

T.C.
SÜLEYMAN DEMİREL ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ



**SÜT VE GENÇ DAIMİ DİŞLERDE PULSE OKSİMETRİ VE
LAZER DOPPLER FLOWMETRİNİN VİTALİTE TEST
YÖNTEMİ OLARAK ETKİNLİĞİNİN
DEĞERLENDİRİLMESİ**

Dt. HÜSEYİN KARAYILMAZ

PEDODONTİ ANABİLİM DALI DOKTORA TEZİ

DANIŞMAN

Prof. Dr. ZUHAL KIRZIOĞLU

Tez No:

2008-İSPARTA

T.C.
SÜLEYMAN DEMİREL ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ



**SÜT VE GENÇ DAİMİ DİŞLERDE PULSE OKSİMETRİ VE
LAZER DOPPLER FLOWMETRİNİN VİTALİTE TEST
YÖNTEMİ OLARAK ETKİNLİĞİNİN
DEĞERLENDİRİLMESİ**

Dt. HÜSEYİN KARAYILMAZ

PEDODONTİ ANABİLİM DALI DOKTORA TEZİ

DANIŞMAN

Prof. Dr. ZUHAL KIRZIOĞLU

**Bu tez Süleyman Demirel Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Yönetim Birimi tarafından
1212-D-05 Proje numarası ile desteklenmiştir.**

Tez No:

2008-İSPARTA

KABUL ve ONAY

Sağlık Bilimleri Enstitü Müdürlüğüne;

Süleyman Demirel Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü *Pedodonti Anabilim Dalı, Doktora Programı* çerçevesinde yürütülmüş olan bu çalışma, aşağıdaki jüri tarafından *Doktora Tezi* olarak kabul edilmiştir.

Tez Savunma Tarihi : 13 / 08 / 2008

Tez Danışmanı: Prof. Dr. Zuhâl KIRZIOĞLU, Süleyman Demirel Üniversitesi

Üye : Prof. Dr. M. Şenol TÜZÜM, Süleyman Demirel Üniversitesi

Üye : Prof. Dr. M. Üstün GÜLDAĞ, Süleyman Demirel Üniversitesi

Üye : Doç. Dr. Yücel YILMAZ, Atatürk Üniversitesi

Üye : Yard. Doç. Dr. Çiğdem KÜÇÜKEŞMEN, Süleyman Demirel Üniversitesi

ONAY : Bu doktora tezi, Enstitü Yönetim Kurulunca belirlenen yukarıdaki jüri üyeleri tarafından uygun görülmüş ve kabul edilmiştir.

Doç. Dr. A. Diljin KEÇECİ
Enstitü Müdürü

ÖNSÖZ

Akademik hayata atılmam konusunda beni teşvik eden, destekleyen, eğitimim boyunca tüm bilgi ve tecrübelerini benimle paylaşarak bu tezi hazırlayabilecek bilgi, beceri ve yeterlilik kazanmamda büyük katkıları bulunan, akademik olarak ve bir insan olarak her zaman örnek aldığım değerli danışman hocam Prof. Dr. Zuhal KIRZIOĞLU'na,

Tez çalışmam sırasında olumlu eleştirisi ve katkılarıyla bana yol gösteren, Tez İzleme Komitesi Üyeleri, sayın hocalarım Prof. Dr. M. Şenol TÜZÜM ve Prof. Dr. M. Üstün GÜLDAĞ'a,

Maddi olarak sağlayarak tez projemi destekleyen, S.D.Ü. Bilimsel Araştırma Projeleri Yönetim Birimi'ne,

Çalışmamda kullanmak üzere, cihaz desteği sağlayan S.D.Ü. Tıp Fakültesi, Anesteziyoloji ve Reanimasyon Anabilim Dalı'na,

Aynı ekip içerisinde birlikte çalışmaktan her zaman mutluluk duyduğum Anabilim Dalı çalışma arkadaşlarıma,

Her zaman olduğu gibi, bu zorlu ve yorucu dönemde de, ihtiyaç duyduğum her an sevgisini ve desteğini hep yanımda hissettiğim sevgili eşim Hasibe'ye, varlığı ile bana güç veren canım kızım Nil'e ve beni en iyi şartlarda büyütüp, yetiştirerek bu günlere gelmemi sağlayan anneme ve babama,

Sonsuz teşekkürlerimi sunarım...

İÇİNDEKİLER

Simgeler ve Kısaltmalar	i
Şekiller	ii
Çizelgeler	iv
1.GİRİŞ	1
1.1 Amaç.....	3
2.GENEL BİLGİLER.....	4
2.1 Vitalite Testleri ve Pulpa-Dentin Kompleksi.....	4
2.1.1 Dentinin Yapısı	4
2.1.2 Pulpanın Yapısı	5
2.1.2.1 Pulpanın Hücreleri.....	6
2.1.2.2 Pulpadaki Hücrelerarası Madde.....	7
2.1.2.3 Pulpanın Vaskülarizasyonu	7
2.1.2.3.1 Arteriyoller.....	7
2.1.2.3.2 Kapiller.....	8
2.1.2.3.3 Venüller.....	9
2.1.2.3.4 Lenfatik damarlar	9
2.1.2.4 Mikro-vasküler Değişimlerin Doku İçi Basınca Etkisi	9
2.1.2.5 Pulpa Doku İçi Basıncının Ölçülmesi	10
2.1.2.6 Pulpa Kan Akımının (PKA) Regülasyonu ve Ölçülmesi	10
2.1.2.6.1 PKA'nın Metabolik Regülasyonu.....	11
2.1.2.6.2 PKA'nın Nöral Regülasyonu	11
2.1.2.6.2.1 Sempatik sinirler ve PKA'nın Regülasyonu	11
2.1.2.6.2.2 Parasempatik Sinirler ve PKA'nın Regülasyonu	12
2.1.2.6.2.3 Afferent Sinir Lifleri ve PKA'nın Regülasyonu	13
2.1.2.6.3 PKA'nın Parakrin/Endokrin Regülasyonu	13
2.1.2.7 Pulpa-Dentin Kompleksinin İnnervasyonu	13
2.2 Geleneksel Vitalite Test Yöntemleri.....	15

2.2.1 Doğrudan Dentin Uyarılması	15
2.2.2 Kavite Testi	16
2.2.3 Anestezi Testi (Selektif Anestezi).....	16
2.2.4 Termal Pulpa Testleri	17
2.2.4.1 Sıcak Testi	17
2.2.4.2 Soğuk Testi	18
2.2.5 Elektrikli Pulpa Testi (EPT).....	21
2.3 Geleneksel Vitalite Test Yöntemlerine Alternatif Metotlar.....	24
2.3.1 İntravital Mikroskopi.....	24
2.3.2 Lokal İzotop Klerans	24
2.3.3 Hidrojen Washout	25
2.3.4 Sinematografi	25
2.3.5 Radiolabelled Mikrosfer.....	25
2.3.6 Fotopletismografi ve Dual Wavelength Spektrofotometri.....	26
2.3.7 Kızılötesi Termografik Görüntüleme	26
2.3.8 Transillüminasyon	27
2.3.9 Pulse Oksimetri (PO) ve Lazer Doppler Flowmetri (LDF).....	27
2.4 Pulse Oksimetri (PO)	28
2.4.1 PO'nun Tarihsel Gelişimi.....	28
2.4.2 PO'nun Fiziksel ve Yapısal Temelleri	30
2.4.3 PO'de Dikkat Edilecek Hususlar.....	35
2.4.4 PO'nun Tıpta Klinik Uygulamaları.....	36
2.4.5 Diş Hekimliğinde PO	37
2.5 Lazer Doppler Flowmetre (LDF).....	38
2.5.1 Lazer	38
2.5.1.1 Diş Hekimliğinde Lazerlerin Klinik Kullanım Alanları.....	42
2.5.2 Doppler Kayması.....	42
2.5.3 Lazer Doppler Flowmetre (LDF)	44
2.5.3.1 LDF'nin Tarihsel Gelişim Süreci	45
2.5.3.2 LDF Tekniğinin Gelişimi	46
2.5.3.3 LDF Cihazının Yapısı.....	48
2.5.3.3.1 Lazer Işın Kaynakları.....	48

2.5.3.3.2 Fotodedektörler	48
2.5.3.3.3 Fiber Optik Düzen.....	49
2.5.3.3.4 Sinyal İşlemci.....	49
2.5.3.4 Cihazın Ölçüm Şekli ve Ölçüm Derinliği	50
2.5.3.5 LDF'nin Teorik Temeli	51
2.5.3.6 LDF Ölçümlerinde Kullanılan Birimler	52
2.5.3.7 LDF Metodunun Tıpta Kullanım Alanları.....	53
2.5.3.8 LDF'nin Diş Hekimliğinde Kullanımı	54
3. MATERYAL ve METOD	57
3.1 Hasta Seçimi	57
3.2 Ölçüm Sırasında Dikkat Edilen Hususlar	58
3.3 PO ve LDF ile Gerçekleştirilen Ön Çalışmalar.....	58
3.3.1. LDF ile Gerçekleştirilen Ön Çalışmalar ve Belirlenen Problemler	59
3.3.1.1 Hastanın veya Probenin Hareket Etmesine Bağlı Oluşan Hatalı Sonuçlar	59
3.3.1.2 Üretici Firma Tarafından Sağlanan Standart LDF Probenin Kaynaklanan Problemler	60
3.3.1.3 Hazırlanan Prob Tutucuların Dişler Üzerinde Oluşturduğu Basınç	61
3.3.1.4 LDF ile PKA Ölçümü Yapılan Dişlerin Normal PKA Değerlerinin Bilinmemesi.....	62
3.3.2 PO ile Gerçekleştirilen Ön Çalışmalar ve Belirlenen Problemler.....	62
3.3.2.1 PKA'nı Ölçmeye Yönelik PO Probenin Bulunmaması	62
3.3.2.2 PO ile PKA Ölçümü Yapılan Dişlerin Normal SaO ₂ Değerlerinin Bilinmemesi.....	63
3.3.3 PO ve LDF Ölçüm Yöntemlerinin Tekrarlanabilirlik Düzeyi.....	64
3.4 LDF Cihazının Teknik Özellikleri.....	65
3.5 LDF Cihazı ile PKA Ölçüm Yöntemi.....	65
3.6 PO Cihazının Teknik Özellikleri	67
3.7 PO Cihazı ile PKA Ölçüm Yöntemi	67
3.8 Çalışmada Gerçekleştirilen Diğer Ölçümler	68

3.9 Birinci Bölüm; PO ve LDF'nin Güvenilirliği	69
3.10 İkinci Bölüm; PO ve LDF'nin Genç Daimi Dişlerde Etkinliği	71
3.11 Üçüncü Bölüm; PO ve LDF'nin Süt Dişlerinde Etkinliği	73
3.12 Kullanılan İstatistiksel Analiz Yöntemleri	75
4. BULGULAR	76
4.1 Birinci Bölüm; PO ve LDF'nin Güvenilirliği	76
4.2 İkinci Bölüm; PO ve LDF'nin Genç Daimi Dişlerde Etkinliği	80
4.3 Üçüncü Bölüm; PO ve LDF'nin Süt Dişlerinde Etkinliği	84
5. TARTIŞMA ve SONUÇ	88
5.1 Pulse Oksimetriden Alınan Sonuçların Değerlendirilmesi	97
5.2 Lazer Doppler Flowmetriden Alınan Sonuçların Değerlendirilmesi	104
5.3 PO ve LDF'den Alınan Sonuçların Karşılaştırılması	122
5.4 SONUÇLAR	129
5.4.1 Ön çalışmalar	129
5.4.2 Birinci Bölüm; PO ve LDF'nin Güvenilirliği	129
5.4.3 İkinci Bölüm; PO ve LDF'nin Genç Daimi Dişlerde Etkinliği	130
5.4.4 Üçüncü Bölüm; PO ve LDF'nin Süt Dişlerinde Etkinliği	131
ÖZET	133
SUMMARY	134
KAYNAKLAR	135

SİMGELER VE KISALTMALAR

PKA:	Pulpa Kan Akımı
PO :	Pulse Oksimetri
LDF:	Lazer Doppler Flowmetri
CO₂ buzu:	Karbondioksit buzu
EPT :	Elektrikli Pulpa Testi
SaO₂:	Oksijen saturasyonu
LED:	Işık Yayan Diyot, "Light Emitting Diode"
AC :	Değişken ışık absorpsiyonu
DC:	Sabit ışık absorpsiyonu
He-Ne:	Helyum-Neon Lazer
Nd:YAG:	Neodmiyum: YAG (Yttrium-Aliminum-Garnet) Lazer
Er:YAG:	Erbiyum: YAG (Yttrium-Aliminum-Garnet) Lazer
Ho:YAG:	Holmiyum: YAG (Yttrium-Aliminum-Garnet) Lazer
mm :	Milimetre
cm :	Santimetre
cm² :	Santimetre kare
J:	Joule
J/cm²:	Joule/Santimetre kare
kg:	Kilogram
l :	Litre
s :	Saniye
μ:	Mikro
μm :	Mikrometre
mmHg :	Milimetre cıva
°C:	Santigrat derece
nm:	Nanometre
mW:	Miliwatt
PU:	Perfüzyon
V :	Volt
Hz :	Hertz
KHz :	Kilohertz

ŞEKİLLER

Şekil 1: Günümüzde kullanılmakta olan PO cihazları.....	28
Şekil 2: Normal dissosiasyon eğrisi.....	31
Şekil 3: Oksi ve deoksi hemoglobinler iki farklı dalga boyundaki ışık absorpsiyonları.....	33
Şekil 4: Atımsal ve sabit ışık absorpsiyonu.....	33
Şekil 5: PO probu ve propta bulunan ışık kaynağı ve foto-detektör.....	34
Şekil 6: PO probunun yerleştirilmesi	34
Şekil 7: Bebeklerde ve erişkinlerde kullanılan farklı prob tipleri.....	35
Şekil 8: Lazerin şematik yapısı.....	39
Şekil 9: Doppler kaymasının genel ifadesi.....	43
Şekil 10: Günümüzde kullanılmakta olan LDF cihazları.....	44
Şekil 11: Işını dokuya taşıyan “iletici fiber” ve dokudan geri saçılan ışınları foto-detektöre taşıyan “toplayıcı fiberin” görünümü.....	45
Şekil 12 a, b, c: (a) Akril, (b) periodontal pat ve (c) silikon esaslı ölçü maddesi ile hazırlanan prob tutucular	60
Şekil 13 a, b,c: (a) Üretici firma tarafından sağlanan standart prob ve (b,c) çalışmamızda kullandığımız özel yapım diş prob.....	60
Şekil 14: PO probunun ve prob tutucunun hazırlanması.....	63
Şekil 15: Çalışmamızda kullanılan LDF cihazı.....	65
Şekil 16 a, b: (a) Üst çene keser ve (b) alt çene süt azı dişlerinden LDF ile PKA ölçülmesi.....	66
Şekil 17: LDF ile dişten kaydedilen, kalp atımıyla senkronize kayıt örneği.....	66
Şekil 18: Çalışmamızda kullanılan PO cihazı.....	67

