonizasyon sahasını göstermektedir.

Örnekler artan konsantrasyondaki etanol solusyonunda dehidrate edilip oda sıcaklığında 24 saat bekletildi. Örneklerin yarısı (n=30) 15 µm platin tabakası ile kaplanıp, smear tabakası, açık dentin tübülleri, erimiş yüzeyler ve çatlak veya karbonizasyon varlığı yönünden SEM (JSM T-220A, JEOL; Tokyo)'de incelendi.

Kalan yarılar (n=30), SEM-EDX incelemesi için % 10 luk formalin solusyonunda 48 saat fikse edildi ve daha sonra hemen oda sıcaklığında pH sı 7,3 olan fosfat tampon solusyonu ile perfüze edildi ve distile su ile yıkandı. Örnekler artan konsantrasyondaki etil alkol solusyonlarının herbirinde sırayla bekletildikten sonra rezin bloklara gömüldü. Polisaj işlemini takiben bir karbon kaplama makinesi (HUS 5 GB, Hitachi, Tokyo, Japan.) yardımıyla karbon kaplandı ve SEM-EDX analizi yapıldı (S-2500 Cx, HITACHI, Tokyo Japan ve Model Delta V1, Kevex, Foster City, CA, USA).

3.3 İstatistiksel Metod:

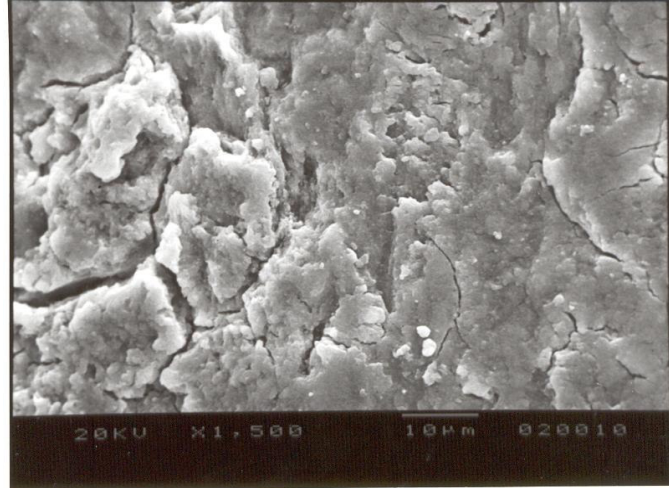
Her 3 gruptan elde edilen magnezyum (Mg), kalsiyum (Ca), fosfor (P) ve Ca/P ölçümleri Kruskal- Wallis ve Mann-Whitney U testlerine tabi tutularak gruplar arasındaki olası farklılıklar değerlendirildi (anlamlılık: $p=0.05$).

BULGULAR

Bu çalışma iki aşamada gerçekleştirilmiş olup her bir grupta farklı işlemlerin uygulandığı üç çalışma grubuna ait sonuçlar önce smear tabakasının uzaklaştırılması yönünden stereoskopi ve SEM ile, daha sonra da lazer uygulanan grupta kök kanal dentininin mineral içeriği SEM-EDX yöntemiyle incelendi.

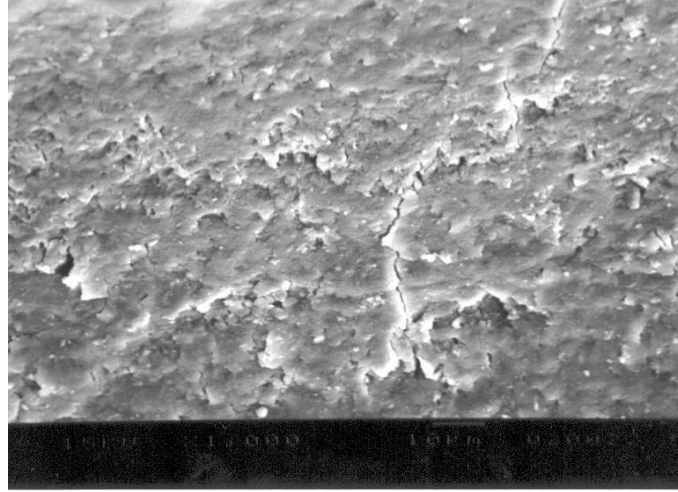
4.1 Stereoskopi ve SEM ile Değerlendirme Bulguları

Grup1 (kontrol grubu): Lazer uygulaması yapılmayan bu grupta, tüm kök yüzeyini örten yoğun ve homojen bir smear tabakası izlendi (Resim 4.1.1)



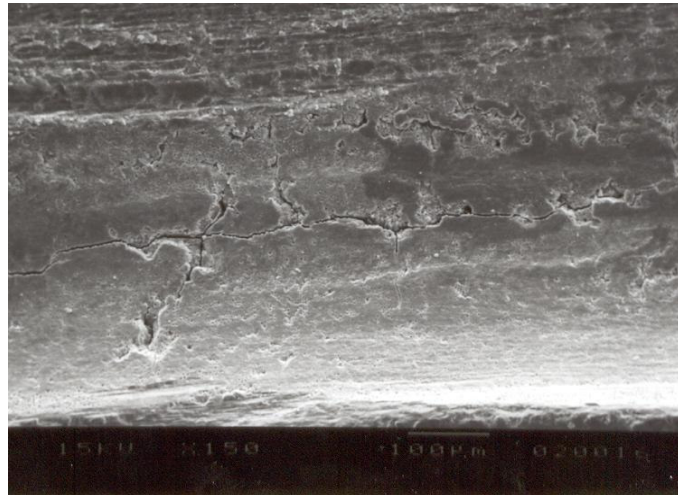
Resim 4.1.1 NaOCl ile irrig edilmiş kök kanal dentininin apikal üçte birlik alanında yer alan yoğun smear tabakasının görüntüsü (1500 x).

Dentin tübüllerinin de kök yüzeyi boyunca smear ve debris tarafından tıkanığı gözlemlendi (Resim 4.1.2).



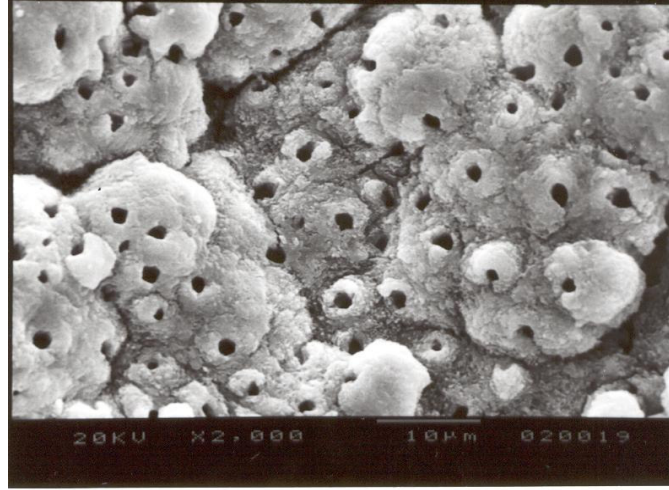
Resim 4.1.2 Orta üçte birlik bölgede, smear tabakası ile örtölü dentin tübüllerinin SEM görüntüsü (1000x).

Bunun yanında grup 1 örneklerinde irregüler görünümlü smear tabakasının en fazla olduğu ve smear tabakasının apikal üçlüde daha yoğun bir hal aldığı da gözlemlendi (Resim 4.1.3).



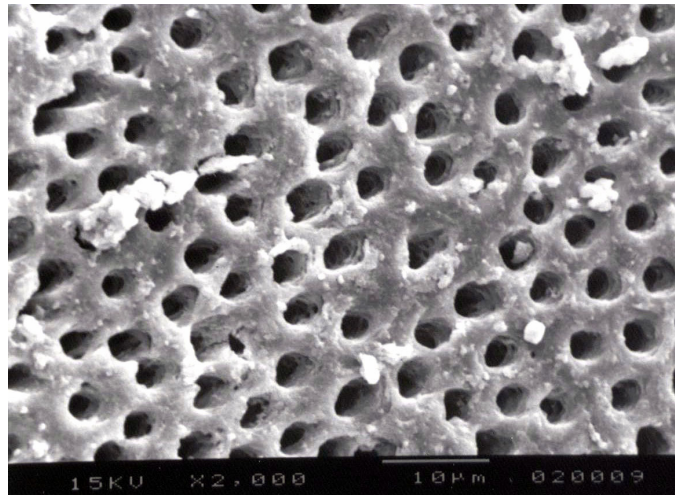
Resim 4.1.3 Kök dentininin apikal üçte birinde, yaygın ve homojen smear tabakasının görünümü (150x).

Kanal duvarlarında dokunulmamış sahalarda ise kalkosferik dentin yapısı gözlemlendi (Resim 4.1.4).



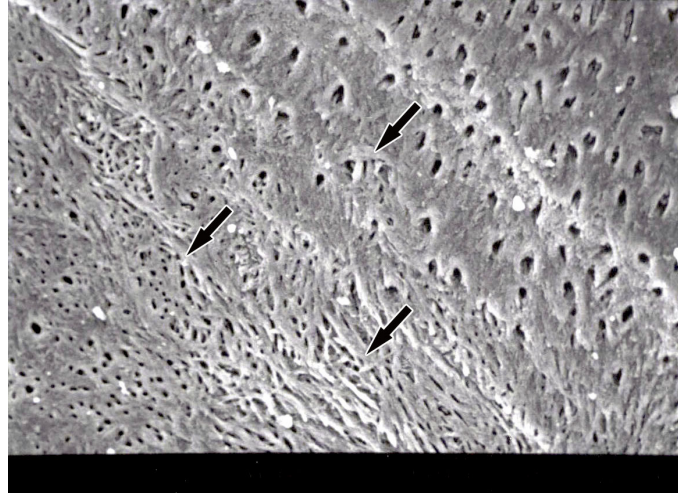
Resim 4.1.4 Birinci grupta, koronal bölgede kanal preparasyonu sırasında aletlerle dokunulmamış kalkosferik dentin yapısına ait bir SEM görüntüsü (2000x). Benzer görüntülere orta ve apikal sahalarda rastlanılmamıştır.

Grup2: Gr1 in aksine Rc-Prep ve NaOCl uygulanan örneklerin çoğunda dentin tübüllerinin açık olduğu izlendi (Resim 4.1.5). Smear tabakasının kısmen uzaklaşmış olduğu sahalarda da mevcuttu.



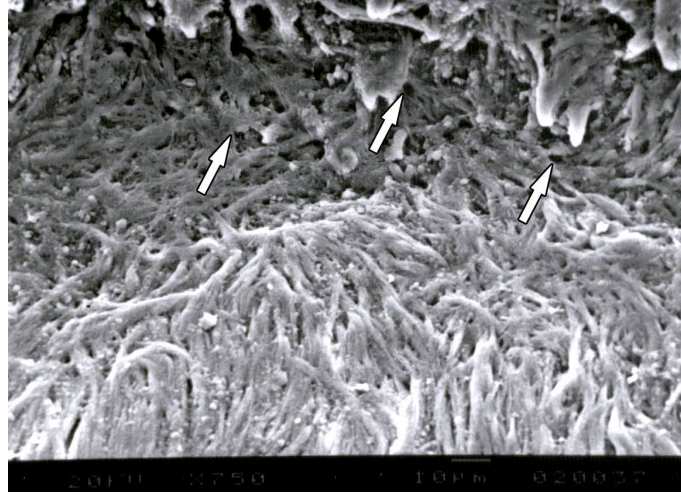
Resim 4.1.5. Rc-Prep ve NaOCl uygulanan grupta smear tabakası uzaklaştırıldıktan sonra dentinin yüzeyinin SEM altındaki görünümü (Apikal üçlü, 2000x)

Ayrıca, Rc-Prep ve NaOCl uygulanmış dentinde belli bölgelerde, muhtemel olarak Rc-Prep tarafından açığa çıkarılmış olan yüzeyel dentine ait kollajen liflerinin sıkıca birbiri içine geçmiş olduğu gözlemlendi. Bu kollajen ağların, Rc-Prep uygulamasını takiben yapılan NaOCl irrigasyonundan etkilenmediği ve açık olan birçok dentin tübülünü örttüğü de gözlemlendi.