Şekil 19: Üst çene keser ve alt çene süt azı dişlerden PO ile PKA ölçümleri yapılması.....	68
Şekil 20: Hastaların, cinsiyet ve yaşlarına göre dağılımı (Bölüm I).....	70
Şekil 21: PKA ölçümü yapılan kök-kanal tedavili dişlerin dağılımı (Bölüm I).....	70
Şekil 22: Hastaların, cinsiyet ve yaşlarına göre dağılımı (Bölüm II)	71
Şekil 23: Paralel teknik ile alınan radyografiler sırasında standardizasyonu sağlamak için film tutucuların kullanılması.....	72
Şekil 24: Kök ucu açıklığının şeffaf kâğıt üzerine çizilmesi ve bir pergel ve cetvel yardım ile ölçülmesi (mm)	72
Şekil 25: Hastaların, cinsiyet ve yaşlarına göre dağılımı (Bölüm III)	73
Şekil 26: PKA ölçümü yapılan süt azı dişlerinin dağılımı (Bölüm III).....	74
Şekil 27: Süt azı dişlerin fizyolojik kök rezorbsiyonuna göre gruplandırılması.....	75
Şekil 28: Kök-kanal tedavisi yapılmış ve sağlıklı dişlerden elde edilen LDF değerlerinin birbirine göre değişimi.....	79
Şekil 29: Sağlıklı dişlerden elde edilen PO ve LDF değerlerinin birbirine göre değişimi.....	79
Şekil 30: LDF'den elde edilen verilerin hastanın yaşına göre değişimi.....	81
Şekil 31: LDF'den elde edilen verilerin kök ucu açıklık miktarına (mm) göre değişimi.....	82
Şekil 32: LDF değerlerinin kök gelişim seviyesine göre değişimi.....	82
Şekil 33: LDF değerlerinin fizyolojik kök rezorbsiyon derecesine göre değişimi...	87
Şekil 34: LDF değerlerinin yaşa bağlı değişimi.....	87

ÇİZELGELER

Çizelge 1: Diş hekimliğinde lazerlerin kullanım alanları	43
Çizelge 2: LDF ile ölçülen üst çene orta - yan keser ve alt çene I. - II. süt azı dişlerin normal değerleri.....	62
Çizelge 3: PO ile ölçülen üst çene orta - yan keser ve alt çene I. - II. süt azı dişlerin normal değerleri.....	64
Çizelge 4: PO ve LDF'den elde edilen PKA değerlerinin tekrarlanabilirliği.....	64
Çizelge 5: Ölçülen kök ucu açıklığının (mm) yaşa göre dağılımı	72
Çizelge 6: Süt azı dişlerin kök rezorpsiyon derecesine ve hastanın yaşına göre dağılımı	74
Çizelge 7: EPT ve PO'nun duyarlılık ve seçicilik tablosu.....	76
Çizelge 8: LDF ve PO ile sağlıklı dişlerden elde edilen PKA ölçüm değerlerinin dağılımı	78
Çizelge 9: LDF ve PO ile kök-kanal tedavisi yapılmış dişlerden elde edilen PKA ölçüm değerlerinin dağılımı	78
Çizelge 10: Üst çene orta ve yan keser dişlerden LDF ve PO ile elde edilen PKA ölçümlerinin, dişlere göre dağılımı	83
Çizelge 11: Alt çene süt azı dişlerinde PO ve LDF ile elde edilen PKA ölçüm değerlerinin dağılımı.....	86
Çizelge 12: Fizyolojik kök rezorpsiyon seviyesine göre, PO ve LDF ile elde edilen PKA ölçüm değerlerinin dağılımı.....	86

1. GİRİŞ

Diş hekiminin birincil görevi, hastadaki mevcut problemin, en kısa zamanda, en uygun tedavi araçları ile ve en doğru şekilde tedavisinin gerçekleştirilmesini sağlamaktır. Yapılan tedavinin başarısı, hastanın genel ve ağız diş sağlığının durumu, hekimin tecrübesi, tercih edilen tedavi yöntemleri, kullanılan aletler ve materyaller gibi birçok faktörden etkilenmektedir. Bir tedavinin başarısını etkileyen en önemli faktör, tanının doğruluğudur. Başarılı bir tedavi ancak, doğru bir tanı ile mümkün olabilmektedir. Bu nedenle, diş hekimliğinde tanının doğruluğu ve uygun bir tedavinin seçilebilmesi için, dişin ana yapılarından biri olan, dentin yapıcı özelliği bulunan, dişin beslenmesini, savunmasını ve innervasyonunu sağlayan pulpanın durumunun kesin olarak bilinmesi gerekmektedir. Fakat pulpanın durumunun ve vitalitesinin değerlendirilmesi karmaşık bir olaydır. Pulpa, kalsifiye dokularla çevrili bir alanda, tamamen kapalı durumdadır. Herhangi bir şekilde hasar oluştuğunda, pulpada iltihabi cevap başlar. Bu cevabın bir parçası olarak vasküler geçirgenlik artar. Çevre dokulara sıvı geçişi olur. Ancak, birçok yumuşak dokunun tersine, pulpanın hacimce genişleyebileceği bir alan yoktur. Bu nedenle, hücre ölümü daha fazla olur. Kollateral dolaşımı da bulunmadığından, kronal pulpanın alternatif beslenme ve savunma yolları bulunmamaktadır. Diş hekimi tanı koyma sırasında, pulpa yaralanmasının geri dönüşümlü veya dönüşümsüz olduğunu tayin edebilmelidir. Bu amaçla, teşhis ve tedavi planlaması sırasında pulpanın durumunu belirlemek için, sıcak, soğuk ve elektrikli pulpa testi gibi, çeşitli vitalite test yöntemleri geliştirilmiştir (1-5).

Bu testler, dışarıdan verilen bir uyarana (soğuk, sıcak, elektriksel vb.) karşı dişin, sinirsel olarak cevap vermesine dayalı testlerdir. Ancak, geliştirilen bu testlerin birçok eksikliği bulunmaktadır. Bu testler ile, sadece pulpanın nöral durumu hakkında dolaylı bilgi elde edilebilmekte, dişin vasküler sirkülasyonu hakkında herhangi bir bilgi sağlanamamaktadır. Ancak, travmaya uğramış dişlerde olduğu gibi, vasküler sirkülasyonun devam ettiği ama nöral incinmenin olduğu durumlarda, pulpadaki sinirlerin geçici parestezisinden dolayı, bu dişlerden, geleneksel vitalite

test yöntemleriyle herhangi bir cevap alınamayacaktır. Tam tersi bir durum, iltihabi olaylarda söz konusudur. Pulpanın sinir dokusu, pulpa iltihabına vasküler dokuya nazaran daha dayanıklıdır. Böyle bir durumda da pulpada iltihabi olaylar başlamış olmasına karşın, canlı kalan sinir dokusu nedeniyle geleneksel vitalite testlerinden yanlış sonuçlar elde edilebilecektir (2,6-8).

Geleneksel vitalite testlerinin başka bir eksikliği ise, subjektif olan bu testlerin, hastanın bir uyarana karşı verdiği cevabın diş hekimi tarafından değerlendirilmesi, yorumlanması esasına dayanmasıdır. Ancak, çocuklarda bu tür testlerin uygulanması zor olduğu için doğruluğu sınırlıdır. Çocuklar her zaman subjektif semptomları tarif edemeyebilir ve diş hekiminin sorduğu sorulara yanlış pozitif veya negatif cevaplar verebilirler. Ayrıca, bu testler, bir çocuk için hoş olmayan uyaranlardır. Çocukların ağrıya olan korkusu, bu geleneksel pulpa testlerinin sınırlı olmasına neden olmaktadır. Bu durum, özellikle çocuk diş hekimliğinde hastaların değerlendirilmesinde ve takibinde çok büyük bir problemdir (2,6-8).

Sonuç olarak, dişin vitalitesinin değerlendirilmesinde kullanılan bu metotlar, pulpal sinirlerin uyarılmasına dayalı metotlardır. Pulpa kan akımı (PKA) ile doğrudan ilgileri olmadığından, pulpanın kanlanmasıyla ilişkili yorumları şüphelidir. Ancak, dişlerin vitalitesinin değerlendirilmesi sırasında, vaskülarite ve damarsal destek, sinirsel destekten daha önemlidir.

Bu nedenle, geleneksel vitalite testlerini başlıca tanı aracı olarak kullanan diş hekimleri için, olgunlaşmamış köklere sahip ve/veya travma geçirmiş dişlerin vitalitesinin değerlendirilmesinde, pulpanın vasküler sirkülasyonu hakkında güvenilir sonuçlar verebilecek, yeni test metotlarının geliştirilmesine ihtiyaç duyulmaktadır.

Erişilebilir kaynaklardan elde edilebilen literatürler incelendiğinde, son yıllarda Pulse Oksimetri (PO) ve Lazer Doppler Flowmetrinin (LDF) pulpanın kanlanmasının tespitine yönelik çalışmalarda ön plana çıktığı görülmektedir. Bu konuda çeşitli çalışmalar yapılmış olmasına karşın, genç daimi dişlerin, travmaya uğramış dişlerin ve özellikle de süt dişlerinin pulpalarının kanlanmasının tespitinde, PO ve LDF'nin etkin ve güvenli bir şekilde kullanılabileceğine dair yeterli bilgi birikimi henüz oluşmamıştır. Ayrıca, literatürde, PO ve LDF yöntemlerinin her ikisinin birden aynı çalışmada kullanılması ve elde edilen verilerin karşılaştırılmasıyla yapılan,

liniklerde pulpa dokusunun kanlanması tespitinde etkin ve güvenilir bir şekilde kullanılıp kullanılmayacağına yönelik herhangi bir çalışma bulunamamıştır.

1.1 Amaç

Bu doktora tez çalışması ile;

a. PO ve LDF'nin vitalite test yöntemi olarak sağlıklı ve canlılığını yitirmiş (kök-kanal tedavisi yapılmış) dişler üzerinde güvenilirliklerinin belirlenmesi,

b. Sürmesini tamamlamış ancak, kök gelişimini henüz tamamlamamış genç daimi dişlerde PO ve LDF'nin etkinliğinin incelenmesi,

c. PO ve LDF'nin çeşitli derecelerde fizyolojik kök rezorpsiyonu bulunan süt azı dişlerindeki etkinliğinin araştırılması ve

her bir vitalite test yönteminden elde edilen sonuçların birbiriyle kıyaslanması amaçlanmıştır.

2. GENEL BİLGİLER

Günümüzde, diş hekimliği kliniklerinde kullanılmakta olan vitalite test yöntemleri, hastanın, dişine uygulanan bir uyarana karşı verdiği cevabın, diş hekimi tarafından bilgi ve tecrübesine göre yorumlanması esasına dayanır. Bu bakımdan diş hekimi pulpada herhangi bir patoloji bulunup bulunmadığına, eğer varsa, bu patolojinin geri dönüşümlü olup olmadığına karar verirken, pulpanın yapısı ve işleyişi hakkında yeterli bilgiye sahip olmalıdır.

2.1 Vitalite Testleri ve Pulpa-Dentin Kompleksi

Dişin ana yapılarından biri olan pulpa ve dentin, fonksiyonel olarak birlikte çalışmaktadırlar ve doku olarak birbirlerine bağlıdırlar. Mine veya sement gibi dentin yüzeyini dış taraftan örten dokular herhangi bir nedenle kaybedildiğinde, sıvı ile dolu ince dentin kanalcıklarından bakteriler dentini geçerek, pulpada çeşitli reaksiyonlar oluştururlar (9-11). Pulpal dokular, pulpa-dentin kompleksinin geçirgenliğini azaltmak ve kendini korumak için, biyolojik cevap olarak tersiyer dentin üretirler. Bu nedenle pulpa dentin kompleksi bütünleşmiş bir yapı olarak fonksiyon görmektedir (12,13).

2.1.1 Dentinin Yapısı

Kimyasal kompozisyonu, ağırlık olarak %70 minerallerden, %20 organik materyallerden ve %10 sudan oluşan dentinin organik kısmının %92'si, jel özelliğinde bir madde içinde bulunan lifsi bir protein olan kollojenden, kalan kısmı ise, non-kollojenöz protein, büyüme faktörleri ve proteoglikanlardan oluşmaktadır (13,14).

Dentinin inorganik kısmı ise, kalsiyum fosfat ve kalsiyum hidroksit bileşimindeki hidroksiapatitten oluşur. Diğer büyük inorganik bileşenler ise, karbonat, magnezyum, potasyum, demir, çinko ve kurşundur (14-16).

Dentin, ince kanalcıklardan oluşan tübüler bir yapıya sahiptir. Dişin sürmesinden önce oluşan primer dentin ve kök oluşumunu takiben oluşan sekonder dentin yapımının her ikisi de aynı odontoblastlar tarafından gerçekleştirildiğinden, dentin içerisindeki tübüllerin devamlılığı korunur (17). Dişin kural kısmındaki dentin tübülleri, en geniş boyutu pulpada, en küçük boyutu mine-dentin birleşiminde olan 2.5–3.5 mm uzunluğunda ters çevrilmiş koni şeklindedir (18-21). Dentin kanalcıklarının içerisinde dentin lenfi ve odontoblast hücrelerinin bir uzantısı olan “Tomes lifleri” doldurur (12,14). Pulpa kan damarlarında dolaşan kanın bir ultrafiltratı olan dentin lenfi, yapı olarak plazmayı andırır (14,22).

2.1.2 Pulpanın Yapısı

Pulpa, dentin dokusunun ortasında, etrafı sert çeperle çevrili, pulpa odası olarak adlandırılan bir boşlukta bulunan, genişleme yeteneği çok sınırlı olan bir dokudur. Pulpanın birincil görevi, dişin dentin tabakasını oluşturmaktır. Sonrasında ise, dentinin hasar görmesi durumunda tamir dentin oluşumunu sağlamaktır. Bir genç daimi dişte, pulpa odası hacimce daha geniş iken, hayat boyu yapılmakta olan sekonder dentin nedeniyle, zamanla daralmakta ve şekil değiştirmektedir (14,23).

Gevşek bir bağ dokusu karakterindeki pulpanın yapısının, ışık mikroskobu altında incelendiğinde 3 farklı yapı elemanından oluştuğu görülür. Bunlar; hücreler, hücreler arası madde, damar ve sinirlerdir. Pulpanın yapısı bir bütündür. Bu bütünlük fibroblast uzantıları, damar ve sinirlerin ağ şeklindeki örgüsü ve bu örgünün arasındaki boşlukları dolduran jeloz ve fibrilli hücreler arası madde sayesinde korunmaktadır (14,23).

2.1.2.1 Pulpanın Hücreleri

Pulpada, damar ve sinirlere ait özel hücreler dışında, 6 farklı hücre saptanmış ve bu hücreler odontoblastlar, fibroblastlar, rouget ve savunma hücreleri olmak üzere 4 grup altında toplanmıştır.

Pulpada, dentin duvarlarıyla bitişik konumda, silindirik gövdeye sahip, armut şeklindeki birkaç sıra hücre, odontoblast hücreleri olarak adlandırılır. Kuron pulpasından, kök pulpasına doğru sayıları azalır. Bütün odontoblastlar dentin yüzeyine dik bir konumdadır. Odontoblastlar, yaşam boyunca dentin oluşturma kapasitesine sahiptirler ve pulpanın yüzeyinde kaldıkları sürece, dentin tübüllerinin uzunluğu zamanla artar. Hasar gören odontoblast hücreleri, sub-odontoblastik tabakadaki öncü hücrelerin farklılaşmasıyla oluşan yeni hücrelerle yer değiştirirler. Bu yeni hücreler, tamir dentini oluşumunu sağlarlar (23). Bu bakımdan odontoblastların dentin hücresi mi, yoksa pulpa hücresi mi olduğu hala tartışılmaktadır (14,23).

Odontoblastların altında, “Weil Tabakası” olarak adlandırılan, hücreden fakir bir tabaka vardır. Bu tabakanın genişliği, yaklaşık olarak odontoblast tabakası kadarken, köklere doğru gidildikçe azalır. Fibroblastlar bu tabakanın orta kısmında bulunurlar ve pulpa hücreleri arasında görülen fibrillerin yapımını sağlarlar. Uzantıları sayesinde, pulpanın içinde ağimsı bir yapı oluşturmuşlardır. Bu ağimsı yapı, gençlerde daha sıkı iken, yaşlılarda hücre sayısındaki azalmaya bağlı olarak gevşemektedir (14).

Farklılaşmış kas hücreleri olan rouget hücreleri (perisit) pulpanın ince damarlarının, özellikle arteriyollerin etrafını saran kolları ile vazo-konstrüksiyonu sağlarlar (14).

Pulpada, iltihabi bir durumda, pulpa dokusunu iltihaptan korumaya, iltihaba karşı durmaya ve iltihabın zararlarını gidermeye çalışan 3 ayrı tip savunma hücresi vardır. Bunlar, damarların yakınında bulunan “Histiyositler”, bağ dokusunun rezerv hücreleri olarak da bilinen “Farklılaşmış Mezenkim Hücreleri” ve kan damarlarından sızdığı düşünülen “Seyyar Lenfoid Hücreler” dir (14).

2.1.2.2 Pulpadaki Hücreler Arası Madde

Pulpa hücreleri, jelatinöz kıvamlı bir madde içerisinde bulunmaktadır. Jel, katı bir madde içerisinde dağılmış, dentin kanalcıklarındaki sıvı ile aynı özelliklere sahip bir sıvıdan oluşmaktadır. Hücreler arası boşlukları dolduran bu madde içerisinde, pulpanın yaşına bağlı olarak değişen sayıda pre-kollojen ve kollojen fibriller bulunur (14).

2.1.2.3 Pulpanın Vaskülarizasyonu

Pulpanın kan desteği, apikal foramenden giriş yapan küçük, ince duvarlı damarlar olan arteriyoller sayesinde sağlanır. Perifere doğru dallanmalar gösterir ve sub-odontoblastik tabakada bir kapiller ağ sistemi oluşturur. Kapiller ağ, odontoblastlara doğru uzanırlar, fakat dentin içerisine girmezler. Arterler, venler ve lenfatik damarlar, pulpanın mikro-dolaşım sistemini oluşturmaktadırlar (13).

Pulpa, bir mikro-dolaşım sisteminden oluşmaktadır. Çünkü, gerçek anlamda arter ve venlerden oluşmazlar. En büyük damarlar arteriyoller ve venüllerdir (24). Pulpanın mikro-dolaşım sisteminin çok önemli görevleri vardır. Bu sistem, doku hemostazının korunmasında, herhangi bir enflamasyon ve pulpal yaralanmaya bağlı immünolojik cevabın oluşumunda, lokal kapillerin filtrasyon oranını değiştirerek hızlı cevap oluşturmada kritik öneme sahiptir. Pulpanın mikro-dolaşım sistemi, çevresindeki metabolik olaylarda, kan akımının da regülasyonunu sağlar (13).

2.1.2.3.1 Arteriyoller

Pulpa karmaşık bir vasküler yapıya sahiptir. Yaklaşık 50 µm çapında dirençli damarlar olan arteriyoller, vasküler atımı sağlayan birkaç tabaka düz kastan oluşmaktadır. Arteriyoller, terminal arteriyollere ve sonra da pre-kapillere dönüşürler. Arteriyoller, kapiller ve venüller, komşu dokulardan kaynaklanan

sinyallere cevap veren fonksiyonel yapıları oluştururlar. Böylece hücrel aktivite ve komşu kapiller kan akımı arasında fonksiyonel bir bütünlük oluşmaktadır (13).

Kapillerden farklı olarak terminal arteriyoller, pre-kapiller sfinkteri gibi görev gören, düz kas kümeleri bulundururlar. Bu sfinkterler, nöral ve lokal hücrel aktivitenin kontrolündedirler ve kapiller yatağa doğru lokal kan akımını düzenlerler. Bunun sonucu olarak, pulpada bölgesel olarak farklı dolaşımalar görüldüğünden, herhangi enflamasyon, pulpanın tümünde dolaşım sal değişimler oluşturmadan, sadece bölgesel bir cevap oluşmasına neden olur (13).

2.1.2.3.2 Kapiller

Pulpanın dolaşım sisteminde, kapiller ağa çok büyük görevler düşmektedir. Kan ve bölgesel doku içi elementlerinin taşınması, gazlar, sıvılar ve proteinler gibi maddelerin difüzyonunun regülasyonunda, alışveriş damarları olarak fonksiyon görürler. Kapiller etrafı membran ile kaplı, tek bir tabaka endotelden ve bir grup gevşek ağısı kollojen fibrilden oluşmuştur (13).

Yarı geçirgen bir özellikte olan kapiller duvarının kalınlığı yaklaşık 0,5 μm 'dir. Bu yarı geçirgen membran, normal şartlarda vasküler alandan proteinlerin ve hücrelerin dışa çıkışını sınırlar. Bu filtreleme özelliği, vasküler sistemde, kolloidal ozmotik basınç oluşturur. Bu durum, normal koşullarda ve enflamasyon varlığında, kapiller filtrasyonun regülasyonunda çok önemlidir. Kapillerin, yarı geçirgen özelliğine bağlı olarak çeşitli tipleri bulunmaktadır (13).

Mikro-dolaşım organizasyonu kapsamında, sub-odontoblastik alan 3 ana tabakadan oluşur. Birinci tabaka, terminal kapillerin bulunduğu alandır. Kapiller ağın bulunduğu tabaka, ikinci tabakadır ve odontoblastik tabakaya komşu pre ve post-kapiller damarlar içerir. Üçüncü tabaka ise, venüller ağın bulunduğu alandır. Yaşla birlikte pulpa metabolizmasındaki genel azalmaya bağlı olarak kapiller ağ, tek tabaka kapiller haline gelir (13).

2.1.2.3.3 Venüller

Pulpadaki venüller ağ, PKA'yı kapiller yataktan alarak venüllere aktarırlar ve post-kapiller hidrostatik basıncın regülasyonunda çok önemli rol oynarlar. Ayrıca, arteriyo-venöz anastomozlar sayesinde arteriyollerden venüllere doğrudan kan aktarımı yaparak, PKA'nın bölgesel olarak kontrol edilmesini sağlarlar (13).

2.1.2.3.4 Lenfatik Damarlar

Büyük moleküler ağırlıklı maddelerin uzaklaştırılmasında çok önemli rolü bulunan lenfatik sistem, doku hemostazı ve herhangi bir yaralanmaya karşı oluşan doku cevabında, çok kritik bir öneme sahiptir. Ayrıca, lenf sistemi; antijenleri, immün hücrelerin toplandığı yerler olan lenf nodlarına taşıyarak, immün gözetim fonksiyonunu sağlar. Lenfatik damarların venlere benzer bir şekilde, geri akımı engelleyen kapakçıkları bulunmaktadır (13).

Son yıllarda enzim-histokimyasal ve immüno-histokimyasal metotlarla yapılan çalışmalarda, insan pulpasının merkezinde geniş, periferal kısımlarında ise daha ince lenf damarlarının bulunduğu gösterilmiştir. Bu çalışmalarda, pulpada lenfatik drenajın periferden başlayarak pulpanın merkezinde toplandığı ve buradan da apikalden çıkarak periodontal alanda bulunan daha büyük lenf damarlarına döküldükleri belirlenmiştir (25,26).

2.1.2.4 Mikro-Vasküler Değişimlerin Doku İçi Basınca Etkisi

Kapiller ve doku içi alandan besin, hormon, metabolik atık ve gazların değişimi, mikro-dolaşım ve kapiller arası alışveriş ile kontrol edilir. Kapiller ağın, kan akımındaki değişim, kapiller hidrostatik basıncın değişmesine neden olur. Bu da vasküler ve doku içi alandaki sıvı dengesini etkiler. Kapillerin tümü, devamlı olarak perfüzyon göstermezler ve her bir kapillerin perfüzyon oranı %10-90 arası değişir.

Kapiller perfüzyonun kontrolünü, terminal arteriyoller ile pre-kapiller sfinkterler sağlarlar. PKA, arteriyal ve venüller hidrostatik basınç farkının, arteriyollerin toplam direncine oranı şeklinde hesaplanabilir. Burada asıl önemli olan arteriyollerin toplam direncidir. Bu nedenle, arteriyollerin vazokonstrüksiyonuna neden olan epinefrin ve norepinefrin gibi maddeler, PKA'nın azalmasına neden olur (13).

2.1.2.5 Pulpa Doku İçi Basıncının Ölçülmesi

Hemostaz ve enflamasyon sırasında, pulpal hasara karşı oluşan cevabın anlaşılması, yapılacak tedavinin belirlenmesi açısından önemlidir. Birçok deneysel teknik geliştirilmeye çalışılmıştır. Bunlardan başlıcaları, fotoelektrik metotlar (27), basınç dönüştürücü sistemler (28), tonometrik ölçümler (29) ve "micropuncture" teknikleridir (30,31). Bu tekniklerle ölçülen doku içi basınç, 16-60 mmHg arası değişmektedir. Ancak, bu teknikler oldukça zor ve pulpaya zarar veren invaziv tekniklerdir.

Pulpa sert mineralize yapılarla çevrelenmiş olduğundan, uyumluluk değeri düşüktür. Çünkü vücuttaki herhangi bir dokunun kapiller filtrasyon oranındaki artış, dokunun iç basıncında çok büyük bir artışa neden olmazken, bu durum pulpa için geçerli değildir (13).

2.1.2.6 PKA'nın Regülasyonu ve Ölçülmesi

Hayvanlarda PKA ölçümlerinde, potasyum, kurşun, iyot, hidrojen veya xenon washout, elektriksel empedans, pletismografi vb. birçok metot kullanılmıştır (13,32,33). İç organ dokuları ile oral dokuların kan akım değerleri karşılaştırıldığında, PKA'nın beyindeki kan akımı ile benzer değerlere sahip olduğu ve kan akımının, bir organın fonksiyonel aktivitesini gösterdiği sonucuna varılmıştır (32).

Kuronal pulpanın periferal kısmı, en yüksek kapiller yoğunluğa sahip iken, apikal pulpanın merkez kısmı ise en az yoğunluğa sahiptir. Pulpanın hacimce

%14'ünde damarlar bulunmaktadır ve kural yarısının PKA, apikal yarısının yaklaşık iki katıdır (13).

Arteryal vazokonstriksiyonu etkileyen metabolik, nöral ve parakrin/endokrin faktörler PKA'yı da etkiler (13).

2.1.2.6.1 PKA'nın Metabolik Regülasyonu

Vücuttaki birçok dokunun arteryal vasküler atımı, lokal olarak salınan metabolik ürünler ile düzenlenir. Örneğin; kalpte doku içi oksijen gerilimi, vasküler atımı düzenlerken, beyinde doku içi karbondioksit seviyesi veya pH, vasküler atımı düzenler. Bu, genel metabolik aktivite yükünde bir artma olmadan, lokal olarak kan akımının düzenlenmesi için oldukça etkili bir yöntemdir (13).

Pulpa kolaylıkla ulaşılabilen bir doku olmadığından, metabolik aktivitesi hakkındaki bilgiler sınırlıdır. Ancak, pulpanın tamamındaki metabolik aktivite çok düşük olduğundan, PKA'yı düzenleyen ana mekanizma metabolik aktivite olamaz (13).

2.1.2.6.2 PKA'nın Nöral Regülasyonu

PKA'nın regülasyonunda 3 ana nöral sistem etkilidir. Bunlar sempatik, parasempatik ve duyuusal (afferent) sinirlerdir (13).

2.1.2.6.2.1 Sempatik Sinirler ve PKA'nın regülasyonu

Pulpa sempatik sinir sistemi ile innervedir (34,35). Sempatik sinir lifleri pulpa içerisinde serbest olarak sonlanmaktadır. Sempatik sinirler, diğer damarları da kısmen innerve etmelerine karşın, esas olarak arteriyollerin innervasyonunu sağlarlar (24,35,36).

Pulpadaki sempatik sinir liflerinin depolarizasyonu, lokal olarak norepinefrin, nöropeptid ve adozintrifosfat gibi birçok nörotransmitterin salınımına neden olur. Salınan bu nörotransmitterler, uygun reseptörler yardımı ile damarların daralmasına neden olurlar. Yapılan çalışmalar, insanların diş pulpasında, norepinefrinin mevcut olduğunu, pulpal dokunun lokal terminal bölgesinden salındığını ve çeşitli presinaptik reseptörler ile kontrol edildiğini göstermiştir (37-40). Farelerin ağız dişlerinde yapılan bir çalışmada, sempatik sinir liflerinin dağılımının, odontoblastik bölgenin yakınındaki pulpa boynuzunda lokalize kan damarlarında en fazla, apikal bölgede ise, en az olduğu bulunmuştur (41). Sempatik sinir sisteminin aktivasyonu PKA'yı azaltır (13).

Sempatik uyarı ile birlikte ortaya çıkan nörotransmitterler de PKA'yı azaltır. Epinefrin ve norepinefrin gibi katekolaminler, kan damarlarındaki α ve β -adrenerjik reseptörleri, fizyolojik olarak etkiler. Vasküler kasların, kontraksiyonundan ve vazokonstriksiyon gelişiminden, α -adrenerjik reseptörler sorumludurlar (32,33).

Köpeklere infiltratif olarak enjekte edilen, 1/100.000 oranında epinefrin içeren %2'lik lidokain, PKA'da önemli bir azalmaya neden olurken, epinefrin içermeyen %3 mepivakain PKA'yı arttırmıştır (42).

2.1.2.6.2 Parasempatik Sinirler ve PKA'nın Regülasyonu

PKA'nın regülasyonunda, parasempatik sinir sistemi, sempatik sinir sistemi kadar önemli bir rol oynamaz (43). Parasempatik sinir lifleri tarafından üretilen iki ana nörotransmitter, asetilkolin ve vazoaaktif intestinal polipeptittir. Histolojik çalışmalar, dişin pulpasında parasempatik sinir liflerinin bulunduğunu göstermiştir (44,45). Asetilkolin, lokal olarak PKA'yı arttırmaktadır. İmmunreaktif vazoaaktif intestinal polipeptit de, pulpada mevcuttur ve intra-arteryal enjeksiyonu PKA'yı artırır. Ancak, nörotransmitterlerin ve reseptörlerin var olması, parasempatik sinirler tarafından üretildiklerini göstermez ve parasempatik sinir sisteminin PKA'ya etkisi çok düşüktür (13,43).

2.1.2.6.2.3 Afferent Sinir Lifleri ve PKA'nın Regülasyonu

Pulpa, trigeminal gangliondan köken alan duyuşal nöronlarla innervedir. Afferent sinir liflerinden oluşun duyuşal sistem, pulpa dolaşım sisteminin ve immün sistemin düzenlenmesinde önemli rol oynar. Trigeminal duyuşal nöronların uyarılması, pulpada vazodilatasyona ve PKA'nın artmasına neden olur (13,43).

2.1.2.6.3 PKA'nın Parakrin/Endokrin Regülasyonu

PKA'yı düzenleyen diğeri bir mekanizma ise, parakrin ve endokrin kaynaklıdır. Parakrin faktörler, lokal olarak salınır ve aktivite gösterir, kan dolaşımına katılmazlar. Endokrin faktörler ise, uzak bir bezden salınır ve hedef hücrenin aktivitesini düzenlenmek için kan dolaşımına katılırlar. PKA'yı düzenleyen parakrin faktörlerden bradikinin, prostoglandin ve histamin kan akımını arttırmaktadır (13).