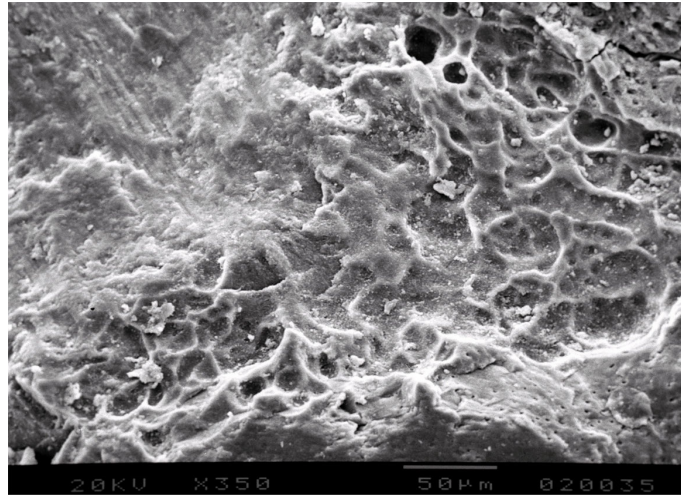


Resim 4.1.6 Orta üste birlik alanda açığa çıkmış yüzeyel dentin kollajen lifleri (oklar) ve dentin tübül ağızları (750x).

Grup 3: Bu gruba ait örneklerde, smear tabakasının kısmen veya tamamen uzaklaştığı ve dentin tübül ağızlarını maskeleyen birçok kollajen lifinin açığa çıktığı izlendi (Resim 4.1.7). Bu kollajen liflerinin birbirleriyle sıkı şekilde örtüşerek karmaşık bir yapı oluşturdıkları görüldü. Öte yandan dentin duvarlarının bazı bölgelerinde, parsiyel erime (melting) ve karbonizasyon gibi termal hasarlar da mevcuttu. Erimiş dentin yüzeyi üzerinde bir miktar serbest artığa rastlanırken, erimiş sahalardaki dentin tübüllerinin füzyon sonucunda tıkanmış oldukları gözlemlendi (Resim 4.1.8).



Resim 4.1.7 Apikal üçte birlik sahada, lazer uygulamasını takiben son yıkama için % 5,25' lik NaOCl kullanılan dentin yüzeyinin görünümü (750x). İççe geçmiş kollajen lifleri açığa çıkmış olup az sayıdaki tübül ağızı izlenmektedir (oklar).



Resim 4.1.8 Karbonizasyon sahasının SEM görünümü (Orta üçte birlik bölge). Dentinde erime ve buna bağlı olarak tıkanmış tübül ağızları izlenmektedir (350x).

4.2 SEM-EDX ile atomik analiz:

Tablo 4.2.1. Deney gruplarının mineral içerikleri (ağırlık %si). Değerler ortalama±standard sapma olarak belirtilmiştir.

	Gr1	Gr2	Gr3a	Gr3b	Gr3c	Gr3abc ortalaması
Mg	0,55±0,221	1,122±0,338	1,037±0,391	1,009±0,480	1,314±0,988	1,120±0,475
Ca	28,403±0,646	29,093±0,866	34,391±0,391	33,169±0,983	22,163±0,570	29,908±2,221
P	13,79±0,416	14,642±1,564	16,979±0,962	16,598±0,631	12,011±3,484	15,196±1,333
Ca/P	2,059±0,042	2,067±1,128	2,030±0,082	2,000±0,41	2,241±0,533	2,090±0,182

Yapılan SEM-EDX analizi sonucunda, Gr2, Gr3a ve Gr3b ve Gr3a,b,c ortalamasındaki magnezyum değerleri, kontrol grubundan anlamlı düzeyde yüksek çıkmıştır ($p<0,05$). Gr2, Gr3a ve Gr3b fosfor değerleri de istatistiksel olarak kontrol grubundan anlamlı düzeyde yüksek bulunmuştur ($p<0,05$). Gr3a ve Gr3b nin kalsiyum ölçümleri, Gr2 ve kontrol grubundan anlamlı olarak daha yüksek çıkmıştır. Bununla beraber, Gr3a,b,c ortalama kalsiyum değeri, bu iki gruptan istatistiksel olarak farklı değildir. Gr1, Gr2 ve Gr3a benzer Ca/P oranına sahipken ($p>0,05$). Gr3b ve Gr3c nin Ca/P oranları Gr2 ve kontrolden istatistiksel olarak farklılık göstermiştir.

TARTIŞMA

Kanal preparasyonu sırasında oluşan smear tabakasının kalsifiye dokuya ait inorganik partiküller, kollajen artıklar, odontoblastik uzantılar ve mikroorganizmalar gibi organik elementler içerdiği bilinmektedir (1). Henüz smear tabakasını tek başına uzaklaştırabilen bir solusyon geliştirilmediğinden irrigasyon solusyonu olarak organik ve inorganik çözücülerin birlikte kullanımı önerilmektedir (1-3, 9, 10, 25, 31, 73-76, 230).

Siqueira ve diğ. (242) %5 lik NaOCl ile birlikte 5 farklı preparasyon tekniği kullandıkları çalışmalarında bu tekniklerin hiçbirinin kök kanalında tam temizlik sağlamadığını bildirmişlerdir. Khabbaz ve diğ. (243) de kontrol grubu örneklerinde % 3 lük NaOCl kullanmışlar ve smear tabakasının uzaklaşmadığını bildirmişlerdir. Takeda ve diğ. (231) ise, prepare edilmiş kök kanallarından smear tabakasını uzaklaştırmak için her eğeden sonra 3 ml %5,25'lik NaOCl ve 3 ml %3'lük H₂O₂ uyguladıkları dişleri üç gruba ayırarak, %17'lik EDTA, %6'lık fosforik asit veya %6'lık sitrik asitle irriga etmişlerdir. Ancak kullanılan irrigasyon solusyonlarından hiçbiri smear tabakasını etkili biçimde uzaklaştıramamıştır. Bizim çalışmamızda da tek başına NaOCl ile irriga edilmiş örneklerde apikalden koronale, tüm dentin yüzeylerinde yoğun bir smear tabakasına rastlanılmıştır. Bunun yanında, bu çalışmada Rc-Prep ve NaOCl in birlikte kullanımının, endodontik preparasyon sırasında oluşturulan smear tabakasını uzaklaştırmada etkili olduğu izlenmiştir. Bununla beraber bazı sahalarda smear tabakasının sadece kısmen uzaklaştığı da gözlenmiştir. Şen ve diğ. ile Ciucchi ve diğ (4, 123) de, NaOCl ve EDTA' nın birlikte kullanımına rağmen smear tabakasının ancak kısmen uzaklaştırıldığını göstermişlerdir. Hüllsmann ve diğ. (15), kök kanal preparasyonu için Hero 642 ve Quantec SC dönen aletleri Rc-Prep ve NaOCl ile beraber kullanmışlar ve örneklerin birçoğunda smear tabakasının neredeyse tamamen uzaklaştığını veya çok ince bir katman şeklinde

kaldığını bildirmişlerdir. Yazarlar çok sayıda açık dentin tübülü bulunmasını da Rc-prep uygulaması ile ilişkilendirmişlerdir. Çalışmamızın sonuçları, bu araştırmaların bulguları ile paralellik göstermektedir.

Çalışmamızda, açığa çıkan yüzeyel kollajen liflerin, NaOCl irrigasyonundan etkilenmeden kalmış olması, dikkat çekici bir bulgudur. Rc-Prep ve NaOCl kullanılan gruptan elde edilen bu spesifik bulgu, smear tabakasıyla beraber kollajen yapıyı uzaklaştırmak için NaOCl' in kullanım miktarı ve süresi ile ilgili yeni bir çalışmanın gerekliliğine işaret etmektedir. Açığa çıkan desteksiz kollajen liflerin zaman içinde hidrolitik yıkıma bağlı olarak bağlantı ve mikrosızıntı direncini olumsuz yönde etkilediği bilinmektedir (244, 245). Dolayısıyla, bu desteksiz kollajen ağın kanal dolgusundan önce uzaklaştırılması zorunlu gözükmektedir.

Literatürde, kullanılan irrigantların yanısıra çeşitli preparasyon tekniklerinin de smear tabakasını uzaklaştırma etkinlikleri araştırılmıştır: Mayer ve diğ. (246), kök kanallarını ProFile ve Lightspeed dönen eğe sistemleri ile genişlettikleri çalışmalarında kök kanal irrigantı olarak %5,25 NaOCl ve %17 EDTA solusyonlarını kullanmışlardır. Ultrasonik uçlarla solusyonların kanal içinde aktive edilmesinin, solusyonun etkinliğine etkisini inceleyen bu çalışmanın sonucunda, bu yöntemin debris ve smear uzaklaştırma yönünden ekstra bir avantaj sağlamadığını rapor etmişlerdir. Ayrıca smear tabakasının örneklerin apikal üçlü bölgesinde daha yoğun olduğu da belirtilmiştir. Heard ve Walton (33) da ultrasonik aktivasyonun etkisini inceledikleri çalışmalarında, özellikle eğimli ve düzensiz kök kanallarında smear ve artıkları uzaklaştırmada ultrasonik aktivasyonun anlamlı bir farklılık yaratmadığını rapor etmişlerdir.

Endodontik amaçlarla uygulanan lazerlerin meydana getirdiği yapısal değişiklikler birçok çalışmaya konu olmuştur. (25, 167, 230, 247). Biz de çalışmamızda literatürde yer alan çalışmalardan farklı olarak smear tabakasının etkin bir şekilde uzaklaştırılması amacıyla lazer kullanımının

geleneksel irrigasyon rejimiyle karşılaştırmalı olarak değerlendirmesini yapmayı amaçladık.