2.1.2.7 Pulpa-Dentin Kompleksinin İnnervasyonu

Pulpanın sinirleri de apikalden giriş yaparlar. Damarların aksine, kuron pulpasına geçiş yaparak, damarlarla birlikte kollara ayrılırlar. Pulpada iki tip sinir bulunmaktadır. Birincisi, duyu sinirleri olup miyelinlidirler. Odontoblastlar bölgesinde miyelinlerini kaybederler ve sub-odontoblastik tabakanın hemen altındaki hücreden zengin tabakada toplanarak "Raschkow Pleksusu" olarak adlandırılan bir pleksus oluştururlar. Bu pleksustan çıkan ince lifler, predentine ulaşır ve "Tomes süreci" boyunca dentin tübüllerine yayılmış olan başka bir pleksusu oluştururlar. Pulpada bulunan diğeri sinir tipi ise, sempatik sinir sisteminin bir parçası olan, miyelinsiz sinirlerdir. Rouget hücrelerinde sonlanırlar ve pulpa damarlarının kontraksiyonunu sağlarlar (14,23).

Pulpa-dentin kompleksi içerisindeki sinir lifleri, büyük periferel sinir sisteminin bir parçasıdır. Dişler, afferent ve post-gangliyonik sempatik aksonlar

içeren trigeminal sinirin dalları tarafından innerve edilirler. Dişlerin duysal innervasyonu, ilk olarak kuronal odontoblast tabakası, predentin ve dentinin iç tabakalarından başlamaktadır. Morfolojik olarak değişik bölgelerde bulunan, en az 6 değişik sinir lifinden oluşmaktadır. Bunlar A- α (alfa), A- β (beta), A- γ (gama), A- δ (delta), B ve C lifleridir. “ β ” tip fibriller daha çok basınç ve dokunma gibi duysal, hassas uyarıları taşıırken, “ δ ” tip fibriller ise, daha çok ağrı ve ısı değişimleri gibi uyarıları taşırlar. Pulpada bu fibriller dentin hassasiyetinden sorumludurlar ve genel olarak pulpa-dentin birleşim yerinde lokalizedirler. Tüm pulpaya dağılmış olan “C” fibrilleri ise, sadece ağrı duyusunu taşırlar ve yüksek eşik değerine sahiptirler. Nöron boyunca uyarının gidiş hızı, aksonun çapıyla doğrudan ilişkilidir ve sinir liflerinin çapı arttıkça, iletim hızı da artar. En geniş çaplı sinir lifleri A, en dar olanlar ise C lifleridir (44,45).

A- β lifleri, başlıca dentini ve pulpa boynuzu tepelerindeki dentin-pulpa sınırını innerve ederler. A- β lifleri, dentinin mekanik veya hidrodinamik uyarılmasındaki en hassas liflerdir ve dokunma, basınç ve proprioseptif uyarıları hızla taşırlar (46). A- β lifleri odontoblastlarla yakın ilişkide bulunan büyük sinir uçlarını oluştururlar ve odontoblast uzantılarına yakın komşuluktaki bir seri sinir uçlarını da kapsamaktadırlar. Orta büyüklükte, miyelinize lifler olan, A- β lifleri, pulpadaki en hassas lifler olmasına karşın, pulpada çok az sayıda bulduklarından A- δ lifleriyle aynı grupta değerlendirilirler (13).

Dişin sinir liflerinin %25-50’sini, A liflerinin ise yaklaşık %90’nını, birçok farklı reseptör içeren, küçük, miyelinize A- δ lifleri oluştururlar. Bu sinir liflerinin çoğu, dentini, pre-dentini ve mine altındaki kuronal bölgelerdeki odontoblast tabakalarını innerve ederler (45,47). Bu lifler, travmatik veya yaralayıcı etkenlerle oluşan ağrı, ısı ve dokunma duyularını iletirler. Dentin sinir sonlanmaları, odontoblast uzantılarına çok yakın yerdedirler ve bazen birbirleri ile bağlantıya geçebilirler veya sadece yan yana durabilirler. Çoğu A- δ innervasyonu, dentinde, pulpa boynuzu tepelerinde yoğunlaşmaktadır. Bu tip innervasyon servikal bölgede daha nadir görülürken, kök dentininde ise en az seviyededir. Bundan dolayı, dentinde, yoğun innervasyon gösteren merkezi bölgeler vardır (1,48).

2.2 Geleneksel Vitalite Test Yöntemleri

Diş hekimliğinde, operatif işlemlere başlamadan önce, mutlaka pulpanın durumunun belirlenmesi gerekmektedir. Bu amaçla, hastanın şikâyeti ile ilgili ayrıntılı bir anamnez, dikkatli bir klinik ve radyografik değerlendirmenin yanı sıra, pulpanın durumunun belirlenmesi amacıyla çeşitli pulpa vitalite test yöntemlerinden de faydalanılmalıdır.

Günümüzde diş hekimliği kliniklerinde kullanılmakta olan geleneksel vitalite test yöntemleri şunlardır (1-4,8) ;

- Doğrudan dentin uyarılması
- Kavite testi
- Anestezi testi
- Termal vitalite testleri
 - Sıcak testi
 - Soğuk testi
 - Kuru buz (CO₂ buzu) testi
- Elektrikli Pulpa Testi (EPT)

2.2.1 Doğrudan Dentin Uyarılması

Sıklıkla kullanılan bir vitalite test yöntemidir. Kavite içerisindeki açık dentin yüzeyi sondun ucu ile çizilerek, A-δ sinir liflerinin uyarılması amaçlanmaktadır. Çürük varlığında, çürüksüz sağlam dentine ulaşıncaya kadar sondlanır ve eğer bu işlem sırasında A-δ sinir lifleri başarıyla uyarılabilirse, hastada kısa ve keskin bir duyarlılık meydana gelir. Bu durum pulpanın sinir liflerinin fonksiyonda olduğuna bir işarettir. Fakat tepkinin yokluğu, tepkinin varlığı kadar belirleyici değildir. Örneğin bir travmayı takiben, pulpada kan akımı devam ederken, A-δ sinir lifleri geçici olarak fonksiyonunu kaybetmiş olabilir. Ayrıca, pulpanın kanlanması ile ilgili olarak herhangi bir bilgi de elde edilememektedir (1-3).

2.2.2 Kavite Testi

Diğer testlerin sonuçları şüpheli olduğunda veya kullanılmadığında uygulanan bir testtir. Pulpanın vitalitesinin araştırılması için, bölgeye anestezi yapılmaksızın, frez diş yapılarına temas ettirilir. Kavite testi, ön grup dişlerin lingual veya palatinal yüzlerine, arka grup dişlerin ise okluzal yüzeylerine uygulanabilir. Diş dokularına zarar verilmesi söz konusu olduğu için klinikte, en son tercih edilmesi gereken metottur. Elektrikli ve termal pulpa testlerinden güvenilir cevap alınmadığında ve pulpanın vitalitesinin belirlenmesi gerektiğinde ancak, alternatif bir metot olarak düşünülebilir (1-4).

2.2.3 Anestezi Testi (Selektif Anestezi)

Bazı özel durumlarda, lokal anesteziden yararlanılarak ağrılı dişin, hangi çenede veya hangi tarafta olduğunu teşhis etmek için kullanılan bir testtir. Fakat bu test ile, daha çok dişin lokalizasyonu belirlenirken, dişin vitalitesi ile ilgili bir sonuca varmak mümkün olamamaktadır. Alt ve üst çenede, iki dişin birinden şüphelenildiğinde, tek çeneye anestezi yapılır. Ağrı kesilirse, sorunlu olduğu düşünülen dişin tedavisine geçilir. Eğer yanlış tarafa anestezi yapılmış ise, sıcak su vb. gibi ağrıyı arttıran uyaranlar anestezi yapılmayan diğer bölgedeki dişten hissedilen ağrıyı arttırır. Alt ve üst çeneden eşit derecede şüphelenildiğinde ise, önce üst çeneye uygulanır. Çünkü üst çenenin derin anestezisi daha kolay ve hızlı sağlanır. Üst çenede, iki dişten birisi hakkında karar verilememiş ise, palatinal innervasyon arka 2/3'den öne doğru olduğundan, öncelikle önde olan dişe anestezi yapılır. Eğer arkadaki dişe palatinal enjeksiyon yapılırsa, tüm arka grup dişlerin palatinal kökleri bir arada uyuşabileceğinden yanıltıcı sonuç ortaya çıkabilir (1-3).

Bu yöntemde, lokal infiltrasyon ve bölgesel anestezi tekniklerinin yanı sıra intraligamental anestezi tekniğinden de yararlanılması düşünülmüştür. Ancak, D'Souza ve ark. (49) tarafından yapılan çalışmada, tek bir dişin anestezisinde, periodontal ligament anestezisinin her zaman güvenilir sonuçlar vermediği, genellikle komşu dişlerin de anesteziden etkilendiği bildirilmiştir.

2.2.4 Termal Pulpa Testleri

Klinik olarak kolay uygulanabilir bir metottur. Pulpanın, iltihaplı durumlarda, ani ısı değişimlerine reaksiyon vermesi esasına dayanır. Uygulama, sorunlu dişin belirlenmesinin yanı sıra, dişin patolojik durumu hakkında da fikir verir. Sağlıklı dişlere uygulanan termal testlerde uyarının ortadan kaldırılmasını takiben, ağrı hemen kaybolur. Uyarın ortadan kaldırılmasına rağmen, ağrı devam ediyorsa, o dişte bir patolojiden şüphelenilmelidir. Kontrol dişe göre herhangi bir tepkinin olmaması da, genel anlamda pulpa nekrozuna işaret eder (1,4).

Aşağıdaki belirtilen durumlarda pulpanın canlılığı sorgulanmalıdır (1);

- Kontrol dişinden tepki alınıp, test dişinden tepki alınmadığında,
- Kontrolle karşılaştırıldığında, aşırı erken cevapta,
- Kontrolle karşılaştırıldığında, daha uzun süreli tepkilerde,
- Kontrol dişe göre, artan şiddette bir tepki varsa,
- Test sırasında (sıcak veya soğuk testinde) hastanın ağrısı hafifliyorsa,

Ancak, bu tür testlerin sonuçlarının, tam olarak kesin olmadığı, teşhis için sadece tek bir vitalite testinin yeterli olmayacağı ve diğer yardımcı test metotlarından da faydalanılması gerektiği bildirilmiştir (4,6,8). Sıcak ve soğuk testi olmak üzere iki tür termal pulpa testi uygulaması bulunmaktadır.

2.2.4.1 Sıcak Testi

Sıcak testi, derin restorasyon bulunmayan veya kuron yapılmamış dişlere uygulanır. Genellikle özel hazırlanmış güta-perka çubuklarından yararlanılmaktadır. Uygulama yapılacak diş kurulanır, vazelinle kaplanır ve mümkünse rubber-dam (lastik örtü) ile izole edilir. Özel güta-perka çubuğu, çıplak ateşle veya elektrikli ısıtıcıyla yumuşayınca kadar ısıtılır ve dişin yüzeyine temas ettirilir.

Trowbridge ve ark. (50), bu metodu kullanarak sağlıklı küçük azı dişler üzerinde yaptıkları çalışmada, ısıtılmış güta-perka yöntemi ile tüm dişlerden pozitif

cevap almışlardır. Ancak, bu testin arka grup dişlerde kısıtlı erişim nedeni ile, uygulamasının çok zor olduğunu da vurgulamışlardır.

Bu testin başarılı bir şekilde uygulanabilmesi için, dişin yüzey sıcaklığının 150 °C'ye ulaşması gerektiği düşünülmektedir (1,4).

Diş hekimliği öğrencilerinin, sağlıklı, üst çene keser dişlerinde, alevde 2sn tutularak ısıtılmış güta-perkanın etkinliğinin araştırıldığı bir çalışmada, dişlerin sadece % 14'ünden pozitif cevap alınabildiği bildirilmiştir (51).

Güta-perka, 65°C'de yumuşamaya başlar ve yaklaşık 200°C ısı yayabilecek kadar ısıtılabilir (3). Araştırmacılar, uzamış uygulama süresinin pulpa hasarına neden olabileceğini bildirmişlerdir (1,46,51). Uzun süreli sıcak testi uygulaması dişte, çift fazlı bir uyarılmaya neden olur. Pulpada önce A-δ lifleri, sonrada C fibrilleri uyarılır ve dişte bir ağrı meydana gelir. Bu nedenle, 5 saniyeden daha uzun süreli uygulama tavsiye edilmemektedir (46,51). Ancak, ısıtılmış güta-perkanın yeteri kadar uygulanmadığı durumda ise, dişin uyarılması zayıf olacak ve ortaya güvenilir bir sonuç çıkmayacaktır (52). Bazen de nekrotik pulpalı dişte sıcak uygulaması, ağrı şeklinde algılanmakta ve yanlış pozitif cevaplar alınabilmektedir (1).

Isıtılmış güta-perka dışında, rubber-dam ile izole edilen diş şırınga ile sıcak su uygulanmasından da yararlanılmaya çalışılmıştır. Ancak, dişin kuron kısmının tümünün hızla ısınmasına neden olması ve sıcak suyun çevre dokularda oluşturduğu uyarılar nedeni ile etkili olmadığı bildirilmiştir. Ayrıca, dişin bukkal kısmına plastik diskler ile polisaj yapılması suretiyle sürtünme ısısı oluşturulması yöntemi de güvenilir bulunmamıştır (50,53).

2.2.4.2 Soğuk Testi

Soğuk testinin, dentin tübüllerindeki sıvının büzülmesine ve dışa doğru hızla çekilmesine neden olduğu düşünülmektedir (54). Bu hızlı hareket sonucu oluşan hidrodinamik kuvvet, A-δ liflerine ait mekanoreseptörleri uyararak, keskin bir ağrıya neden olur (50,54).

Soğuk testi uygulamasının birçok farklı yöntemi vardır. Yöntemler arasındaki en büyük farklılık, uygulanan soğuk testi kaynağının, ısılarının farklı olmasıdır. En

basit uygulama ile enjektör su ile doldurularak derin soğutucuda dondurulur. Gerektiğinde soğutucudan çıkartılır, akan suyun altında kısa bir süre tutularak hafifçe erimesi sağlanır. Enjektörün piston kısmı çıkartılır ve içerisindeki buz çubuk bir spanç yardımı ile tutularak ilgili dişe uygulanır (4).

Diğer bir soğuk testi uygulamasında, kaynama noktası -4°C olan klor-etil, bir pamuk pelet üzerine püskürtülür ve oluşan buz kristalleri dişe uygulanır. Benzer bir şekilde sıkıştırılmış soğutucu sprey, kaynama noktası -50°C olan dikloro-difloro metan da pamuk pelet yardımı ile dişe uygulanabilir (4). Ancak, ozon tabakasına zararlı olduğundan ve hasta ve/veya diş hekimi tarafından inhale edilmesi durumunda iritan etki gösterebilme potansiyeli bulunduğundan, bu yöntem çok fazla kabul görmemiştir. Bu bakımdan ozon tabakasına zarar vermeyen non-kloro-floro-karbon gazının da aynı amaçla kullanılabileceği bildirilmiştir (2).