Lazerlerin smear tabakasını uzaklaştırma etkinliğini değerlendiren bazı çalışmalarda elde edilen sonuçlar umut verici niteliktedir (132, 232, 248). Goya ve diğ. (52) Nd:YAG lazerin smear tabakasını uzaklaştırmada etkili olabileceğini ileri sürmüşlerdir. Moshonov ve diğ. (225) ile Yamazaki ve diğ. (249) smear yapısını uzaklaştırmak için argon lazerin etkili olduğunu bildirmişlerdir. Tani ve Kawada (250) çekilmiş dişlerde smear tabakasını uzaklaştırmak amacıyla hem CO₂ hem de Nd:YAG lazer kullanmışlar ve smear tabakasının eridiği veya buharlaştığı, dentin tübüllerinin ise erimiş inorganik materyalle tıklandığı sonucunu rapor etmişlerdir. Takahashi ve diğ. (23), Er:YAG lazer uygulamasından sonra smear tabakası ve artıkların büyük bir oranda uzaklaştığını, bu nedenle açık dentin tübüllerinin izlendiğini belirtmişlerdir. Takeda ve diğ. (231), CO₂ ve Er:YAG lazerin smear tabakasını uzaklaştırma etkinliğini karşılaştırdıkları bir başka çalışmada 23 saniye boyunca CO₂ lazer uygulanan örneklerin orta üçlüsünde smear tabakası bulunmadığını ve dentin tübüllerinin açık olduğunu, ancak apikal üçlüde kömürleşmiş, erimiş, rekristalize olarak camsı bir yapıya dönüşmüş sahalar bulunduğunu bildirmişlerdir. Er:YAG lazer uygulanmış örneklerde ise smear tabakasının hem orta hem de apikal üçlünden uzaklaşmış olduğu belirtilmiştir. Dederich ve diğ. (217) dentin yüzeylerine 10-90 W arasında değişen değerlerde Nd:YAG lazer uyguladıkları çalışmalarında kullanılan düşük parametrelerde dentinde herhangi bir etki göstermezken, güç artırıldığında kök dentininin eriyip rekristalize olarak camsı görünümde bir doku haline dönüştüğünü göstermişlerdir. Kantola ve diğ. (251), CO₂ lazer uygulanan mine ve dentin yüzeylerinde hidroksiapatit kristal yapısında modifikasyon meydana geldiğini rapor etmişlerdir. Tewfik ve diğ. (26), Nd:YAG lazerin modifikasyonu olan KTP /532 lazeri 1-5 W ve 0.2-1 saniye parametrelerinde kullandıklarında aynı örnek yüzeyinde farklı sonuçlar bulmuşlardır. Buna göre bazı sahalarda herhangi bir etki meydana gelmezken, güç artırıldıkça hafif yüzey değişimleri, smear tabakası ve dentinin erimesi veya buharlaşması gibi morfolojik değişiklikler gözlenmiştir.

Deutsch ve diğ. (252), Ho:Yag uygulanan dentin örneklerinde erime ve rekristalizasyon tespit etmişlerdir. Çalışmamızda, Er:Cr:YSGG lazer uygulanan örnekler, stereoskopik incelemede Gr2 örneklerine benzer özellikler göstermişlerdir. Bunun yanında yapılan SEM incelemesinde, Gr2 örneklerinden farklı olarak, bazı sahalarda erime, füzyon ve karbonizasyon gibi termal hasarlara rastlanmıştır. Bu bulgular, Yamazaki ve diğ. (253) nın çalışması ile benzerlik göstermektedir. Kimura ve diğ. (254) nın çalışmasında Er:YAG lazerin smear tabakasını neredeyse tamamen uzaklaştırdığı ve karbonizasyona neden olmadığı bildirilmiştir. Takeda ve diğ. (25) de, kök kanallarına 1 W ve 2 W gücünde Er:YAG lazer uyguladıkları örneklerde debris bulunmadığını, smear tabakasının buharlaşması sonucu açık dentin tübüllerinin izlendiğini rapor etmişlerdir. Bunun yanında orta üçlüde optik fiberin değmediği bazı sahalarda smear tabakasının kaldırılamadığını da belirtmişlerdir.

Çalışmamızda kullanılan irradiasyon ve soğutma parametreleri, Yamazaki ve diğ. (253)'nin önerdiği güvenli sınırlar içinde olmasına rağmen, karbonizasyona neden olmuştur. Bu sonuç, karbonizasyon sahalarında su spreyinin etkili olmadığını düşündürmektedir. Suyun sert ve yumuşak dokudaki lazer uygulamalarındaki önemi daha önceki çalışmalarda rapor edilmiştir. (230, 253-255). Çalışmamızda lazeri kök içerisine ileten fiber optik ucun belli seviyelerde uzun süre hareket ettirilmeden kalması, su partiküllerini buharlaştırarak dentinin kuru ablasyonuna yol açmış olabilir. Lazerle ilişkili karbonizasyona ultramorfolojik düzeyde (SEM) de izlenebilen çatlakların eşlik ettiği de rapor edilmiştir (248, 253). Read ve diğ. (256) kök ucu rezeksiyonu için CO2 lazer kullandıkları dentin yüzeylerinde çatlaklar, kraterler ve kömürleşme odakları görüldüğünü rapor etmişlerdir. Bu araştırmacılar aynı zamanda smear tabakasının uzaklaşması nedeniyle kraterlerin içindeki dentin tübüllerinin açık olduğunu da rapor etmişlerdir. Dankner ve diğ. (234) nin yaptığı çalışmada ise 1J/cm², 25 Hz ve 4 saniye süreyle XeCl lazer uygulanan örneklerde, lazerlenmiş yüzey boyunca çatlaklar ve erime ve buna bağlı kısmen tıkalı dentin tübülleri gözlenmiştir. Kumar ve diğ. (257), 'nın çalışmasında da, örneklerin morfolojik özelliklerine bakıldığında, 3 saniyelik

XeCl lazer uygulaması sonucunda smear tabakasının kısmen uzaklaşmasına rağmen bazı sahalarda hala mevcut olduğu ve dentin tübüllerinin kısmen açık olduğu rapor edilmiştir. 5 saniye lazer uygulamasının örneklerdeki smear tabakasını uzaklaştırarak dentinde erime meydana getirdiği ve dentin yüzeyinin düzensiz bir görünüm sergilediği de gözlenmiştir. Bu çalışmada artan optik büyütme ile dentinde bir takım porlar mevcut olduğu gözlenmiştir. 7 saniye süreyle lazer uygulanan örneklerde ise dentin erimiş, kaynaşmış (*fused*) ve rekristalize olmuştur. Bununla beraber, dentinde çatlaklar da gözlenmiştir. Bu çalışmada tübüllerde kısmi tıkanma ve dentin yüzeyinde erime ile karakterize görüntünün lazer uygulanan örneklerin ortak bir özelliği olduğu bildirilmiştir. Stabholz ve diğ. (232) de çalışmalarında benzer bulgular rapor etmişlerdir.

Bu çalışmalarda elde edilen farklılıklar, lazerlerin etkinliğini belirleyen kriterlerle açıklanabilir. Lazerlerin etkisi, kullanılan güç seviyesi, uygulama süresi, dokudaki absorpsiyon miktarı, kök kanalının geometrisi ve uçla hedef arasındaki mesafe gibi birçok faktöre bağlıdır (217, 225). Khabbaz ve diğ. (243) de Er:YAG lazer uygulanan örneklerin büyük kısmında dentin yüzeylerinde çatlaklara rastladıklarını bildirmişlerdir. Aynı araştırmacılar oluşan çatlakların dentin yapısının bütünlüğünü bozması nedeniyle endodontik tedavinin başarısında olumsuz bir etki yaratabileceğini vurgulamışlardır. Öte yandan Wigdor ve diğ. (167), uygun lazer parametreleriyle birlikte yeterli su spreyi kullanımının bu problemleri çözebileceğini rapor etmişlerdir

Çalışmamızda, örnekler alkolle yapılan seri dehidratasyondan önce fikse edilmediğinden, bu çatlaklar mikroskopi hazırlık aşamasında meydana gelen artifaktlar olarak değerlendirilmiştir. Nitekim bizim çalışmamızda da benzer çatlaklar, lazer uygulaması yapılmamış grup 1 örneklerinde de izlenmektedir.

Literatürde lazerin dentin içeriğinde meydana getirebileceği olası değişiklikler, farklı yöntemlerle belirlenmeye çalışılmıştır. Lee ve diğ. (17) Er:YAG lazerin faz, kompozisyon ve morfolojik özellikleri yönünden dentinde

meydana getirdiği değişiklikleri incelemek için XRD (x-ray diffractometer) ile FTIR (Fourier transform infrared spectroscopy) yöntemlerini kullanmışlar ve su spreyi kullanılarak lazer uygulanan örneklerde önemli bir yapısal değişikliğe rastlamadıklarını rapor etmişlerdir.

Lin C ve diğ. (258) dentinde Nd:YAG lazer uygulamasının Ca/P oranında meydana getirdiği değişiklikleri incelemek için SEM-EDX yönteminden yararlanmışlardır.

Dankner ve diğ. (234) 1 J/cm^2 , 25 Hz ve 4 saniye süreyle XeCl-308 nm excimer lazer uygulanan örneklerde Ca ve P değerlerinde kontrol grubuna göre anlamlı bir düşüş gözlemiş ve lazerin dentinin kimyasal yapısında değişime neden olduğunu rapor etmişlerdir. Bu çalışmada lazer uygulanan dentinde Ca ve P değerlerindeki azalma, hidroksiapatit kristallerinin inorganik içeriğinde lazerle indüklenen bir değişikliğe bağlanmıştır. Aynı çalışmada morfolojik olarak lazer uygulanan dentin yüzeyi boyunca çatlaklar, erime ve bunlara bağlı kısmen tıkalı dentin tübülleri gözlenmiştir. Kumar Pradeep ve diğ. (257) ise, $0,4\text{ J/cm}^2$, 25 Hz ve 5 saniye süreyle XeCl excimer lazer uygulamasının örneklerde herhangi bir kimyasal değişikliğe yol açmadığını bildirmişlerdir. Moshonov ve diğ. (259), Nd:YAG lazeri kök kanallarında K tipi eğeler ile kombine kullandıkları çalışmalarında kök kanal duvarlarını kontrol grubuna göre daha temiz bulduklarını ve bu lazerin dentinde Ca ve P oranlarında anlamlı bir farklılık oluşturmadığını bildirmişlerdir. Bizim çalışmamızda, lazer uygulanan dentinde kalsiyum (Ca), fosfor (P) ve magnezyum (Mg) değerlerinde artış görülmüştür. Bunun yanında Ca/P oranında anlamlı bir değişiklik olmaması, lazere bağlı değişikliklerin ancak moleküler seviyede olduğunu, klinik olarak anlamlı sonuçlara yol açabilecek bir farklılık yaratmayacağını düşündürmektedir. Bu durum lazer uygulaması sırasında organik yapıda meydana gelen buharlaşma sonunda göreceli olarak inorganik komponentlerin artışı ile açıklanabilir. Öte yandan, SEM-EDX analizi ile moleküler düzeyde ağırlık analizi yapmanın teknik anlamda çok hassas bir yöntem oluşu (258) kesin yargılara varılmasını güçleştirmektedir. Paghdiwala ve diğ. (260), Er:YAG lazer uygulamasının

organik matriksi uzaklaştırdığını, dentinde erime meydana getirerek dentin tübüllerini tıkadığını bildirmişlerdir. Bu sebeple sıvı permeabilitesinde azalma, kontamine kök kanallarında sterilizasyon ve kök rezorpsiyonuna dirençte artış görüldüğünü de belirtmişlerdir. Ca, P ve Mg değerlerindeki artışın, dentindeki çözünme direncine olumlu etkisi olabileceği de bildirilmiştir (261). Nitekim, lazer uygulanan dişlerde çürük direncinin arttığı da bilinmektedir (262).

Kimura ve diğ. (263) kanal preparasyonu için 2 Hz ve 170-230 mJ/pulse değerinde Er:YAG lazer kullandıkları örnekleri, el eğeleriyle genişletilmiş örneklerle karşılaştırdıkları bir çalışmada, lazerle prepare edilmiş dentin yüzeylerinin el aletleriyle prepare edilenlere kıyasla daha pürüzlü ve irregüler olmasına rağmen gruplar arasında sızıntı yönünden istatistiksel olarak anlamlı bir farka rastlamadıklarını bildirmişlerdir. Çalışmamızda kullanılan Er:Cr:YSGG lazer, dalga boyu ve özellikleri yönünden Er:YAG lazerle benzerlik göstermektedir. Bu iki lazer, erbiyum grubu lazerler olarak bilinmektedir. Erbiyum grubu lazerlerin ortak özelliği, su, hidroksiapatit ve kollajen tarafından iyi absorbe olmalarıdır (128). Neev ve diğ. (264) Er:Cr:YSGG, Ho:YSGG ve Nd:YAG lazer sistemlerini karşılaştırdıkları çalışmalarında sert dokuyu en etkili uzaklaştıran sistemin Er:Cr:YSGG lazer olduğunu rapor etmişlerdir. Er:YAG lazerin tek başına kanal preparasyon etkinliğini değerlendiren Matsuoka ve diğ. (265) düşük irradiasyon parametreleri kullanıldığında örneklerin %30' unda pulpal doku kalıntılarına rastlarken, parametrelerin artırılmasıyla bu kalıntıların uzaklaştığını bildirmişlerdir. Aynı çalışmada lazer uygulanan dentinin pürüzlü bir yüzey görünümüne sahip olduğu belirtilmiştir.

Endodontide lazer kullanımında, literatürde tartışma konusu olan bir diğer önemli sorun da lazerin in vivo kullanımında pulpa ve periodontal dokular üzerindeki olası termal etkileridir. Eriksson ve Albrektsson (266) kemik dokusunun 1 dakika süreyle 10 derecelik ısı artışına dayanabildiğini bildirmişlerdir. Öte yandan periodontal ligamentin hangi ısı değerinde dejenere olduğunu bildiren bir çalışmaya rastlanılmamıştır.

Zach ve Cohen (267) maymunlarda yürüttükleri bir çalışmada pulpal ısıda 5-20 saniye süren 5-6 derecelik artışın varlığında vakaların %15'inde pulpal nekroz gözlemişlerdir. Isı artışı 11 dereceye çıktığında pulpal nekroz oranı %60'a çıkarken, 16 derecelik bir ısı artışı sonucunda tüm vakalarda pulpada nekroz görüldüğü bildirilmiştir. Shoji ve diğ. (215) nın çalışmasında da pulpadaki ısı artışının güvenlik sınırı 5 derece olarak bildirilmiştir. Machida ve diğ. (268) nın çalışmasında kök kanal ağızlarının genişletilmesi amacıyla Er:YAG lazerin su spreyi ile kombine kullanımı sırasında ısı artışının 2 dereceden az olduğu belirtilmiştir. Kimura ve diğ. (263) ise kök kanallarına su spreyi altında 1 dakika süre ile lazer uygulanan örneklerde, kök yüzeyinde 3-6 derece kadar ısı artışı oluştuğunu bildirilmişlerdir. Çalışmamızda lazer uygulamasının örneklerde neden olduğu ısı artışı direkt olarak incelenmemiş olmasına rağmen, yer yer karbonizasyon görülmesi, bir termal hasarın varlığını kesinleştirmektedir.

Dentinde homojen bir etki sağlamak için lazer enerjisinin dentin yüzeyine homojen şekilde dağılması gerektiği bilinmektedir. Günümüzde kullanılan iletim sistemlerinde, lazer ışını uç kısımdan çıktığından, enerjinin, lateral dentin duvarlarına iletiminde sorunlar yaşanmaktadır. Sadece uç kısımdan dikey doğrultuda salınan enerji, bazı sahalarda yoğunlaşarak o sahalarda termal hasarlara neden olabilmektedir. Araştırmacılar, lateral yönde lazer enerjisi salınımına izin veren uçlar üzerinde çalışmaktadırlar (269). Ancak günümüzde bu uçlar deneysel aşamada olup, henüz aşırı rijid yapıdadırlar. Lazer enerjisinin lateral yönde iletimini sağlayan esnek uçların kullanıma girmesi ile dentinde daha homojen ve kontrol edilebilir etkiler meydana gelebileceğini düşünmekteyiz.

SONUÇLAR

Çalışmamızın metodolojik koşulları ve limitasyonları dahilinde aşağıdaki sonuçlar elde edilmiştir:

1. Er:Cr:YSGG lazer kullanımı, kemomekanik preparasyonla oluşturulan smear tabakasını uzaklaştırmakla beraber, smeardan arındırılmış homojen bir dentin yüzeyinin elde edilmesine olanak tanımamaktadır.
2. Endodontik amaçlı Er:Cr:YSGG lazer kullanımı teknik hassasiyet gerektiren bir işlem olup, kullanım sırasında su spreyinin yetersiz kaldığı bölgeler termal hasara bağlı olarak karbonizasyona maruz kalmaktadır.
3. Er:Cr:YSGG lazer kullanımı kök kanal dentinin mineral yapısında anlamlı bir değişikliğe yol açmamaktadır.

KAYNAKLAR

1. McComb D, Smith DC: A preliminary scanning electron microscopic study of root canals after endodontic procedures. J Endod. 1975; 1: 238-42.
2. Baker NA, Eleazer PD, Averbach RE, Seltzer S. Scanning electron microscopic study of the efficacy of various irrigating solutions. J Endod. 1975; 1: 127-35.
3. Berg MS, Jacobsen EL, BeGole EA, Remeikis NA. A comparison of five irrigating solutions: a scanning electron microscopic study. J Endod. 1986; 12: 192-7.
4. Şen BH, Wesselink PR, Türkün M. The smear layer: a phenomenon in root canal therapy. Int Endod J. 1995; 28: 141-8.
5. Czontkowsky M, Wilson EG, Holstein FA. The smear layer in endodontics. Dent Clin North Am. 1990; 34: 13-25.
6. Brännström M. Smear layer: pathological and treatment considerations. Oper Dent Suppl. 1984; 3: 35-42.
7. Haapasalo M, Orstravik D. In vitro infection and disinfection of dentinal tubules. J Dent Res. 1987; 66: 1375-9.
8. Vojinovic O, Nyborg H, Brännström M. Acid treatment of cavities under resin fillings; bacterial growth in dentinal tubules and pulpal reactions. J Dent Res 1973; 52: 1189-93.

9. Bystrom A, Sundqvist G. The antimicrobial action of sodium hypochlorite and EDTA in 60 cases of endodontic therapy. *Int Endod J.* 1985; 18: 35-40.
10. Moodnik RM, Dorn SO, Feldman MJ, Levey M, Borden BG: Efficacy of biomechanical instrumentation: A scanning electron microscopic study. *J Endod.* 1976; 2:261-6.
11. Stewart GG. A Scanning electron microscopic study of the cleansing effectiveness of three irrigating modalities on the tubular structure of dentin. *J Endod.* 1998; 24: 485-6.
12. Baumgartner JC, Brown CM, Mader CL, Peters DD, Shulman JD. A scanning electron microscopic evaluation of root canal debridement using saline, sodium hypochlorite and citric acid. *J Endod.* 1984; 10: 525-31.
13. Niu W, Yoshioka T, Kobayashi C, Suda H. A scanning electron microscopic study of dentinal erosion by final irrigation with EDTA and NaOCl solutions. *Int Endod J.* 2002; 35:934-9.
14. Çalt S, Serper A. Time-dependent effects of EDTA on dentin structures. *J Endod.* 2002; 28: 17-9.
15. Hüllsmann M, Schade M, Schafers F. A Comparative study of root canal preparation with HERO 642 and Quantec SC rotary Ni-Ti instruments. *Int Endod J.* 2001; 34: 538-46.
16. Di Lenarda R, Cadenaro M, Sbaizero O. Effectiveness of 1 mol L-1 citric acid and 15% EDTA irrigation on smear layer removal. *Int Endod J.* 2000; 33: 46-52.
17. Lee BS, Lin CP, Hung YL, Lan WH. Structural changes of Er:YAG laser-irradiated human dentin. *Photomed Laser Surg.* 2004 Aug;22(4):330-4.

18. Lin S, Caputo A, Eversole L, Rizioiu I. Topographical characteristics and shear bond strength of tooth surfaces cut with a laser-powered hydrokinetic system. *J Prosthet Dent.* 1999; 82: 451-5.
19. Rizioiu I, DeShazer L. New laser-matter interaction concept to enhance hard tissue cutting efficiency. *SPIE Proc.* 1994; 2134 A: 309-17.
20. Rizioiu I, Kimmel AI, Eversole LR. The effects of an Er;Cr:YSGG laser on canine oral hard tissues. *SPIE Proc.* 1996; 2922: 74-83.
21. Eversole LR, Rizioiu I. Preliminary investigations on the utility of an erbium, chromium YSGG laser. *J Calif Dent Assoc.* 1995; 23: 41-7.
22. Eversole LR, Rizioiu I, Kimmel AI. Pulpal response to cavity preparation by an erbium, chromium YSGG laser-powered hydrokinetic system. *J Am Dent Assoc.* 1997; 128: 1099-106.
23. Takahashi K, Kimura Y, Matsumoto K. Morphological study of root canal walls with ER:YAG laser. *J Japan Endod Assoc.* 1996; 17: 197-203.
24. Matsuoka E, Kimura Y, Matsumoto K. Studies on the removal of debris near the apical seats by ER:YAG laser and assesment with a fiberscope. *J Clin Laser Med Surg.* 1998; 16: 255-61.
25. Takeda FH, Harashima T, Eto JN, Kimura Y, Matsumoto K. Effect of ER:YAG laser treatment on the root canal walls of human teeth: an SEM study. *Endod Dent Traumatol.* 1998; 14: 270-3.
26. Tewfik HM, Pashley DH, Horner JA, Sharawy MM. Structural and functional changes in root dentin following exposure to KTP/532 laser. *J Endod.* 1993; 19: 492-7.

27. Machida T, Wilder-Smith P, Arrastia AM, Liaw LH, Berns MW. Root canal preparation using the second harmonic KTP:YAG laser: a thermographic and scanning electron microscopic study. J Endod. 1995; 21: 88-91.
28. Gutmann JL, Dumsha TC., Cleaning and shaping the root canal system, "Pathways of the pulp"(Ed. Cohen S, Burns RC)'de 4. Baskı, Mosby, St. Louis, s. 154-182, 1987.
29. Tidmarsh BG. Preparation of the root canal. Int Endod J. 1982; 15: 53-61.
30. Schilder H. Cleaning and shaping the root canal. Dent Clin North Am. 1974; 18: 269-96.
31. Goldman LB, Goldman M, Kronman JH, Lin PS. The efficiency of several irrigating solutions for endodontics: a scanning electron microscopic study. Oral Surg Oral Med Oral Pathol.1981; 52: 197-204.
32. Peters OA, Barbakow F. Effects of irrigation on debris and smear layer on canal walls prepared by two rotary techniques. a scanning electron microscopic study. J Endod. 2000; 26: 6-10.
33. Heard F, Walton RE. Scanning electron microscope study comparing four root canal preparation techniques in small curved canals. Int Endod J. 1997; 30: 323-31.
34. Torabinejad M, Handysides R, Khademi AA, Bakland LK,. Clinical implications of the smear layer in endodontics: a review. Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod. 2002; 94: 658-66.
35. Cameron JA. The use of ultrasound for the removal of the the smear layer.The effect of sodium hypochlorite concentration; SEM study. Aust Dent J. 1988; 33: 193-200.