Mumford (51) bir çalışmada, yaşları 21 ve 28 arası değişen, 20 gönüllü katılımcının, sağlıklı, 114 üst çene keser dişinde, alevde 2 saniye tutularak ısıtılmış güta-perka ve klor-etilin etkinliğini incelemiştir. Sıcak testi ile dişlerin %10.5'inden hiçbir cevap alamazken, klor-etil ile dişlerin sadece %3.5'inden herhangi bir cevap elde edememiştir. Bu sonuçlara göre klor etilin ısıtılmış güta-perkaya göre daha güvenilir sonuçlar verdiğini öne süren araştırmacı, her iki test ile köpek dişlerden cevap elde etmenin güç olduğunu da bildirmiştir.

Buz, etil klorür vb. uygulamalarda, komşu veya antagonist dişlerin etkilenmesi nedeni ile yanlış pozitif cevaplar ortaya çıkabilmektedir. Bu nedenle soğuk testinde, daha etkili olduğu bildirilen, kaynama noktası -72°C olan CO_2 buzunu (kuru buz) ön plana çıkarmıştır.

Yapılan çalışmalarda, CO_2 buzunu ile yapılan soğuk testinin diğer soğuk testlerine ve EPT'ye göre daha güvenilir sonuçlar verdiği gösterilmiştir (55, 56).

Klinik kullanım sırasında, büyük bir tüp içerisinde hazır bulunan CO_2 gazı, özel yapılmış bir plastik silindir tüp içerisine doldurulur, sıkıştırılır ve elde edilen buz çubuğu, ilgili dişe uygulanır (4). İlk defa 1930'lu yıllarda, teşhis metodu olarak kullanılmaya başlanan CO_2 buzunun saklanması ve klinik uygulaması diğer soğuk testlerine göre çok daha zordur (1-4,57).

Yayımladığı makalesinde, vitalite testi olarak CO_2 buzunun klinik kullanımı sırasında güvenilir sonuçlar elde ettiğini bildiren Ehrmann (57), sadece yaşlı bir

hastanın kalsifiye kanalları bulunan dişlerinden şüpheli sonuçlar aldığını bildirmiştir. Araştırmacı, CO₂ buzu ile herhangi bir izolasyona gerek kalmadan, 15 saniyelik uygulamalarla, tek bir CO₂ buz çubuğu ile, tüm dişlerin vitalitesini, yaklaşık 2 dakika içerisinde değerlendirilebilmenin mümkün olduğunu ancak, pamuğa püskürtülen dikloro-difloro metan gazı ile, bir defada, en fazla 3 dişin vitalitesinin kontrol edilebileceğini öne sürmüştür.

Fuss ve ark.'nın (55) 1986'da yaptıkları çalışmada, dikloro-difloro metan ve CO₂ buzu ile yapılan soğuk testinin, buz ve klor-etil ile yapılanlara göre daha güvenilir sonuçlar verdiği bildirilmiştir.

Bu konuda son yıllarda yapılan bir başka çalışmada ise, CO₂ buzu ve soğutucu spreynin (tetrafluoroethane) vitalite test yöntemi olarak etkinliği karşılaştırılmıştır. Pulpanın cevabının belirlenmesinde, her iki yöntem de başarılı bulunmuş olmasına karşın, klinik uygulama sırasında soğutucu spreyden, CO₂ buzuna göre daha kısa sürede sonuç alındığı saptanmıştır (58).

Kriyo-cerrahinin kullanılmaya başlanmasını takiben, aşırı soğuğun, operasyon sahasına komşu diş dokularında meydana getirdiği değişimlerin incelenmesine yönelik çalışmalarda, diş dokularında ve pulpada aşırı soğuğun bazı dejeneratif değişikliklere neden olduğu belirlenmiştir (59-61).

Benzer şekilde, CO₂ buzunun ısısının yaklaşık -84 °C olması, uygulama sırasında diş dokularında harabiyete neden olabileceği konusunda şüpheler doğurmuştur. Bu konuda yapılan ilk çalışmalarda, CO₂ buzu ile yapılan soğuk testinin dişin sert dokularında ve pulpasında bazı dejeneratif değişikliklere neden olabildiği bildirilmiştir (62-64).

Sonraki yıllarda gerçekleştirilen çeşitli çalışmalarda ise, CO₂ buzu ile gerçekleştirilen soğuk testi sırasında, dişin sert dokularında ve pulpada hasar oluşmasına neden olduğunu gösteren herhangi bir bulgu saptanamamıştır (23,53,65-67).

Bugüne kadar yapılan çalışmalar incelendiğinde, CO₂ buzunun güvenilir bir vitalite test yöntemi olup olmadığı konusunda henüz tam bir görüş birliğinin oluşmadığı görülmektedir.

2.2.5 Elektrikli Pulpa Testi (EPT)

EPT’de amaç, diş yüzeyine elektrik akımı uygulayarak, pulpa-dentin kompleksinde bulunan A- δ sinir liflerinin uyarılmasını sağlamaktır. Dentin tübüllerindeki sıvıda meydana gelen iyonik değişimin oluşturduğu lokal depolarizasyon ve sonrasında sinir lifinin aksiyon oluşturma potansiyeli sayesinde, EPT’den cevap elde edildiği düşünülmektedir (3,4).

EPT’de elektrik akımı cihazda bulunan pil ile oluşturulur ve cihazın ucunda bulunan prob yardımı ile dişe aktarılır. Ancak, dişin sert dokularına akımın geçirilebilmesi için elektrolit bir ortam gerekmektedir. Kliniklerde bu amaçla, genellikle diş macunlarından yararlanılmaktadır. Elektrokardiyografide kullanılan jel üstün bir iletken olmasına karşın diş yüzeyinden temizlenmesi oldukça zordur. Bu nedenle pratikte, genellikle diş macunundan yararlanılmaktadır. EPT uygulanacak dişin kuru olması gerekmektedir. Aksi takdirde tükürük, verilen akımı kolaylıkla periodontal dokulara iletebilir ve yanlış değerlendirmeler ortaya çıkabilir (1).

Yüksek oranda yanlış sonuçlar veren, çift elektrotlu, bipolar EPT cihazlarının kullanımı, ellili yılların ortalarında bırakılmış ve yerine daha güvenilir sonuçlar veren unipolar cihazlar kullanılmaya başlanmıştır (57). Dijital ve manüel olmak üzere iki tipi bulunan EPT cihazlarının klinik olarak büyük bir farklılığı bulunmamaktadır. Günümüzde kullanılmakta olan yeni cihazlar, negatif polaritede impulslar oluşturarak, pulpada sinir impulslarının başlaması için gereken eşik voltaj değerini düşürmektedir. Böylece, periodontal dokulardaki sinirlerden kaynaklanabilecek yanlış değerlendirme olasılığının en aza indirilmesi amaçlanmaktadır (1).

Genel olarak keser dişlerden, küçük azı ve büyük azı dişlere doğru gidildikçe, elde edilen EPT değerinde bir artış olduğu konusunda bir görüş birliği bulunmasına karşın, iki farklı EPT cihazı ile yapılan bir çalışmada, küçük azı dişlerden, keser dişlere göre daha düşük değerler elde edildiği de bildirilmiştir (1-4,68).

EPT ile ilgili diştten en az iki ayrı değerlendirme yapılması ve elde edilen sonuçların karşılaştırılması gerekmektedir. Eğer, iki değer arasında çok fazla farklılık varsa, üçüncü bir ölçüm yapılmasının faydalı olacağı belirtilmektedir. Ancak, tekrarlayan uyarılar hastanın tepki verme eşiğini değiştirebileceğinden, fazla yapılan

tekrarlarda elde edilen sonuçlara şüphe ile yaklaşılması gerektiği de bildirilmiştir (1,4).

Hastanın sağlıklı görülen birkaç dişinden yapılan değerlendirmelerde pozitif sonuç alınamadığında, EPT'den vazgeçilmelidir. Çünkü o hastada ağrı eşiği yüksek olabilir. Ters bir durumda da, yani EPT'den alınan çok erken cevaplara da, şüpheyle yaklaşılmalıdır.

EPT ile bir dişin durumu hakkında değerlendirme yapılırken, karşılaştırılabilir dişlerden de ölçüm yapılmalı ve elde edilen sonuçlar kıyaslanmalıdır. Vitalitesine bakılan diş ve kontrol diş arasında aşırı fark olduğu tespit edilirse, bu pulpanın durumundaki bir değişimin göstergesi olarak yorumlanabilir. Elde edilen bu sonuçlar, pulpanın sağlık durumu hakkında nicel bir ölçüm değildir. Bu nedenle, elde edilen cevaplardan pulpanın sağlıklı olduğu veya olmadığı sonucuna varılamaz. EPT'den alınan cevaplar sadece pulpanın A- δ sinir liflerinin fonksiyon görebilecek kadar sağlıklı olup olmadıklarını göstermektedir (4).

EPT yönteminin yetersiz kalmasına ve yanlış sonuçlar vermesine neden olan birçok eksik yönü vardır (1-4, 55,57,68-73). Bunlar;

- Aynı hastanın aynı dişinden, aynı cihazla yapılan EPT'den elde edilen ölçüm değerlerinin dağılımı, standart sapması çok yüksek olabilmekte ve farklı değerler elde edilebilmektedir.
- EPT cihazlarından prob aracılığı ile dişe aktarılan akım miktarı cihazlar arasında farklılıklar gösterebilmektedir.
- Aynı hastanın, aynı dişinden, farklı cihazlarla yapılan EPT ölçümlerinde dişin eşik uyarılma değerinde farklılıklar görülebilmektedir.
- Dişlerdeki çatlaklar, pitler, fissürler, çürükler ve restorasyonlar, dişlerin elektrik direncini değiştirebilmektedirler.
- Akut apikal abseli veya parsiyel nekrotik dişlerde ve özellikle de likefaksiyon nekrozu görülen dişlerde, elektrik akımı, iltihabi doku artıkları ve kalsifiye yapılar tarafından gingival ve periodontal dokulara iletilmekte ve bu durum yanlış pozitif cevaplara neden olabilmektedir.
- Pulpadaki mevcut iltihabi durum nedeni ile zaten ağrılı olan bir dişte, EPT yanlış pozitif sonuçlar verebilmektedir.

- Azı dişlerinde ise, her kanal farklı patolojik durumlar gösterebildiğinden, elektrot uygulama yeri vital bir kanala komşu ise, diğer kökler nekrotik bile olsa, yanlış pozitif cevaplar alınabilmektedir.
- EPT'nin, yapay kalp pili taşıyan hastalarda kalp pilinin fonksiyonlarını bozabildiği ve devamlı kardiyak kontraksiyona neden olabildiği için kullanımı uygun olamamaktadır.
- Hastanın ilaç kullanım alışkanlıkları (özellikle ağrı kesici) hastanın ağrı eşiğini ve EPT'den alınacak değeri etkileyebilmektedir.
- Hastanın ruhsal yapısı, hastanın testten önce herhangi bir tranklizan veya sedatif ilaç kullanmış olması testin güvenilirliğini etkilemektedir.

EPT'nin eksik yönleri ve güvenilir sonuçlar vermediği yapılan çalışmalarda da ortaya konulmuştur.

Sabit ortodontik tedavi gören hastalarda, EPT'nin başarı oranında, ark telinin bağlanmasını takiben elektrik akımının komşu dişlere iletilmesi nedeni ile bir düşüş olduğu bildirilmiştir (74).

Lado ve ark (73), 1988 yılında yaptıkları bir çalışmada, dijital pulpa test cihazı kullanarak, aynı kişilerin, aynı dişlerinde, farklı zamanlarda tekrarlanarak yapılan ölçümlerle elde edilen vitalite test değerleri ve volt değerleri arasında farklılık olup olmadığını araştırmışlardır. Çalışma sonunda araştırmacılar, elde edilen volt değeri ve dijital pulpa test cihazından elde edilen vitalite test değeri arasında yüksek oranda bir korelasyon saptamış olmalarına karşın, elde edilen değerlerin dağılımının ve standart sapmasının çok yüksek olduğunu ve aynı hastanın aynı dişinden farklı zamanlarda yapılan ölçümlerde, farklı değerler elde ettiklerini bildirmişlerdir. Bu nedenle EPT'den elde edilen çok yüksek veya çok düşük değerlerin, pulpanın tümünün sağlığı hakkında güvenilir bilgiler veremeyeceğini belirtmişlerdir.

Dört EPT cihazının karşılaştırıldığı bir laboratuvar çalışmasında, cihazdan çıkan akım miktarındaki artış oranının ve maksimum akım miktarının, her bir cihazda farklı olduğu bildirilmiştir (72).

Aynı araştırmacılar tarafından yapılan bir başka çalışmada ise, aynı grup sağlıklı dişler için, farklı cihazlardan elde edilen eşik uyarılma değerleri arasında bir uyumluluk saptanamamıştır (68).

Bu nedenle elde edilen değerler, cihazlar arasında farklılık gösterebilmekte ve cihazın özellikleri, cihazda meydana gelen bozukluklar elde edilen verileri etkileyebilmektedir. Dişlerden kaynaklanan nedenlerden dolayı da, elde edilen sonuçlarda sapmalar olabilmektedir.

2.3 Geleneksel Vitalite Test Yöntemlerine Alternatif Metotlar

Günümüz diş hekimliğinde, geleneksel vitalite testlerine alternatif olabilecek, pulpa patolojilerine veya semptomlarına göre dişin vaskülarizasyonu ve beslenmesi ile ilgili doğrudan bilgi verebilen yeni test metotları geliştirilmeye çalışılmaktadır.

2.3.1 İnvital Mikroskopi

İnvital mikroskopi, çok pahalı optik ekipmanlar gerektiren bir metottur. Uygulanması pratik olmayan bu metot ile, sadece kapillerin çok küçük bir kısmının gözlenebildiği bildirilmiştir (5,77).

Bu tekniği 1968 yılında, ilk kez kullanan Bishop ve Dorman'ın (77), dişetinde yüzeysel kan akımını incelemesini takiben Kim (32), invital mikroskopi tekniği ile PKA'yı araştırmıştır.

2.3.2 Lokal İzotop Klerans

Bir organdan veya dokudan, lokal olarak genellikle kan akımı yoluyla uzaklaşan izotop oranının incelenmesine dayalı bir metottur. Lokal izotop klerans yönteminin kullanım alanının sınırlı olup, devamlı dinamik bir ölçüm yapılamadığı ve bilgi işlem analizinin çok zor olduğu bildirilmiştir (5).

Edwall ve Kindlova (78), 1971 yılında, lokal izotop klerans tekniğini, kedi ve köpeklerin farklı oral dokularının kanlanması incelemesinde kullanmışlardır.

Total protez endikasyonu bulunan ancak, sulkus derinliği azalmış hastalar üzerinde yapılan bir çalışmada, doku protez ilişkisinin düzeltilmesi için 10'ar kişilik

iki grup hastaya vestibuloplasti uygulanmış, operasyon öncesi, operasyon sonrası 7. ve 30. günlerde, Xenon klerans yöntemi ile alveolar mukozanın ve greftin kan akımı ölçümünün başarıyla incelenebildiği bildirilmiştir (79).

2.3.3 Hidrojen Washout

Bu metotta, bir dokuya hidrojen gazı karışımı verilir. Gaz dengesinin sağlanmasını takiben, hidrojen gazı verilmesi kesilir ve bir platinyum elektrot yardımı ile dokudaki hidrojen konsantrasyonunun “washout” oranı ölçülür. Ancak, güvenilir bir ölçüm yapabilmek için şart olan platinyum elektrotlar, halen piyasada mevcut değildir. Üretilen diğer elektrotların ise doğru ölçüm yapabilmeleri için, her bir kullanım öncesinde platinyum ile kaplanması gerekmektedir (80).

Tönder ve Aukland (81), 1975 yılında, “Hidrojen Washout” tekniğini köpek dişlerinin pulparlarının kanlanması incelemede başarıyla kullanmışlardır.

2.3.4 Sinematografi

Sinematografi tekniği ilk kez, 1976 yılında, Hock ve Nuki (82) tarafından, serbest diş eti kenarlarında eritrositlerin hızının incelenmesi amacıyla kullanılmış ve başarılı bulunmuştur.

Bu teknik ile, kan akımının ve kırmızı kan hücresinin hızının belirlenmesi, kan damarından geçen her bir hücrenin çizdiği yolun düşük doz röntgen ışınları kullanılarak başarıyla filme alınması mümkündür. Ancak, bu teknikle çalışmanın çok güç ve zahmetli olduğu bildirilmiştir (82).

2.3.5 Radiolabelled Mikrosfer

Kan akımındaki radyoaktif madde ölçümüne dayalı bir metot olan radiolabelled mikrosfer tekniği, ilk kez, 1982 yılında, Kaplan ve ark. (83) ve Kim ve ark. (84) tarafından başarıyla kullanılmıştır. Radiolabelled mikrosfer tekniğinin, diğer

tekniklere göre çok daha hassas ölçüm yapan bir teknik olmasına karşın, cerrahi işlem gerektirmesi, doku bozukluğuna yol açması, çok pahalı olan radyoizotoplara ihtiyaç duyulması gibi birçok dezavantajının bulunduğu ve mevcut haliyle insanlarda kullanılmasının mümkün olmadığı bildirilmiştir (5).

2.3.6 Fotopletismografi ve Dual Wavelength Spektrofotometri

Fotopletismografik yöntemle, PKA ölçümü ile ilgili olarak birçok çalışma yapılmıştır. Bu yöntemi kullanarak Schmit ve ark. (75), Daley ve ark. (85) ve Diaz-Arnold ve ark. (86,87) *in vitro* ortamda PKA'yı incelemiştir. Bu yöntemde, bir ışık kaynağı ile dişe ışık demeti yollanmış ve pulpada bu ışını absorbe eden hemoglobin miktarına bakılmıştır. Aslında bu yöntemde ölçülen değer kanın hemoglobin değeridir (5). Benzer bir yöntem olan "Dual Wavelength Spektrofotometri" yönteminde de aynı şekilde hemoglobin oranına bakılmaktadır (88). Pletismografinin insanlar üzerinde yürütülen çalışmalarda rahatlıkla kullanılabilmesine karşın, monitörizasyonunun başlaması için dokuya temas eden metal elektrotlara ihtiyaç duyulduğu bildirilmiştir (89).

2.3.7 Kızılötesi Termografik Görüntüleme

Askeri amaçla, çok geniş bir kullanım alanı bulan kızılötesi termografik görüntüleme yöntemi, ısı yayan herhangi bir canlı veya bir dokunun görüntülenmesinde başarıyla kullanılmaktadır. Araştırmacılar canlı bir doku olan dişin de, bu yöntemle görüntülenip görüntülenemeyeceğini araştırmışlardır (90-92).

İlk olarak, 1989 yılında Pogrel ve ark. (90), bu yöntem ile dişin servikal kenarından, kesici kenarına doğru ilerlendikçe, dişin yüzey sıcaklığında 2.5 °C'lik bir azalma olduğunu belirlemişlerdir. Canlı ve cansız olduğu bilinen dişlerin yüzey sıcaklığı arasında bir fark bulamamalarına karşın araştırmacılar, canlı dişlerin, soğuk hava ile soğutulduğunda, eski sıcaklığına daha hızlı döndüğünü saptamışlardır.

Sonraki yıllarda ise, bu yöntemle yeterli sayıda çalışma bulunmadığından, kızılötesi termografik yöntemin, dişlerin vitalitesinin değerlendirilmesi amacıyla güvenle kullanılabilmesi henüz mümkün görünmemektedir (91,92)

2.3.8 Transillüminasyon

LED bulunan bir ışık kaynağından, bir fiber optik kablo aracılığıyla, sıcaklık oluşturmadan, çalışma alanına aktarılan bir ışık yardımı ile dişlerdeki çatlak ve çürüklerin tespitinde kullanılan transillüminasyonun yönteminin, dişlerin canlılığının tespitinde başarıyla kullanılabileceği bildirilmiş olsa da konu hakkında henüz yeterli sayıda çalışma bulunmamaktadır.

Hill (93), 1986 yılında yayımladığı çalışmasında, ön dişlerin ve küçük dolgular bulunan azı dişlerinin vitalitesinin değerlendirilmesinde transillüminasyon yönteminin klor etil ile kombine olarak başarıyla kullanılabildiğini rapor etmiştir.

2.3.9 Pulse Oksimetri (PO) ve Lazer Doppler Flowmetri (LDF)

Yukarıda bahsedilmiş olan, doku kanlanması ölçüm yöntemlerinin bir kısmı, invaziv tekniklerdir. Bazılarında ise radyoaktif madde kullanılmakta olup, devamlı dinamik bir ölçüm yapılamamaktadır. Büyük bir çoğunluğu ise halen deneysel oldukları, çok pahalı ekipmanlar gerektirdikleri ve bilgi işlem analizleri çok zor olduğu için, halen rutin klinik kullanıma girememiştir. Bu nedenle PKA ölçümlerini gerçekleştirmek için invaziv olmayan, biyolojik dokulara zarar vermeyen, kolay uygulanabilir, tekrarlanabilir ve sonuçlarına güvenilir tanı yöntemlerine ihtiyaç vardır.

Bu prensipler göz önünde bulundurulduğunda, son yıllarda Pulse Oksimetri (PO) ve özellikle de Lazer Doppler Flowmetri (LDF) yöntemleri ön plana çıkmaktadır.

2.4 Pulse Oksimetri (PO)

PO, intravenöz anestezi sırasında, pratik olarak, kanın oksijen saturasyon (SaO_2) seviyesini belirlemek amacı ile kullanılan SaO_2 görüntüleme cihazıdır (Şekil 1). İnvaziv olmayan bir yöntem olması nedeni ile tıbbın birçok alanında, klinik uygulamalarda çok sık kullanılan bir cihazdır. PO, özellikle ameliyathanelerde standart ekipmanlar arasında yer almasının yanı sıra, acil servislerde, yoğun bakım ünitelerinde, sedasyon ve analjezi uygulamalarında ve endoskopi odalarında rutin olarak kullanılan bir cihazdır. Tıbbın birçok alanında, bu kadar fazla kabul görmesinin en büyük nedeni, uygulamasının son derece kolay ve pratik olması ve hastanın anlık durumu, vital bulguları hakkında hızlı, doğru ve net bilgiler sağlayabilme kapasitesinden kaynaklanmaktadır (6-8,76).



Şekil 1: Günümüzde kullanılmakta olan PO cihazları

2.4.1 PO'nun Tarihsel Gelişimi

Ameliyathanelerde, 1980'li yıllardan itibaren, hastanın ameliyat süresince izlenmesinde bir standart haline gelen PO'nun tarihsel gelişim süreci, 1930'lara dayanmaktadır. Işık geçirgenliği gösteren dokularda, hemoglobinlerin SaO_2 'unu ölçen bir alet geliştiren Carl Matthes, oksimetrenin babası olarak tanımlanmaktadır. Matthes'in geliştirdiği bu aygıtta, modern PO'lar da olduğu gibi, görünür ve kızıl

ötesi ışık olmak üzere, ışığın iki dalga boyu kullanılmıştır. Ancak, bu aygıt ile satürasyon eğrileri takip edilebilmesine karşın, satürasyon eğrilerinin kalibrasyonunda başarılı olunamamıştır. Aynı yıllarda, kompresyonla kanı dokudan elimine ederek, kendi kendine kalibrasyon yapabilen ve daha sonra *in vivo* oksimetrelerde de kullanılmış olan, yeni bir teknik geliştirilmiştir (94-96).

PO cihazı üzerindeki çalışmalar, II. Dünya savaşının başlaması ile havacılık endüstrisinde doğan ihtiyaçtan dolayı, daha da hızlanmıştır. İlk defa 1940'ların başlarında Glen Milikan, havacılık araştırmalarında kullanılmak üzere kulak oksimetresini geliştirmiş ve yüksek irtifada uçuş yapan pilotların kanındaki hemoglobin satürasyonunun ölçümünde kullandığı bu cihaz için, ilk defa oksimetre terimini kullanmıştır (94-96).

Ameliyathanelerde kullanılmak üzere 1940'lı yıllarda benzer aletler geliştirilmişse de, *in vivo* PO'ların ilk defa ameliyathanelerde kullanıldığına dair bilgiler 1950'li yıllara aittir (94,95). Geliştirilen bu *in vivo* oksimetrelerin, ameliyathanelerde rutin olarak kullanılmasına engel olan, çalışması ve kalibrasyonu için işlem sırasında mutlaka bir teknisyene ihtiyaç duyulması, çok büyük ve hantal olmaları, kulağa yerleştirilen bölümde bazen yanıklara neden olabilecek kadar ısı üretmeleri gibi birçok dezavantajı bulunmaktaydı (97).

Hewlett-Packard firması, kendi kendine kalibre olabilen, sekiz farklı dalga boyunda ışık üretebilen bir kulak oksimetre cihazını, 1970'li yıllarda piyasaya sunmuştur (95). Bu cihaz, operasyon esnasında, hasta takibinde kabul edilebilir özellikleri bulunmasına karşın, boyutsal büyüklüğü, yapısal uygunsuzluğu ve pahalı olması nedeniyle çok fazla talep görmemiştir. Sadece pulmoner fonksiyon laboratuvarlarında standart bir araç haline gelen bu cihaz, ameliyathanelerde herhangi bir etkinliğe sahip olamamıştır (95,96).

Kulak dokusunun ışık geçirgenliğini kullanarak, intravenöz olarak verilen bir boya maddesinin ortaya çıkardığı eğrileri ölçmek için bir metot geliştirmeye çalışan Takuo Aoyagi, 1970'lerin ortalarında, tesadüfi olarak arteriyel nabız ile birlikte ışığın absorpsiyonuna bağlı olarak, fluktuasyonları kapsayan eğrilerin oluştuğunu saptamıştır. Bu konu üzerine yoğunlaşan Aoyagi, farklı dalga boyundaki iki ışığa ait fluktuasyonların birbiri ile ilişkili amplitüdlerinin, arteriyel hemoglobin satürasyonu ile ilişkili olarak oluştuğunu ortaya çıkarmıştır (94,95). Bu tesadüfi keşfi

takiben Nihon Kohden şirketi, ilk iki dalga boyunda ışık ile çalışan PO cihazını üretmiş ve pazarlamaya başlamıştır. Ancak, geliştirilen bu PO cihazı da, filtre ışık kaynağı, cihaz ve kulaktaki alıcı arasında yer alan çok sayıda fiber optik iletken kablolar bulundurması nedeniyle, fazla talep görmemiştir (95,96).

PO cihazındaki bir sonraki gelişme, 1970'lerin sonlarında, Biox şirketinde görevli Scott Wilbur tarafından gerçekleştirilmiştir. Işık yayan diyotları (Light Emitting Diode-LED) ve alıcının içerisine yerleştirilmiş foto-detektörleri kullanarak, ilk kulak alıcısını geliştirmiş ve daha önce kulak oksimetrelerindeki fiber-optik kablolar yerine daha ince elektrik kabloları yerleştirmiştir. Bu gelişme daha hafif, daha ucuz ve tek kullanımlık yeni sensörlerin geliştirilmesine imkân tanımıştır. Ayrıca, monitörler de, önekilere göre daha ucuz ve daha hafif bir hale getirilmiştir (94,95).

Aynı yıllarda Ohmeda firmasının, Biox şirketini satın almasını takiben, bu alandaki çalışmalar daha da hızlanmıştır. Bu firma ile birlikte Nelcor ve Novamatrix firmaları da, zamanla elektronikte kaydedilen ilerlemelerden yararlanarak, cihazın boyutlarının, ağırlığının, maliyetinin azaltılması ve farklı prob üretiminde önemli aşamalar kaydetmişlerdir. Nihayet 1980'li yılların başlarında, PO cihazları ameliyathanelerde rutin kullanıma girebilecek, ideal özelliklere kavuşmuştur (95).

Artık PO cihazı, ameliyathanelerde bir standart haline gelmiştir. Günümüzde birçok firma, farklı tiplerde ve özelliklerde PO cihazı üretmektedirler. Tüm cihazlar aynı prensip üzerinden çalışmaktadır. Bu nedenle, cihazların teknik özelliklerinden daha çok, elde edilen verilerin doğruluğu daha fazla önem kazanmaya başlamıştır. Elde edilen verilerin doğruluğunu etkileyen başlıca faktörlerden düşük perfüzyon ve hastanın ölçüm sırasındaki hareketlerinin etkisi, 1990'lı yıllarda üretilen yeni nesil cihazlarla en aza indirilmiştir.

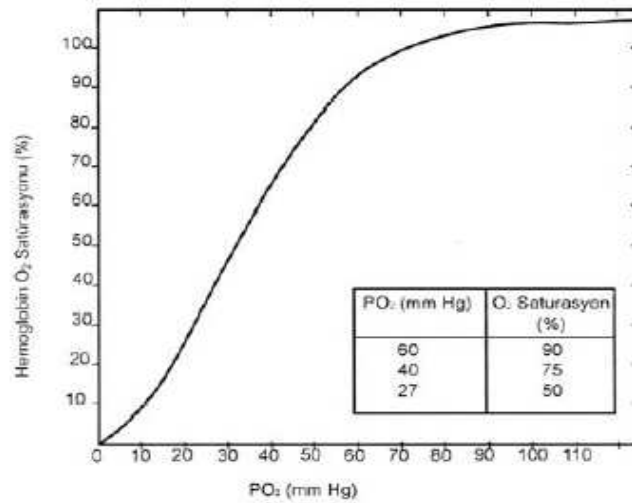
2.4.2 PO'nun Fiziksel ve Yapısal Temelleri

PO, arteriyel hemoglobin saturasyonunun tespitinde kullanılan, invaziv olmayan bir yöntemdir. Günümüzde, eskiden kullanılan tanımlamalara bağımlı olarak, kanın SaO₂ ile ilgili yeni bir tanımlama kullanılmakta olup,

oksihemoglobinlerin toplam hemoglobin miktarına oranının, yüzde olarak ifadesi şeklindedir (95).

Erişkin kanında, karboksihemoglobin ve methemoglobin gibi birçok hemoglobin tipi bulunmaktadır. Bunlar, kısmi hemoglobin saturasyon değerini veya oksihemoglobin değerini etkileyebildiği ancak, bunun göz ardı edilebilecek düzeyde olduğu bildirilmektedir (95).

Arteryal hemoglobin saturasyonu, arteryal kanın oksijen içeriğine bağlıdır. Hemoglobine bağlı oksijen, normal koşullarda 100ml kanda 20ml oksijene eşdeğerdir. Plazmada çözülmüş O_2 miktarı, oksijen taşınmasında önemli değildir. Arteryal O_2 içeriği, toplam hemoglobin ve kısmi oksijen saturasyonunun ikisiyle de doğrudan orantılıdır ve oksihemoglobin, dissosiasyon eğrisi ile ifade edilir (Şekil 2). Bu ifadeye göre, erişkinde normal koşullarda, 27 mmHg arteryal O_2 basıncı altında, oksihemoglobin saturasyonunun %50, 40mmHg basınç altında %75 ve 60mmHg basınç altında %90 olduğu gösterilmiştir (95,96,98).