36. Goldman LB, Goldman M, Kronman JH, Lin PS. Scanning electron microscope study of a new irrigation method in endodontic treatment. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol.* 1979; 48:79-83.
37. Mader CL, Baumgartner JC, Peters DD. Scanning electron microscopic investigation of the smeared layer on root canal walls. *J Endod.* 1984; 10: 477-83.
38. Pashley DH. Smear layer; physiological considerations. *Oper Dent Suppl.* 1984; 3: 13-29.
39. Brännström M, Nordenvall KJ, Glantz PO. The effect of EDTA-containing surface-active solutions on the morphology of prepared dentin: an in vivo study. *J Dent Res.* 1980; 59: 1127-31.
40. Yamada RS, Armas A, Goldman M, Lin PS. A scanning electron microscopic comparison of a high volume final flush with several irrigating solutions: Part 3. *J Endod.* 1983; 9: 137-42.
41. Pashley DH, Tao L, Boyd L, King GE, Horner JA. Scanning electron microscopy of the substructure of the smear layers in human dentine. *Arch Oral Biol.* 1988; 33: 265-70.
42. Cameron JA. The use of ultrasonics in the removal of the smear layer: A scanning electron microscope study. *J Endod.* 1983; 9: 289-92.
43. Brännström M, Johnson G. Effects of various conditioners and cleaning agents on prepared dentin surfaces: a scanning electron microscopic investigation. *J Prosthet Dent.* 1974; 31: 422-30.
44. Cengiz T, Aktener BO, Pişkin B. Effect of dentinal tubule orientation on the removal of smear layer by root canal irrigants. A scanning electron microscopic study. *Int Endod J.* 1990; 23: 163-71.

45. Aktener BO, Cengiz T, Pişkin B. The penetration of smear material into dentinal tubules during instrumentation with surface-active reagents:a scanning electron microscopic study. *J Endod.* 1989;15: 588-90.
46. Pashley DH, Depew DD.Effects of the smear layer, Copalite, and oxalate on microleakage. *Oper. Dent.* 1986; 11: 95-102.
47. Shovelton DS. The presence and distribution of microorganisms with non-vital teeth. *Br Dent J.* 1964; 117: 101-7.
48. Nissan R, Segal H, Pashley D, Stevens R, Trowbridge H. Ability of bacterial endotoxin to diffuse through human dentin. *J Endod.* 1995; 21: 62-4.
49. Schein B, Schilder H. Endotoxin content in endodontically involved teeth. *J Endod.* 1975; 1: 19-21.
50. Orstavik D, Haapasalo M. Disinfection by endodontic irrigants and dressings of experimentally infected dentinal tubules. *Endod Dent Traumatol.* 1990; 6: 142-9.
51. Gutmann JL. Adaptation of injected thermoplasticized gutta-percha in the absence of dentinal smear layer. *Int Endod J.* 1993; 26: 87-92.
52. Goya C, Yamazaki R, Tomita Y, Kimura Y, Matsumoto K. Effects of pulsed Nd:YAG laser irradiation on smear layer at the apical stop and apical leakage after obturation. *Int Endod J.* 2000; 33: 266-71.
53. Ingle JI, Himel VT, Hawrish CE, Glickman GN, Serene T, Rosenberg L, Buchanan S, West JD, Ruddle CJ, Camp JH, Roane JB, Cecchini SCM., Endodontic cavity preparation, "Endodontics" (Ed. Ingle JI, Bakland LK)'de 5. Baskı, BC Decker Inc., Hamilton, s. 405-570, 2002.

54. Walton RE, Rivera EM., Cleaning and shaping, "Principles and Practice of Endodontics" (Ed. Walton RE ve Torabinejad M)'de 3. baskı, WB Saunders Company, Philadelphia, s. 206-39, 2002.
55. Cunningham WT, Balekjian AY: Effect of temperature on collagen-dissolving ability of sodium hypochlorite endodontic irrigant. Oral Surg Oral Med Oral Pathol. 1980; 49: 175-7.
56. Rubin LM, Skobe Z, Krakow AA, Gron P. The effect of instrumentation and flushing of freshly extracted teeth in endodontic therapy: a scanning electron microscope study. J Endod.1979; 5: 328-35.
57. Trepagnier CM, Madden RM, Lazzari EP. Quantitative study of sodium hypochlorite as an in vitro endodontic irrigant. J Endod. 1977; 3: 194-6.
58. Dakin DH. On the use of certain antiseptic substances in the treatment of infected wounds, BMJ. 1915; 2: 318-20.
59. Bystrom A, Sundqvist G. Bacteriologic evaluation of the effect of 0.5 percent sodium hypochlorite in endodontic therapy. Oral Surg Oral Med Oral Path. 1983; 55: 307-12.
60. Baumgartner JC, Ibay AC: The chemical reaction of irrigants used for root canal debridement. J Endod. 1987; 13: 47-51.
61. Siqueira JF Jr, Rocas IN, Favieri A, Lima KC. Chemomechanical reduction of the bacterial population in the root canal after instrumentation and irrigation with 1%, 2.5% and 5.25% sodium hypochlorite. J Endod. 2000; 26: 331-4
62. Siquiera JF Jr, Batista MM, Fraga RC, de Uzeda M: Antibacterial effects of endodontic irrigants on black-pigmented gram-negative anaerobes and facultative bacteria. J Endod. 1998; 24: 414-6.

63. Hand RE, Smith ML, Harrison JW. Analysis of the effect of dilution on the necrotic tissue dissolution property of sodium hypochlorite. *J Endod.* 1978; 4: 60-64.
64. Moorer WR, Wesselink PR. Factors promoting the tissue dissolving capability of sodium hypochlorite.. *Int Endod J.* 1982; 15: 187-96.
65. Von der Fehr FR, Nygaard-Ostby B. Effect of EDTAC and sulfuric acid on root canal dentine. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol.* 1963; 16:199-205.
66. Fraser JG. Chelating agents: their softening effect on root canal dentin. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol.* 1974; 37: 803-11.
67. Stewart GG, Kapsimalis P, Rappaport H. EDTA and urea peroxide for root canal preparation. *J Am Dent Assoc.*1969; 78: 335-8.
68. Zurbruggen T, Del Rio CE, Brady JM. Postdebridement retention of endodontic reagents: a quantitative measurement with radioactive isotope. *J Endod* 1975;1: 298-99.
69. Walker TL, del Rio CE. Histological evaluation of ultrasonic debridement comparing sodium hypochlorite and water. *J Endod.* 1991; 17: 66-71.
70. Yang SF, Rivera EM, Walton RE, Baumgardner KR. Canal debridement: effectiveness of sodium hypochlorite and calcium hydroxide as medicaments. *J Endod.* 1996; 22: 521-5.
71. Smith JJ, Wayman BE. An evaluation of the antimicrobial effectiveness of citric acid as a root canal irrigant. *J Endod.* 1986; 12: 54-8.

72. Senia ES, Marshall FJ, Rosen S. The solvent action of sodium hypochlorite on pulp tissue of extracted teeth. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol.* 1971; 31: 96-103.
73. Goldman M, Goldman LB, Cavaleri R, Bogis J, Lin PS. The efficacy of several endodontic irrigating solutions: a scanning electron microscopic study: Part 2. *J Endod.* 1982; 8; 487-92.
74. McComb D, Smith DC, Beagrie GS. The results of in vivo endodontic chemomechanical instrumentation-a scanning electron microscopic study. *J Br. Endod Soc.* 1976; 9: 11-8.
75. Bolanos Or, Jensen JR. Scanning electron microscope comparisons of the efficiency of various methods of root canal preparation . *J Endod.* 1980; 6: 815-22.
76. Baumgartner JC, Mader CL. A scanning electron microscopic evaluation of four root canal irrigation regimens. *J Endod.* 1987;13:147-57.
78. Abou-Rass M, Piccinino M. The effectiveness of four clinical irrigation methods on the removal of root canal debris. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol.* 1982; 54: 323-8.
77. Bitter NC. A % 25 tannic acid solution as a root canal irrigant cleanser: a scanning electron microscope study. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol.* 1989; 67: 333-7.
78. Kuruvilla JR, Kamath MP. Antimicrobial activity of 2,5% sodium hypochlorite and 0,2% chlorhexidine gluconate separately and combined, as endodontic irrigants. *J Endod.* 1998; 24: 472-6.
79. Ercan E, Özekinci T, Atakul F, Gül K. Antibacterial activity of 2% chlorhexidine gluconate and 5.25% sodium hypochlorite in infected root canal: in vivo study. *J Endod.* 2004; 30: 84-7.

80. Ferraz CC, Figueiredo de Almeida Gomes BP, Zaia AA, Teixeira FB, de Souza-Filho FJ. In vitro assessment of the antimicrobial action and the mechanical ability of chlorhexidine gel as an endodontic irrigant. J Endod. 2001; 27: 452-55.
81. Lin S, Zuckerman O, Weiss EI, Mazor Y, Fuss Z. Antibacterial efficacy of a new chlorhexidine slow release device to disinfect dentinal tubules. J Endod. 2003; 29: 416-8.
82. White RR, Hays GL, Janer LR. Residual antimicrobial activity after canal irrigation with chlorhexidine. J Endod. 1997; 23: 229-31.
83. Weber CD, McClanahan SB, Miller G, Diener-West M, Johnson JD. The effect of passive ultrasonic activation of 2% chlorhexidine or 5,25% sodium hypochlorite irrigant on residual antimicrobial activity in root canals. J Endod. 2003; 29: 562-4.
84. Türkün M, Gökay N, Özdemir N. Farklı endodontik yıkama solusyonlarının toksik ve nekrotik doku çözücü etkilerinin karşılaştırmalı olarak incelenmesi. İst Üni Dişhek Fak Derg. 1998; 32: 87-98.
85. Yamashita JC, Tanomaru Filho M, Leonardo MR Rossi MA, Silva LA. Scanning electron microscopic study of the cleaning ability of chlorhexidine as a root-canal irrigant. Int Endod J. 2003; 36: 391-4.
86. Tilliss TS. Use of a whitening dentifrice for control of chlorhexidine stain. J Contemp Dent Pract. 1999; 15: 9-15.
87. Hulsman M, Heckendorf M, Schafers F. Comparative in-vitro evaluation of three chelator pastes. Int Endod J. 2002; 35: 668-79.
88. Nygaard-Ostby BN. Chelation in root canal therapy. Odontol Tidskr. 1957; 65: 3-11.

89. Patterson SS. In vivo and in vitro studies of the effect of the disodium salt of ethylenediamine tetra-acetate on human dentine and its endodontic implications. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol.* 1963; 16: 83-103.
90. Weinreb MM, Meier E. The relative efficiency of EDTA, sulphuric acid, and mechanical instrumentation in the enlargement of root canals. *Oral Surg Oral Med and Oral Pathol.* 1965; 19: 247-52.
91. Çalt S, Serper A. Dentinal tubule penetration of root canal sealers after root canal dressing with calcium hydroxide. *J Endod.* 1999; 25: 431-3.
92. Cury JA, Bragotto C, Valdrighi L. The demineralizing efficiency of EDTA solutions on dentin. 1) The influence of pH. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol.* 1981; 52: 446-8.
93. Calvo Perez V, Medina Cardenas ME, Sanchez Planells U. The possible role of pH changes during EDTA demineralization of teeth. *Oral Surg Oral med Oral Pathol.* 1989; 68: 220-2.
94. O'Connell MS, Morgan LA, Beeler WJ, Baumgartner JC. A comparative study of smear layer removal using different salts of EDTA. *J Endod.* 2000; 26: 739-43.
95. Serper A, Çalt S. The demineralizing effects of EDTA at different concentrations and pH. *J Endod.* 2002; 28: 501-2.
96. Goldberg F, Abramovich A. Analysis of the effect of EDTAC on the dentinal walls on the root canal. *J Endod.* 1977; 3: 101-5.
97. Taşman F, Çehreli ZC, Ogan C, Etikan İ. Surface tension of root canal irrigants. *J Endod.* 2000; 26: 586-7.

98. Weine FS., Intracanal treatment procedures, basic and advanced topics, "Endodontic Therapy" (Ed. Weine FS)'de 4. Baskı, Mosby, St. Louis, s. 277-369. 1989.
99. Heling I, Irani E, Karni S, Steinberg D. In vitro antimicrobial effects of RC-Prep within dentinal tubules. J Endod. 1999; 25: 782-5.
100. Stewart GG. The importance of chemomechanical preparation of the root canal. Oral Surg Oral Med Oral Pathol. 1955; 8: 993-7.
101. Ruddle CJ., Cleaning and shaping the root canal system, "Pathways of the Pulp" (Ed. Cohen S, Burns RC)'de 8. Baskı, Mosby, St Louis, s.231-93, 2002.
102. Chow TW. Mechanical effectiveness of root canal irrigation. J Endod. 1983; 9: 475-9.
103. Hulsman M, Heckendorf M, Lennon A. Chelating agents in root canal treatment: mode of action and indications for their use. Int Endod J. 2003; 36: 810-30.
104. Spangberg L., Instruments, materials, and devices, "Pathways of the Pulp" (Ed. Cohen S ve Burns RC)'da 8. Baskı, Mosby, St. Louis, s. 521-573, 2002.
105. Cergneux M, Ciucchi B, Dietschi JM, Holz J. The influence of the smear layer on the sealing ability of canal obturation. Int Endod J. 1987; 20: 228-32.
106. Meryon SD, Tobias RS, Jakeman KJ. Smear removal agents: a quantitative study in vivo and in vitro. J Prosthet Dent. 1987; 57: 174-9.
107. Wayman BE, Kopp WM, Pinero GJ, Lazzari EP. Citric and lactic acids as root canal irrigants in vitro. J Endod. 1979; 5: 258-65.

108. Berry EA 3rd, von der Lehr WN, Herrin HK. Dentin surface treatments for the removal of smear layer: an SEM study. J Am. Dent Assoc. 1987; 115: 65-7.
109. Wikesjö UM, Baker PJ, Christersson LA, Genco RJ, Lyall RM, Hic S, DiFlorio RM, Terranova VP. A biochemical approach to periodontal regeneration: tetracycline treatment conditions dentin surfaces. J Periodontal Res. 1986; 21: 322-9.
110. Haznedaroğlu F, Ersev H. Tetracycline HCl solution as a root canal irrigant. J Endod. 2001; 27: 738-40.
111. Walters MJ, Baumgartner JC, Marshall JG. Efficacy of irrigation with rotary instrumentation. J Endod. 2002; 28: 837–9.
112. Cunningham WT, Martin H, Forrest WR. Evaluation of root canal debridement by the endosonic ultrasonic synergistic system. Oral Surg Oral Med Oral Pathol. 1982; 53: 401–4.
113. Wu MK, Wesselink PR. Efficacy of three techniques in cleaning the apical portion of curved root canals. Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod. 1995; 79: 492–6.
114. Lumley PJ, Walmsley AD, Walton RE, Rippin JW. Cleaning of oval canals using ultrasonic or sonic instrumentation. J Endod. 1993; 19: 453–7.
115. Lee SJ, Wu MK, Wesselink PR. The effectiveness of syringe irrigation and ultrasonics to remove debris from simulated irregularities within prepared root canal walls. Int Endod J. 2004; 37: 672-8.
116. Richman MJ. The use of ultrasonics in root canal therapy and root resection. J Dent Med. 1957; 12: 12-8.

117. Torabinejad M. Passive step-back technique. A sequential use of ultrasonic and hand instruments. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol.* 1994; 77: 402-5.
118. Ram Z. Effectiveness of root canal irrigation. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol.* 1977; 44: 306-12.
119. Walmsley AD, Ultrasound and root canal treatment: the need for scientific evaluation. *Int Endod J.* 1987; 20: 105-11.
120. Martin H, Cunningham WT, Norris JP, Cotton WR. Ultrasonic versus hand filing of dentin: a quantitative study. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol.* 1980; 49: 79-81.
121. Stamos DE, Sadeghi EM, Haasch GC, Gerstein H. An in vitro comparison study to quantitate the debridement ability of hand, sonic, and ultrasonic instrumentation. *J Endod.* 1987; 13: 434-40.
122. Tronstad L, Barnett F, Schwartzben L, Frasca P. Effectiveness and safety of a sonic vibratory endodontic instrument. *Endod Dent Traumatol.* 1985; 1: 69-76.
123. Ciucchi B, Khettabi M, Holz J. The effectiveness of different endodontic irrigation procedures on the removal of the smear layer: a scanning electron microscopic study. *Int Endod J.* 1989; 22: 21-8.
124. Sjögren U, Sundqvist G. Bacteriologic evaluation of ultrasonic root canal instrumentation. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol.* 1987. 63: 366-70.
125. Alaçam T. Scanning electron microscope study comparing the efficiency of endodontic irrigating systems. *Int Endod J.* 1987; 20: 287-94.

126. Ahmad M, Pitt Ford TR, Crum LA. Ultrasonic debridement of root canals: acoustic streaming and its possible role. J Endod 1987; 13: 490-9.
127. Ahmad M, Pitt Ford TR, Crum LA. Ultrasonic debridement of root canals: An insight into the mechanisms involved. J Endod. 1987; 13: 93-101.
128. Van As G. Erbium lasers in dentistry. Dent Clin North Am. 2004; 48: 1017-59.
129. Einstein A. Zur Quantentheorie der Strahlung (On the Quantum Theory of Radiation). Physika Zeitschrift. 1917; 18: 121-28.
130. Gordon, JP. Zeiger HJ. Townes CH. Phys. Rev. 1954; 95: 282.
131. Schawlow AL, Townes CH. Infrared & optical masers. Phys. Rev. 1958; 112: 1940-9.
132. Maiman TH: Stimulated optical radiation by ruby. Nature. 1960; 187: 493-4.
133. Goldman L, Hornby P, Meyer R, Goldman B. Impact of the laser on dental caries. Nature. 1964; 203: 417.
134. Stern RH, Soggnaes RF. Laser effect on dental hard tissues. A preliminary report J Dent Res. 1965; 33: 17-9.
135. Strauss RA.,Esthetics and laser surgery,"Esthetic Dentistry" (Ed. Ascheim KW ve Dale BG)'de 2. baskı, Mosby, St. Louis, s. 441-51, 2001.
136. Weichman JA, Johnson FM. Laser use in endodontics. II. Oral Surg Oral Med Oral Pathol. 1971; 31: 416-20.

137. Coluzzi DJ. Fundamentals of dental laser science and instruments. Dent Clin North Am. 2004; 4: 751-70.
138. Aldrich R., 20/12/2005. Fundamentals of Laser. [online]. Federation of American Scientists. <http://www.fas.org/man/dod-101/navy/docs/laser/fundamentals.html>.
139. Coluzzi DJ. An overview of laser wavelengths used in dentistry. Dent Clin North Am. 2000; 4: 753-65.
140. Dederich DN. Laser/tissue interaction: what happens to laser light when it strikes tissue?. J Am Dent Assoc. 1993; 124: 57-61.
141. Sulewski JG. Historical survey of laser dentistry. Dent Clin North Am. 2000; 44: 717-52.
142. Rooney J, Midda M, Leeming J. A laboratory investigation of the bactericidal effect of a Nd:YAG laser. Br Dent J. 1994; 176: 61-4.
143. Midda M, Renton-Harper P. Lasers in dentistry. Dental Tech. 1991; 11; 343-6.
144. Kana JS, Hutschenreiter G, Haina D, Waidelich W. Effect of low-power density laser radiation on healing of open skin wounds in rats. Arch Surg. 1981; 116: 293-6.
145. Fuller TA., Physical considerations of surgical lasers,"Lasers in Maxillofacial Surgery and Dentistry" (Ed. Clayman L ve Kuo P)'de, Thieme Medical Publishers Inc, New-York, s.1-17, 1997.
146. Gazelius B, Olgart L, Edwall B, Edwall L. Non-invasive recording of blood flow in human dental pulp. Endod Dent Traumatol. 1986; 2: 219-21.

147. Matsumoto K, Funai H, Wakabayashi H, Oyama T. Study on the treatment of hypersensitive dentine by GaAlAs laser diode. Japanese J Cons Dent. 1985; 28: 766-71.
148. Matsumoto K, Nakamura Y, Wakabayashi H. A clinical study on the hypersensitive dentine by 60 mW GaAlAs semiconductor laser. J Showa Uni Dental Soc. 1990; 10: 446-9.
149. Kelsey WP 3rd, Blankenau RJ, Powell GL, Barkmeier WW, Cavel WT, Whisenant BK. Enhancement of physical properties of resin restorative materials by laser polymerization. Lasers Surg Med. 1989; 9: 623-7.
150. Kelsey WP, Blankenau RJ, Powell GL, Barkmeier WW, Stormberg EF. Power and time requirements for use of the argon laser to polymerize composite resins. J Clin Laser Med Surg. 1992; 10: 273-8.
151. Geusic JE, Marcos HM, Van Uitert LG. Laser oscillations in Nd-doped yttrium aluminum, yttrium gallium and gadolinium garnets. Appl Phys Lett. 1964; 4: 182-4.
152. Ishikawa I, Aoki A, Takasaki AA. Potential applications of Erbium: YAG laser in periodontics. J Periodontal Res. 2004; 39: 275-85.
153. Zhakirov EV, Zhekov VI, Kulevski LA. Stimulated emission from Er³⁺ ions in yttrium aluminum garnet crystals at 2, 94μ. Sov J Quantum Electron. 1975; 4: 1039-40.
154. Hale GM, Querry MR. Optical constants of water in the 200-nm to 200-μm wavelength region. Appl Optics. 1973; 12: 555-63.
155. Aoki A, Ando Y, Watanabe H, Ishikawa I. In vitro studies on laser scaling of subgingival calculus with an erbium: YAG laser. J Periodontol. 1994; 65: 1097-106.

156. Aoki A, Ishikawa I, Yamada T, Otsuki M, Watanabe H, Tagami J, Ando Y, Yamamoto H. Comparison between ER:YAG laser and conventional technique for root caries treatment in vitro. *J Dent Res*. 1998; 77: 1404-14.
157. Aoki A, Miura M, Akiyama F, Nakagawa N, Tanaka J, Oda S, Watanabe H, Ishikawa I. In vitro evaluation of ER:YAG laser scaling of subgingival calculus in comparison with ultrasonic scaling. *J Periodontal Res*. 2000, 35: 266-77.
158. Ishikawa I, Sasaki KM, Aoki A, Watanabe H. Effects of ER:YAG laser on periodontal therapy. *J Int Acad Periodontol*. 2003; 5: 23-28.
159. Schuller DE. Use of the laser in the oral cavity. *Otolaryngol Clin North Am*. 1990; 23: 31-42.
160. Research, Science and Therapy Committee of the American Academy of Periodontology. Lasers in periodontics. *J Periodontol*. 2002; 73: 1231-9.
161. Hall RR. The healing of tissues incised by a carbon-dioxide laser. *Br J Surg*. 1971; 58: 222-25.
162. White JM, Goodis HE, Rose CL. Use of pulsed Nd:YAG laser for intraoral soft tissue surgery. *Lasers Surg Med*. 1991; 11: 455-61.
163. Romanos GE. Clinical applications of the Nd:YAG laser in oral soft tissue surgery and periodontology. *J Clin Laser Med Surg* 1994;12: 103-8.
164. Israel M. Use of the CO₂ laser in soft tissue and periodontal surgery. *Pract Periodontics Aesthet Dent* 1994;6: 57-64.