Şekil 2: Normal dissosiasyon eğrisi (95).

Normal dissosiasyon eğrisi, asidoz, hiperkarbosinemi ve hipertermi gibi durumlarda sağa kayar. Arteryal kanla dokulara bırakılan O_2 miktarının, kabaca arteryal O_2 içeriği ve kalp atımı ile ilişkili olduğu ifade edilmektedir (94,95).

PO cihazları, yaydıkları iki farklı dalga boyunda ışık sayesinde, parmak ve kulak gibi vasküler dokuların ışık geçirgenliğini ölçerek, arteryal hemoglobin

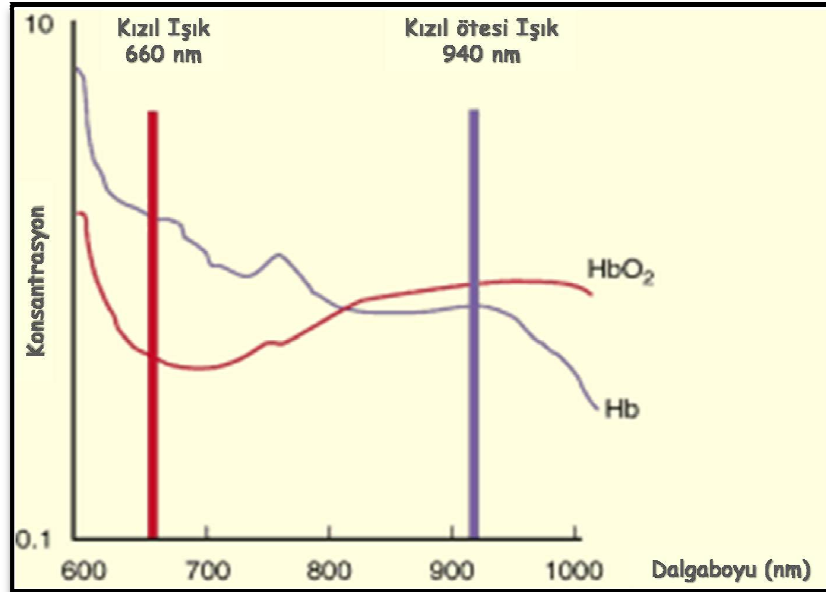
konsantrasyonunu hesaplar. Arteryal hemoglobinin dışında, yine benzer özelliğe sahip deri, yumuşak doku, kemik ve venöz kapiller de kan içeriğine sahiptir ancak, bu dokular PO ile ölçüm yapılmasını engellemez. PO cihazı, arteryal kanın ışık absorbansını, bu dokuların ışık absorbansından ayırt edebilmektedir (95,97). Ölçüm yapılan dokulardan PO cihazı ile elde edilen dalgalı akım verisi, neredeyse yalnızca arteryal kanın atımı sonucu oluşur. Bu durum, atım sırasında arteryal yataktaki, sistolik hacim genişlemelerinden kaynaklanır. Arteryal yataktaki hacimsel genişlemeler, optik yol uzunluğunda artış meydana getirir ve böylece ışık absorbansı artar. Atımsal olmayan sabit kanlanmaya sahip diğer dokuların ışık absorbansı da sabit olacağından, PO cihazından atımsal olmayan, dalgalanma bulunmayan, sabit ilerleyen bir veri elde edilecektir (95).

İlk *in vivo* oksimetrelerde, kalibrasyon siklusu boyunca tüm kanı elimine etmek için, yumuşak dokulara basınç uygulanarak, diğer dokuların absorbansı elimine edilmeye çalışılmış ve kansız dokunun ışık absorbansı taban olarak kabul edilmiştir (95).

PO cihazından elde edilen verilerin kalibrasyonunda, deneysel kalibrasyon eğrileri kullanılır. Bütün PO'larda kaynak olarak kullanılan ve cihazların hafızasında depolanan kalibrasyon eğrileri, gönüllülerden elde edilen deneysel verilere dayanmaktadır (95).

Özet olarak, PO, arteryal kandaki SaO_2 'unu, invaziv olmayan yöntemle ölçen ve oksimetre ile pletismografinin prensiplerini temel alan bir cihazdır.

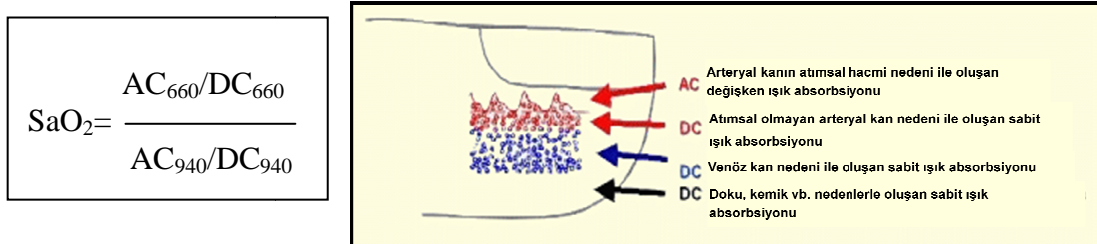
PO cihazının çalışma prensibi, Beer'ın "bir çözelti, konsantrasyon ve optik özelliklerine bağlı olarak, verilen belli dalga boyundaki bir ışığı absorbe eder" kuralının modifiye edilmesine dayanmaktadır (6,95). Ayrıca, hemoglobinlerin, kızıl ve kızıl ötesi dalga boyundaki ışıkları absorbe edebilme karakterinin bilinmesi de, bu konuda yardımcı olmuştur. Kızıl bölgede oksihemoglobinler, deoksihemoglobinlere göre daha az ışık absorbe ederken, kızıl ötesi bölgede ise tam tersi bir olay söz konusudur. Bu nedenle, bir dalga boyundaki ışık, oksijenizasyondaki değişikliklere karşı hassas olurken, diğeri ise doku kalınlığındaki, hemoglobin içeriğindeki ve ışık yoğunluğundaki değişikliklere karşı duyarsız kalarak karşılık vermektedir (6-8,76, 99) (Şekil 3).



Şekil 3: Oksi ve deoksi hemoglobinler iki farklı dalga boyundaki ışık absorpsiyonları (95).

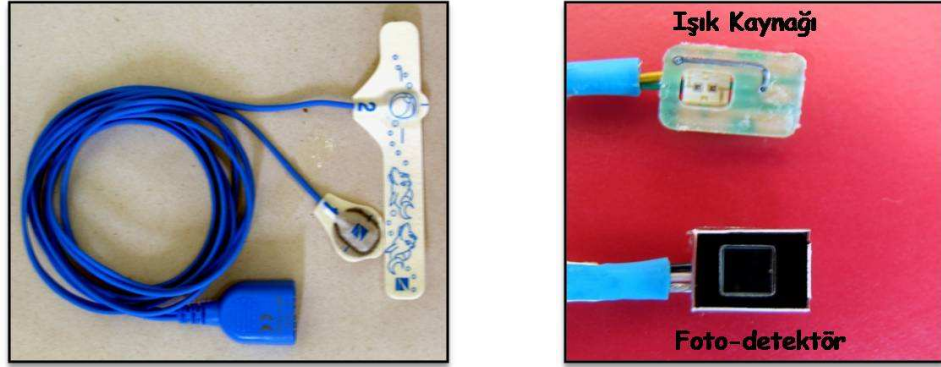
Teknik olarak günümüzdeki PO cihazları, 660nm (kızıl) ve 940nm (kızıl ötesi) olmak üzere ışığın 2 dalga boyunu kullanır. Cihaz ayrı ayrı iki dalga boyundaki ışık absorpsiyonunun değişken komponentini ölçer ve sonra bunu sabit komponente bölerek birbirine oranlar. Her iki dalga boyunda alınan sonuç, gelen ışığın yoğunluğuna bağımlı değildir (95).

PO, atım oranını ve SaO₂'unu belirler. LED'ler tarafından gönderilen iki farklı dalga boyundaki ışık, damarlar içerisindeki kan atımından etkilenir ve foto-detektör tarafından algılanan ışık miktarında modifikasyonlara neden olur. Bu veriler atım oranının belirlenmesinde kullanılır. SaO₂'unu belirlemek için ise PO, kızıl ötesi ışık ile kızıl ışığın yayılma genişliklerini ölçer ve birbirlerine oranlar. Oksihemoglobin ve deoksihemoglobine ait nispi oranlardaki farklılıklar SaO₂'nin belirlenmesini sağlar. Deri, kemik ve venöz kan akımı ölçüm yapılmasını engellemez (6-8,76,99,100) (Şekil 4).



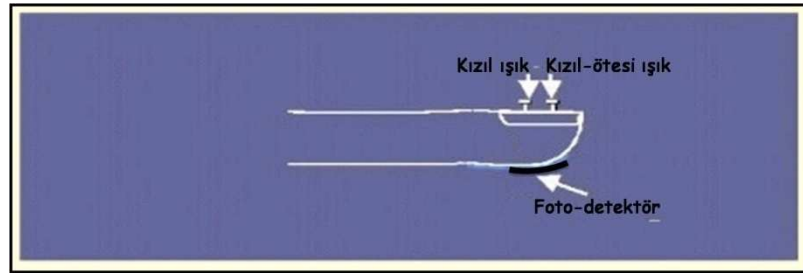
Şekil 4: Atımsal ve sabit ışık absorpsiyonu (95)

PO probunun, iki farklı dalga boyunda ışık yayabilen bir ışık kaynağı ve yansıyan ışınları toplayarak sinyal işlemciye aktaran bir foto-detektörden oluşan iki kısmı vardır (Şekil 5).



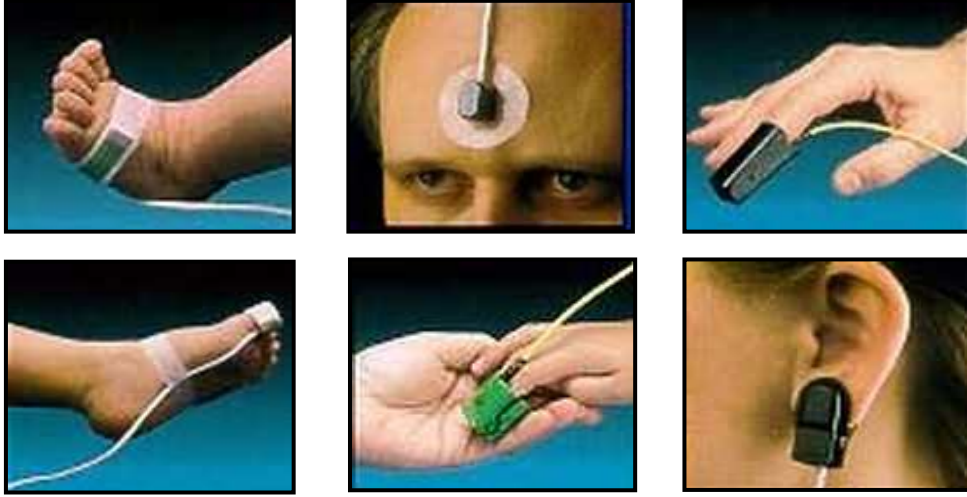
Şekil 5: PO probu ve propta bulunan ışık kaynağı ve foto-detektör

Işık kaynağı, perfüze olan, transillüminasyon gösteren, el veya ayak parmağı, kulak lobu gibi benzeri dokuların bir tarafına yerleştirilirken, foto-detektör ise dokunun diğer tarafına, ışık kaynağının tam karşısına gelecek şekilde yerleştirilmelidir (95) (Şekil 6).



Şekil 6: PO probunun yerleştirilmesi

Uygulanacak kişinin, bebek, çocuk veya erişkin olmasına ve yerleştirilen dokunun anatomik ve fizyolojik özelliklerine göre, çok farklı tipte PO problemleri bulunmaktadır (Şekil 7).



Şekil 7: Bebeklerde ve erişkinlerde kullanılan farklı prob tipleri

2.4.3 PO'da Dikkat Edilecek Hususlar

Isı veya radyasyon yaymaması ve invaziv olmayan bir yöntem olması nedeniyle, klinik uygulamalarda PO ile ilgili herhangi bir risk veya komplikasyon söz konusu değildir. PO ile oluşabilecek en önemli komplikasyon, uzun süren ameliyatlarda alıcı üzerindeki tek kullanımlık bantların, doku iskemisine neden olabilmesidir. Eğer parmak çepeçevre sarılırsa, bu turnike görevi görecektir, kan akımı azalacak ve periferik ödem ortaya çıkacaktır. Eğer PO problemleri yerleştirilirken bu konuda daha tedbirli davranılır, uzun süreli işlemlerde dokunun şişebileceği hatırdaki tutulursa, bu komplikasyon riski en aza inecektir (95).

Klinik tecrübe ile, PO ölçüm hatalarını en aza indirmek mümkündür. Hastada tırnak cilası varsa kaldırılmalı, ışığın geçiş yolu üzerinde engelleyici bir durum varsa alıcı farklı bir yere taşınmalıdır. Duman inhale eden bir hastada ise, kooksimetre ile mutlaka karboksihemoglobin değerine bakılmalıdır. PO ile SaO₂ takibinde, tekniğin fizyolojisinin ve fiziksel temellerinin bilinmesi, hekimin görevini başarı ile yapmasına yardımcı olacaktır (95).

2.4.4 PO'nun Tıpta Klinik Uygulamaları

PO, ameliyathanelerin dışında, uyandırma odalarında rutinde kullanılmakta olan bir cihazdır. Özellikle çocuk hastaların ameliyat salonundan uyandırma odasına götürülmesi sırasında ve uyandırma odasında, uyanıklık durumuna bakılmaksızın, mutlaka ek oksijen takviyesi yapılması ve SaO₂'nin PO aracılığı ile takip edilmesi önerilmektedir (95).

PO, sık sık hastanın oksijenizasyonunun ölçülmesini gerektiren cerrahi işlemler ve anestezi işlemleri sırasında zorunlu operasyon monitörü olarak kullanılmaktadır (95,96).

Acil servislerde PO'nun rutin kullanımı, arteryal kan gazı testlerinin sayısını azaltır ve periferik kan dolaşımı hakkında hızlı, kolay ve ucuz bilgi sağlar (95).

İç kulağa oksijen transportunun özelliklerinin araştırıldığı bir araştırmada, kohlear mikrosirkülasyonun ölçümünde PO, respiratuar monitörlemede başarılı bulunmuştur (101).

Kollarında veya bacaklarında "Arteriyo-Venöz Fistül" bulunan, hemodiyaliz hastalarının takibinde de PO'dan yararlanılmaktadır (95).

Son yıllarda, PO teknolojik açıdan daha da geliştirilerek, karışık venöz oksimetresi ve invaziv olmayan beyin oksimetresi üretilmiştir. İnvaziv olmayan beyin oksimetreleri, beyinde bölgesel olarak hemoglobinlerin SaO₂'nu ölçer. Başın belli bir bölgesine yerleştirilen bir alıcı, spesifik dalga boylarında ışığı yayar ve alıcıya geriye yansıyan ışığı ölçer (95).

PO, yoğun bakım üniteleri, acil servisler, endoskopi, Manyetik Rezonans Görüntüleme (MRI) ve Bilgisayarlı Tomografi (BT) çekimi sırasında, ambulans veya helikopterle kritik hasta taşınmasında, diş hekimliğinde, sedasyon uygulamalarında kullanılabildiği gibi çeşitli laboratuar çalışmalarında da çok sık kullanılmaktadır. Tıbbın ve diş hekimliğinin dışında PO, veteriner hekimler tarafından da hayvanlardaki rahatsızlıkların teşhisinde ve takibinde kullanılan bir cihazdır (95).