165. White JM, Chaudhry SI, Kudler JJ, Sekandari N, Schoelch ML, Silverman S Jr. Nd:YAG and CO₂ laser therapy of oral mucosal lesions. *J Clin Laser Med Surg.* 1998; 16: 299-304.
166. Rossmann JA, Cobb CM. Lasers in periodontal therapy. *Periodontol.* 2000 1995; 9: 150-64.
167. Wigdor HA, Walsh JT Jr, Featherstone JD, Visuri SR, Fried D, Waldvogel JL. Lasers in dentistry. *Lasers Surg Med.* 1995;16: 103-33.
168. Frentzen M, Koort HJ. Lasers in dentistry: new possibilities with advancing laser technology? *Int Dent J.* 1990; 40: 323-32.
169. Hibst R, Keller U. Experimental studies of the application of the Er:YAG laser on dental hard substances. I. Measurement of the ablation rate. *Lasers Surg Med.* 1989; 9: 338-44.
170. Sasaki KM, Aoki A, Ichinose S, Ishikawa I. Ultrastructural analysis of bone tissue irradiated by Er:YAG laser. *Lasers Surg Med.* 2002; 31: 322-32.
171. Hibst R, Keller U, Steiner R. Die Wirkung gepulster Er:YAG Laserstrahlung auf Zahngewebe. *Laser Med Surg.* 1988; 4: 163-65.
172. Paghdwala AF. Application of the erbium:YAG laser on hard dental tissues: Measurement of the temperature changes and depth of cut. In: *Laser Institute of America Proceedings (International Congress on Applications of Lasers and Electro-Optics)* 1989; 64: 192-201.
173. Kayano T, Ochiai S, Kiyono K, Yamamoto H, Nakajima S, Mochizuki T. Effects of Er:YAG laser irradiation on human extracted teeth. *Kokubyo Gakkai Zasshi* 1989; 56: 381-92.

174. Keller U, Hibst R. Experimental studies of the application of the Er:YAG laser on dental hard substances. II. Light microscopic and SEM investigations. *Lasers Surg Med.* 1989; 9: 345-51.
175. Ishikawa I, Aoki A, Watanabe H. Erbium:YAG laser, promising procedure for caries treatment. *Dent Japan.* 1997; 33: 165-9.
176. Pelagalli J, Gimbel CB, Hansen RT, Swett A, Winn DW 2nd. Investigational study of the use of Er:YAG laser versus dental drill for caries removal and cavity preparation-phase I. *J Clin Laser Med Surg.* 1997; 15: 109-15.
177. Cozean C, Arcoria CJ, Pelagalli J, Powell GL. Dentistry for the 21st century? Erbium:YAG laser for teeth. *J Am Dent Assoc.* 1997;128: 1080-7.
178. Yukna RA, Scott JB, Aichelmann-Reidy ME, LeBlanc DM, Mayer ET. Clinical evaluation of the speed and effectiveness of subgingival calculus removal on single-rooted teeth with diamond-coated ultrasonic tips. *J Periodontol.* 1997; 68: 436-42.
179. Laurell L, Pettersson B. Periodontal healing after treatment with either the Titan-S sonic scaler or hand instruments. *Swed Dent J.* 1988;12: 187-92.
180. Schwarz F, Sculean A, Georg T, Reich E. Periodontal treatment with an Er:YAG laser compared to scaling and root planing. A controlled clinical study. *J Periodontol.* 2001; 72: 361-7.
181. Eberhard J, Ehlers H, Falk W, Acil Y, Albers HK, Jepsen S. Efficacy of subgingival calculus removal with Er:YAG laser compared to mechanical debridement: an in situ study. *J Clin Periodontol.* 2003; 30: 511-18.

182. Sasaki KM, Aoki A, Ichinose S, Ishikawa I. Morphological analysis of cementum and root dentin after Er:YAG laser irradiation. *Lasers Surg Med.* 2002; 31: 79-85.
183. Israel M, Cobb CM, Rossmann JA, Spencer P. The effects of CO₂, Nd:YAG and Er:YAG lasers with and without surface coolant on tooth root surfaces. An in vitro study. *J Clin Periodontol.* 1997; 24: 595-602.
184. Fujii T, Baehni PC, Kawai O, Kawakami T, Matsuda K, Kowashi Y. Scanning electron microscopic study of the effects of Er:YAG laser on root cementum. *J Periodontol.* 1998; 69: 1283-90.
185. Spencer P, Trylovich DJ, Cobb CM. Chemical characterization of lased root surfaces using Fourier transform infrared photoacoustic spectroscopy. *J Periodontol.* 1992; 63: 633-6.
186. Trylovich DJ, Cobb CM, Pippin DJ, Spencer P, Killoy WJ. The effects of the Nd:YAG laser on in vitro fibroblast attachment to endotoxin-treated root surfaces. *J Periodontol.* 1992;63: 626-32.
187. Ando Y, Aoki A, Watanabe H, Ishikawa I. Bactericidal effect of erbium YAG laser on periodontopathic bacteria. *Lasers Surg Med.* 1996;19: 190-200.
188. Mehl A, Folwaczny M, Haffner C, Hickel R. Bactericidal effects of 2.94 microns Er:YAG-laser radiation in dental root canals. *J Endod.* 1999; 25: 490-3.
189. Kreisler M, Kohnen W, Marinello C, Gotz H, Duschner H, Jansen B, d'Hoedt B. Bactericidal effect of the Er:YAG laser on dental implant surfaces: an in vitro study. *J Periodontol.* 2002; 73: 1292-8.
190. Convissar RA. The biologic rationale for the use of lasers in dentistry. *Dent Clin North Am.* 2004; 4: 771-94.

191. Verdaasdonk RM, van Swol CF. Laser light delivery systems for medical applications. *Phys Med Biol.* 1997;42: 869-94.
192. Ideadent [online], 27/12/2005. <http://www.ideadent.net/products.php>
193. Weichman JA, Johnson FM, Nitta LK. Laser use in endodontics. A preliminary investigation. *Part II Oral Surgery* 1972; 34: 828-30.
194. Riva C, Ross B, Benedek GB. Laser Doppler measurements of blood flow in capillary tubes and retinal arteries. *Invest Ophtalmol.* 1972; 11: 936-44.
195. Gazelius B, Olgart L, Edwall B. Restored vitality in luxated teeth assessed by laser Doppler flowmeter. *Endod Dent Traumatol.* 1988; 4: 265-8.
196. Olgart L, Gazelius B, Lindh-Stromberg U. Laser Doppler flowmetry in assessing vitality in luxated permanent teeth. *Int Endod J.* 1988; 21: 300-6.
197. Ingolfsson AR, Tronstad L, Hersh EV, Riva CE. Efficacy of laser Doppler flowmetry in determining pulp vitality of human teeth. *Endod Dent Traumatol.* 1994. 10: 83-7.
198. Odor TM, Pitt Ford TR, McDonald F. Effect of wavelength and bandwidth on the clinical reliability of laser Doppler recordings. *Endod Dent Traumatol.* 1996; 12: 9-15.
199. Holland GR, Narhi MN, Addy M, Gangarosa L, Orchardson R. Guidelines for the design and conduct of clinical trials on dentine hypersensitivity. *J Clin Periodontol.* 1997; 24: 808-13.
200. Schuurs AH, Wesselink PR, Eijkman MA, Duivenvoorden HJ. Dentists' views on cervical hypersensitivity and their knowledge of its treatment. *Endod Dent Traumatol.* 1995; 11: 240-4.

201. Absi EG, Addy M, Adams D. Dentine hypersensitivity. A study of the patency of dentinal tubules in sensitive and non-sensitive cervical dentin. *J Clin Periodontol.* 1987; 14: 280-4.
202. Kimura Y, Wilder-Smith P, Yonaga K, Matsumoto K. Treatment of dentine hypersensitivity by lasers: a review. *J Clin Periodontol.* 2000; 27: 715-21.
203. Renton-Harper P, Midda M. Nd:YAG laser treatment of dentinal hypersensitivity. *Br Dent J.* 1992; 172: 13-6.
204. Wilder-Smith P. The soft laser: therapeutic tool or popular placebo? *Oral Surg Oral Med Oral Pathol.* 1988; 66: 654-8.
205. Matsumoto K, Nakamura G, Tomonari H. Study on the treatment of hypersensitive dentin by He-Ne laser irradiation. *Japanese J Cons Dent.* 1986; 29: 312-7.
206. Kimura Y, Wilder-Smith P, Matsumoto K. Lasers in endodontics: a review. *Int Endod J.* 2000; 33: 173-85.
207. Rochkind S, Nissan M, Barr-Nea L, Razon N, Schwartz M, Bartal A. Response of peripheral nerve to He-Ne laser: experimental studies. *Lasers Surg Med.* 1987; 7: 441-3.
208. Wakabayashi H, Hamba M, Matsumoto K, Tachibana H. Effect of irradiation by semiconductor laser on responses on responses evoked in trigeminal caudal neurons by tooth pulp stimulation. *Lasers Surg Med.* 1993; 13: 605-10.
209. Wakabayashi H, Hamba M, Matsumoto K, Nakayama T. Electrophysiological study of irradiation of semiconductor laser on the activity of the trigeminal subnucleus caudal neurons *J Japanese Soc Laser Dent.* 1992; 3: 65-74.

210. Bonin P, Boivin R, Poulard J. Dentinal permeability of the dog canine after exposure of a cervical cavity to the beam of a CO₂ laser. *J Endod.* 1991; 17: 116-8.
211. Watanabe H, Nakamura Y, Wakabayashi H, Matsumoto K. Study on laser transmission through tooth structures by 40 mW Ga-Al-As semiconductor laser. *J Japan Endod Assoc.* 1991; 12: 40-4.
212. Watanabe H. A study of He-Ne laser transmission through the enamel and dentine. *J Japanese Soc Laser Dent.* 1993; 4: 53-62.
213. Melcer J, Chaumette MT, Melcer F. Dental pulp exposed to the CO₂ laser beam. *Lasers Surg Med.* 1987; 7: 347-52.
214. Dang J, Wilder-Smith P, Peavy GM. Clinical preconditions and treatment modality: effects on pulp surgery outcome. *Lasers Surg Med.* 1998; 22: 25-9.
215. Shoji S, Nakamura M, Horiuchi H. Histopathological changes in dental pulps irradiated by CO₂ laser: a preliminary report on laser pulpotomy. *J Endod.* 1985; 11: 379-84.
216. Wilder-Smith P, Peavy GM, Nielsen D, Arrastia-Jitosho AM. CO₂ laser treatment of traumatic pulpal exposures in dogs. *Lasers Surg Med.* 1997; 21: 432-7.
217. Dederich DN, Zakariasen KZ, Tulip J. Scanning electron microscopic analysis of canal wall dentin following neodymium-yttrium-aluminum-garnet laser irradiation. *J Endod* 1984; 10: 428-31.
218. Miserendino LJ, Levy GC, Rizioiu IM. Effects of Nd:YAG laser on the permeability of root canal wall dentin. *J Endod.* 1995; 21: 83-7.

219. Lopes MCS, Matsumoto K, Watanabe W-H, Brugnara A. A comparative study of CO₂ and Nd-YAG laser on dentin layer of human root canals of permanent teeth utilizing SEM. J Japan Endod Assoc. 1995; 16: 1-5.
220. Saunders WP, Whitters CJ, Strang R, Moseley H, Payne AP, McGadey J. The effect of an Nd:YAG pulsed laser on the cleaning of the root canal and the formation of a fused apical plug. Int Endod J. 1995; 28: 213-20.
221. Koba K. Pulsed Nd:YAG laser application to one-visit treatment of infected root canals. Histopathological and clinical examinations. J Japan Endod Assoc. 1995; 16: 20-37.
222. Harashima T, Takeda FH, Kimura Y, Matsumoto K. Effect of Nd:YAG laser irradiation for removal of intracanal debris and smear layer in extracted human teeth. J Clin Laser Med Surg. 1997; 15: 131-5.
223. Koba K, Kimura Y, Matsumoto K, Takeuchi T, Ikarugi T, Shimizu T. A histopathological study of the morphological changes at the apical seat and in the periapical region after irradiation with a pulsed Nd:YAG laser. Int Endod J. 1998; 31: 415-20.
224. Koba K, Kimura Y, Matsumoto K, Takeuchi T, Ikarugi T, Shimizu T. A histopathological study of the effects of pulsed Nd:YAG laser irradiation on infected root canals in dogs. J Endod 1999; 25: 151-4.
225. Moshonov J, Sion A, Kasirer J, Rotstein I, Stabholz A. Efficacy of argon laser irradiation in removing intracanal debris. Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod. 1995; 79: 221-5.
226. Matsuoka E, Funato A, Kimura Y, Matsumoto K. Morphological studies on structural changes of root canal wall after instrumented by files and irradiated by argon laser. J Japan Endod Assoc. 1996; 17: 185-9.

- 227. Zhang C, Kimura Y, Matsumoto K. Effects of argon laser irradiation with 38% $\text{Ag}(\text{NH}_3)_2\text{F}$ on the permeability of root canal wall dentin. *Journal of Japan Endodontic Association* 1996; 17: 179-84.
- 228. Harashima T, Takeda FH, Zhang C, Kimura Y, Matsumoto K. Effects of argon laser on instrumented root canal walls. *J Japan Endod Assoc.* 1997; 18: 12-8.
- 229. Harashima T, Takeda FH, Zhang C, Kimura Y, Matsumoto K. Effect of argon laser irradiation on instrumented root canal walls. *Endod Dent Traumatol.* 1998; 14: 26-30.
- 230. Takeda FH, Harashima T, Kimura Y, Matsumoto K. Efficacy of ER:YAG laser irradiation in removing debris and smear layer on root canal walls. *J Endod.* 1998b; 24: 548-51.
- 231. Takeda FH, Harashima T, Kimura Y, Matsumoto K. A comparative study of the removal of smear layer by three endodontic irrigants and two types of laser. *Int Endod J.* 1999; 32: 32-9.
- 232. Stabholz A, Neev J, Liaw LH, Stabholz A, Khayat A, Torabinejad M. Sealing of human dentinal tubules by XeCl 308 nm excimer laser. *J Endod* 1993; 19: 267-71.
- 233. Stabholz A, Rotstein L, Neev J, Moshonov J, Stabholz A. Efficacy of XeCl 308-nm excimer laser in reducing dye penetration through coronal dentinal tubules. *J Endod.* 1995; 21: 266-8.
- 234. Dankner E, Neev J, Stabholz A, Rotstein I. Effect of XeCl-308 nm excimer laser on the mineral content of human dentin. *Endod Dent Traumatol.* 1997; 13: 234-7.
- 235. Matsumoto K. Lasers in endodontics. *Dent Clin North Am.* 2000; 44: 889-906.

236. Hardee MW, Miserendino LJ, Kos W, Walia H. Evaluation of the antibacterial effects of intracanal Nd:YAG laser irradiation. *J Endod.* 1994; 20: 377-80.
237. McKinley IB Jr, Ludlow MO. Hazards of laser smoke during endodontic therapy. *J Endod* 1994; 20: 558-9.
238. Karlovic Z, Pezelj-Ribaric S, Miletic I, Jukic S, Grgurevic J, Anic I. Erbium:YAG laser versus ultrasonic in preparation of root-end cavities. *J Endod.* 2005; 31: 821-3.
239. Friedman S, Rotstein I, Mahamid A. In vivo efficiency of various retrofills and of CO₂ laser in apical surgery. *Endod Dent Traumatol.* 1991; 7: 19-25.
240. Stabholz A, Khayat A, Weeks DA, Neev J, Torabinejad M. Scanning electron microscopic study of the apical dentine surfaces lased with Nd:YAG laser following apicectomy and retrofill. *Int Endod J.* 1992; 25: 288-91.
241. Wong WS, Rosenberg PA, Boylan RJ, Schulman A. A comparison of the apical seals achieved using retrograde amalgam fillings and the Nd:YAG laser. *J Endod.* 1994; 20: 595-7.
242. Siqueira JF Jr, Araujo MC, Garcia PF, Fraga RC, Dantas CJ. Histological evaluation of the effectiveness of five instrumentation techniques for cleaning the apical third of root canals. *J Endod.* 1997; 23: 499-502.
243. Khabbaz MG, Makropoulou MI, Serafetinides AA, Papadopoulos D, Papagiakoumou E. Q-switched versus free-running Er:YAG laser efficacy on the root canal walls of human teeth: a SEM study. *J Endod.* 2004; 30: 585-8.

244. De Munck J, Van Meerbeek B, Yoshida Y, Inoue S, Vargas M, Suzuki K, Lambrechts P, Vanherle G. Four-year water degradation of total-etch adhesives bonded to dentin. *J Dent Res*. 2003; 82: 136-40.
245. Pashley DH, Tay FR, Yiu C, Hashimoto M, Breschi L, Carvalho RM, Ito S. Collagen degradation by host-derived enzymes during aging. *J Dent Res*. 2004; 83: 216-21.
246. Mayer BE, Peters OA, Barbakow F. Effects of rotary instruments and ultrasonic irrigation on debris and smear layer scores: a scanning electron microscopic study. *Int Endod J*. 2002; 35: 582-9.
247. Wan-Hong L, Kau-Wu C, Jjiang Huei J, Chun-Pin L, Sze-Kwan L. A comparison of the morphological changes after Nd-YAG and CO₂ laser irradiation of dentin surfaces. *J Endod* 2000; 26: 450-3.
248. Stabholz A, Neev J, Liaw LH, Stabholz AY, Khayat A, Torabinejad M. The effect of ArF-193 nm excimer laser on human dentinal tubules: A scanning electron microscopic study. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol*. 1993; 75: 90-4.
249. Yamazaki R, Goya C, Tomita Y. Study on apical leakage of the teeth after argon laser treatment and obturation. *J Clin Laser Med Surg*. 1999; 17: 121-5.
250. Tani Y, Kawada H. Effects of laser irradiation on dentin. I. Effect on smear layer. *Dent Mater J*. 1987; 6: 127-34.
251. Kantola S, Laine E, Tarno T. Laser induced effects on tooth structure. VI. X-ray diffraction study of dental enamel exposed to a CO₂ laser. *Acta Odontol Scand*. 1973; 31: 369-79.

252. Deutsch AS, Cohen BI, Musikant BL. Inductively coupled plasma-emission spectroscopy and atomic absorption for the use of elemental analysis of a root canal after lasing with a holmium:YAG laser. *J Endod.* 2003; 29: 404-6.
253. Yamazaki R, Goya C, Yu DG, Kimura Y, Matsumoto K. Effects of erbium,chromium:YSGG laser irradiation on root canal walls: a scanning electron microscopic and thermographic study. *J Endod* 2001; 27: 9-12.
254. Kimura Y, Yonaga K, Yokoyama K, Kinoshita J, Ogata Y, Matsumoto K. Root surface temperature increase during ER:YAG laser irradiation of root canals. *J Endod.* 2002; 28: 76-78.
255. Visuri SR, Walsh JT Jr, Wigdor HA. Erbium laser ablation of dental hard tissue: effect of water cooling. *Lasers Surg Med.* 1996; 18: 294-300.
256. Read RP, Baumgartner JC, Clark SM. Effects of a carbon dioxide laser on human root dentin. *J Endod.* 1995; 21: 4-8.
257. Kumar AR, Rao CV, Parameswaran A, Kishen A, Lim CS. Scanning electron microscopic and energy dispersive spectrometric investigations on the effect of XeCl excimer laser on human dentin with smear layer. *J Oral Rehabil.* 2002; 29: 1003-9.
258. Lin CP, Lee BS, Lin FH, Kok SH, Lan WH. Phase, compositional and morphological changes of human dentin after Nd:YAG laser treatment. *J Endod.* 2001; 27: 389-93.
259. Moshonov J, Peretz B, Brown T, Rotstein I. Cleaning of the root canal using Nd:YAP laser and its effect on the mineral content of the dentin. *J Clin Laser Med Surg.* 2004; 22(2):87-9.

260. Paghdiwala AF. Does the laser work on hard dental tissue? J Am Dent Assoc. 1991; 122: 79-80.
261. Hossain M, Kimura Y, Nakamura Y, Yamada Y, Kinoshita J, Matsumoto K. A study on acquired acid resistance of enamel and dentin irradiated by Er, Cr: YSGG laser. J Clin Laser Med Surg. 2001; 19: 159-63.
262. Hossain M, Nakamura Y, Kimura Y, Ito M, Yamada Y, Matsumoto K. Acquired acid resistance of dental hard tissues by CO₂ laser irradiation. J Clin Laser Med Surg. 1999; 17: 223-6.
263. Kimura Y, Yonaga K, Yokoyama K, Matsuoka E, Sakai K, Matsumoto K. Apical leakage of obturated canals prepared by Er:YAG laser. J Endod. 2001; 27: 567-70.
264. Neev J, Pham K, Lee JP, White JM. Dentin ablation with three infrared lasers. Lasers Surg Med. 1996; 18: 121-8.
265. Matsuoka E, Yonaga K, Kinoshita J, Kimura Y, Matsumoto K. Morphological study on the capability of Er:YAG laser irradiation for root canal preparation. J Clin Laser Med Surg. 2000; 18: 215-9.
266. Eriksson AR, Albrektsson T. Temperature threshold levels for heat-induced bone tissue injury: a vital-microscopic study in the rabbit. J Prosthet Dent. 1983; 50: 101-7.
267. Zach L, Cohen G. Pulp response to externally applied heat. Oral Surg Oral Med Oral Pathol. 1965; 19: 515-30.
268. Machida T, Mazeki K, Narushima K, Matsumoto K. Study on temperature raising in tooth structure at irradiating Er:YAG laser. J Japan Endod Assoc. 1996; 17: 38-40.
269. Stabholz A, Sahar-Helft S, Moshonov J. Lasers in endodontics. Dent Clin North Am. 2004; 48: 809-32.