2.4.5 Diş Hekimliğinde PO

PO, diş hekimliğinde, sedasyon, genel anestezi ve reanimasyon uygulamaları sırasında ve operasyon sonrası hasta takibinde rutin kullanılan bir cihazdır. İnvaziv ve travmatik olmayan bir yöntem olan PO'nun, karakteristik özelliklerini genel olarak inceleyen araştırmacılar, dişin vaskülarizasyonunun ve dolayısı ile pulpanın durumunun belirlenmesinde de kullanılabileceğini düşünmüşlerdir (6,7,75,76,99, 102-105).

PO, diş hekimliğinde tanı amacı olarak ilk kez, Schnettler ve Wallece (99) tarafından, 1991 yılında yayımlanan bir çalışmada kullanılmıştır. Çalışma sonucunda araştırmacılar, pulpanın SaO_2 'nin ölçülebildiğini ve pulpanın SaO_2 değeri ile sistemik SaO_2 değeri arasında bir korelasyon bulunduğunu bildirmişlerdir.

Schmitt ve ark. (75) yaptıkları bir *in vitro* çalışmada ise, diş pulpasının SaO_2 'nu ölçmenin mümkün olduğunu ancak, dişin geometrik yapısından ve mevcut standart PO sensörünün yerleştirilmesinden kaynaklanan problemler nedeni ile pulpanın SaO_2 'nin tam olarak doğru ölçülemediğini rapor etmişlerdir.

Daha sonraki yıllarda PO ile pulpa SaO_2 'nin ölçülmesi üzerine gerçekleştirilen sınırlı sayıda çalışmanın bazılarında, PO metodu başarılı bulunurken (6,7,76), bazılarında ise PO metodu yetersiz bulunmuştur (100,102).

Gopikrishna ve ark. (103-105) 2006 ve 2007 yıllarında, birbiri ardına gerçekleştirdikleri 3 klinik çalışma ile, önce PO'nun vitalite testi olarak etkinliğini araştırmışlar, sonra PO, termal ve EPT'nin etkinliğini birbiriyle karşılaştırmışlar ve en son olarak travma geçirmiş dişlerde PO, termal ve EPT'nin etkinliğini incelemişlerdir. Bu çalışmalar sonunda araştırmacılar, PO metodunun vitalite testi olarak, termal testlere ve EPT'ye göre daha etkili olduğunu, başta travmaya uğramış dişler olmak üzere, tüm dişlerin değerlendirilmesinde güvenle kullanılabileceğini bildirmişlerdir.

Son olarak, 2008 yılında Calil ve ark. (106), 17 hastanın, sağlıklı, üst çene keser ve köpek dişlerinin vitalitesini PO ile değerlendirmiş ve elde ettikleri sonuçları, kök-kanal tedavisi tamamlanmış dişlerden oluşan kontrol grubu ile karşılaştırmışlardır. Sağlıklı dişlerin SaO_2 seviyesinin %85 ile %96 arası değiştiğini bildiren araştırmacılar PO cihazını güvenilir bulmuşlardır.

2.5 Lazer Doppler Flowmetri (LDF)

LDF, mikro-vasküler sistemdeki ince kan damarlarında bile, doğrudan kan akımı ölçümü yapabilen, invaziv olmayan, elektro-optik bir yöntemdir. Dokuların kanlanması, kan akımının hızı, şiddeti ve damar genişliği bu teknikle incelenebilir. İlk olarak, 1980'li yıllarda kullanılmaya başlanan bu yöntem, günümüzde, tıbbın birçok alanında çok yaygın bir tanı aracı olarak kullanılmaktadır. Son yıllarda, lazer, diş hekimliğinde farklı amaçlarla oldukça etkili bir şekilde kullanılmaya başlanmasına karşın, LDF'nin henüz diş hekimliğindeki etkinliği sınırlıdır. LDF ile diş hekimliğinde birçok çalışma yapılmış olmasına karşın, yöntemin, özellikle pulpanın kanlanmasının tespitinde güvenilir olduğuna ait bilgi birikimi henüz yeterli değildir. LDF'nin daha iyi anlaşılabilmesi için, öncelikle Lazerin ve Doppler olayının ayrı ayrı ele alınması gerekmektedir.

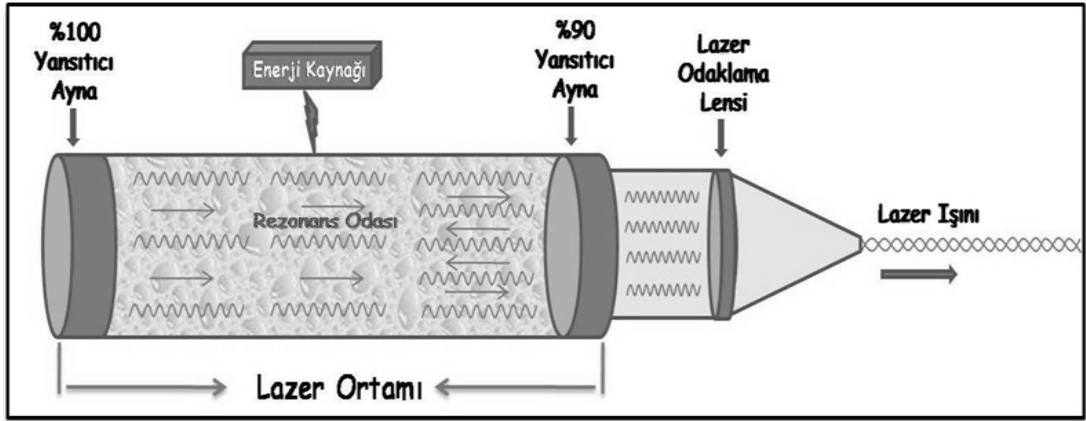
2.5.1 Lazer

LAZER "Radyasyonun uyarılmış emisyonu ile ışığın güçlendirilmesi" anlamına gelen, "Light Amplification by Stimulated Emission of Radiation" kelimelerinin baş harflerinden oluşan bir terimdir (107).

İlk defa 1900'lerin başlarında formüle edilen lazerin kavramsal temelini, Einstein'ın "yayılmı stimüle edilmiş radiant enerji" isimli makalesi oluşturmaktadır. Kırk yıl sonra, Amerikalı fizikçi Townes, ilk defa mikrodalga frekanslarının gücünü, stimüle edilmiş radyasyonla arttırarak, kısa adıyla MASER'i (Microwave Amplification by Stimulated Emission of Radiation) tanımlamıştır. Schawlow ve Townes, MASER prensibini, elektromanyetik alanın optik kısmına uyarlamalarını takiben Maiman, yaklaşık elli yıl önce, yakut bir apareyle çalışan ilk lazeri yapmayı başarmıştır (107,108).

Lazer apareyi, elektrik enerjisini ışık enerjisine dönüştürür. Bütün lazerler genel olarak üç temel kısımdan oluşur. Bunlar; lazer ortamı, bir tarafında %100, diğer tarafında %90 yansıtıcı ayna bulunan rezonans odası ve aktif maddenin bulunduğu rezonans odasına enerji yollayan pompa sistemidir (Şekil 8). Lazer

ortamı, lazer enerjisinin kaynağı olup içindeki lazer aktif maddesine göre lazerin ismini belirler. Her atomun (-) yüklü elektronları ile (+) yüklü çekirdeği vardır. Atomun bir dış enerji kaynağı ile aktive edilmesi sonucunda, elektron ya daha yüksek bir yörüngeye atlar ya da uyarılmış duruma geçer. Bu atomlara “uyarılmış atom” denir. Çok kısa bir süre içerisinde elektron normal durumuna döner ve bu arada foton denilen ufak bir enerjiyi açığa çıkarır. Buna da “spontan emisyon” denir. Eğer bu foton eşit enerjili bir başka atomu uyarırsa, bu durumda stimüle edilmiş emisyon ve iki benzer foton oluşur. Bu şekilde benzer atomik özelliklere sahip bir ortamda bu olay devam eder ve fotonlar özel aynalarla ileri-geri yansıtılarak büyüyen bir enerji oluşur. Böylece güçlenmiş olan ışınlar %90 yansıtıcı aynadan %10-15 oranında geçerek rezonans odasını terk eder (107,109) (Şekil 8).



Şekil 8: Lazerin şematik yapısı

Lazer ışınları, uygulanacakları bölgeye ya doğrudan ya da ışını geçirebilen fiberler yardımı ile dolaylı olarak gönderilebilirler. Lazer ışınları, koherent (dalga boylarının fazları zaman ve yön açısından aynı), monokromatik (tek renkli ve aynı enerjiye sahip), ve kollime (birbirine paralel) ışınlardır. Lazer ışınları kollime ışınlar olduklarından, birbirlerinden ayrılmadan çok uzak mesafelere ulaşabilirler (107-109).

Lazerlerin dalga boylarına göre sınıflandırılması (108,109):

- Ultraviyole ışığa yakın dalga boyundaki lazerler
- Görülebilir ışığa yakın dalga boyundaki lazerler
- Kızılötesi ışığa yakın dalga boyundaki lazerler

Lazerlerin kullanılan maddeye göre sınıflandırılması (108,109):

- Yakut Lazerler
- Karbondioksit Lazerler (CO₂)
- Neodmiyum: YAG Lazer (Nd:YAG)
- Erbiyum: YAG Lazer (Er:YAG)
- Helyum Neon Lazer (He-Ne)
- Holmiyum: YAG Lazer (Ho:YAG)
- Argon Lazer
- Excimer Lazer

Geliştirilen ilk lazer, güçlendirilmiş bir yakut lazer olup, bir yıl sonra neodmiyum ile çalışan, ikinci bir lazer geliştirilmiştir. Dişlerdeki erken lazer araştırmalarının büyük bir kısmı yakut lazer ile yapılmış olması nedeniyle, diş hekimliğinde lazer yeterli gelişme gösterememiştir. Diş hekimliğinde lazer kullanımı, seksenli yıllardan sonra artmıştır (108).

Dişlerdeki ilk lazer araştırmaları, California Üniversitesi, Diş Hekimliği Okulu'nda, Stern ve ark. (110,111) tarafından, yakut lazer kullanılarak gerçekleştirilmiştir. İlk çalışmaların bir çoğunda olduğu gibi, bu çalışmalarda da yakut lazerlerin oluşturduğu ısının, dişin sert dokularına ve restorasyon materyalleri üzerine olan etkileri araştırılmıştır. Yakut lazerin bir milisaniyedeki 500-2000 J/cm²'lik bir atımın minede, cam erimesine benzer bir erime ile krater oluşumuna, dentinde ise penetrasyon ve kömürleşmeye neden olabildiği belirlenmiştir. Araştırmacılar yaptıkları ileri çalışmalarda, özel şartlar altında, yakut lazerlerin çürük önlemede pozitif etkilerinin olabileceğinden bahsetmişlerdir (110,111).

Vital pulpa dokusu üzerine ilk lazer çalışması, 1965'de, diş hekimi olan kardeşine, yakut lazer ile 2 atım uygulayan Leon Goldman (112) tarafından gerçekleştirilmiştir. Diş hekimliğinde klinik olarak ilk lazer kullanan kişi bir fizikçi olurken, ilk lazer hastası ise bir diş hekimi olmuştur. Bu çalışmada, ilk lazer hastası, işleminden herhangi bir ağrı duymamış, sadece dişin krununda yüzeysel hasar oluşmuştur (108,112).

Diş üzerinde yakut lazer ile yapılan erken çalışmaların çoğunda, dişin sert dokuları ile lazer ışını arasında yıkıcı bir etkileşim kaydedilmiştir. Yakut lazerin pulpa üzerindeki histolojik etkilerini ilk olarak, Taylor ve ark. (113) rapor

etmişlerdir. Bu erken *in vivo* çalışmada, yakut lazer ile 3-milisaneye, 35-55 J'lük atım sonucu, laboratuvar hayvanlarının keser dişlerinde, geniş hemorajik nekroz ve odontoplastik tabakada bozulma kaydetmişlerdir. Lazer ışığının saçılması sonucu, komşu dişler ve çevre dokularda da hasar olduğu görülmüştür. Yakut lazer ile ilgili elde edilen bu yıkıcı bulgular, çok daha düşük enerji seviyesi kullanılmış olmasına rağmen, Adrian ve ark. (114) tarafından da doğrulanmıştır. Tüm bu çalışmalar sonucunda, yakut lazerlerin diş hekimliğinde kullanılmasının çok zor olduğuna karar verilmiştir (108).

Araştırmacılar, altmışlı yıllardan, seksenli yılların başına kadar, dişin sert dokularına daha etkili uygulanabilen diğer lazer tipleri üzerinde durmuşlardır. Amerika'da Lobene ve ark. (115,116) ile Stern ve ark.'nın (110) dikkatini CO₂ lazerler çekmiştir. Çünkü mine tarafından emilimi iyi olan CO₂ lazerlerin, pit ve fissür örtücü uygulamaları, seramik materyallerin mineye kaynaşmasının sağlanması veya dentin çürüklerinin önlenmesi gibi çeşitli uygulamalar için daha uygun olabileceğini düşünmüşlerdir (108,110,115,116).

Sonraki yıllarda Finlandiya'da Kantola ve ark. (117), CO₂ lazerler ile dikkat çekici çalışmalar gerçekleştirmişlerdir. SEM, X-ışın difraksiyonu ve elektron prob mikroanaliz teknikleri kullanarak yaptıkları çalışmalar sonucunda, CO₂ lazerlerin, mine ve dentinde kimyasal ve fiziksel değişimlere neden olduğunu tespit etmişlerdir. Bu değişimlerin, minede asit ataklarına karşı direnç oluşmasında, pit ve fissürlerin örtülmesinde ve hidroksiapatit gibi materyallerin mineyle kaynaşmasında faydalı olduğunu bildirmişlerdir. Ancak, CO₂ lazerlerin en büyük başarısızlık nedeninin, işlem sırasında yüzeyde oluşan aşırı sıcaklık olduğu bildirilmiştir (117).

Aynı dönemde Melcer ve ark. (118,119) çürüklerin, CO₂ lazer ile buharlaştırılması konusunda yaptıkları klinik denemelerde, çok sayıda başarılı olgu rapor etmişlerdir. Daha sonra yaptıkları *in vivo* hayvan çalışmalarında ise, lazerin tamir dentini oluşumunu indüklediğini, dentin ve açık pulpanın sterilizasyonunu sağladığını tespit etmişlerdir (118,119).

Aynı dönem içerisinde karbondioksit lazerlerin yanı sıra Nd:YAG lazerlerin oral dokularda kullanımı ile ilgili bazı çalışmalar yapılmıştır. Canlı oral dokular üzerinde Nd:YAG lazerler ilk kez, Japonya Tohoku Üniversitesi, Diş Hekimliği Okulu'ndan, Yamamoto ve ark. (120,121) tarafından kullanılmıştır. Yaptıkları bir

seri deney sonucunda, hem *in vitro* hem de *in vivo* olarak Nd:YAG lazerlerin, yeni başlamış çürüklerin oluşumunu önlenmede oldukça etkili bir araç olduğu sonucuna varmışlardır (120,121).

Tüm bu çalışmaları takiben, çok geçmeden 1980'li yıllarda, lazerler diş hekimliğinde kullanıma hazır hale gelmişlerdir (108).

2.5.1.1 Diş Hekimliğinde Lazerlerin Klinik Kullanım Alanları

Lazer günümüz diş hekimliğinde farklı alanlarda, farklı amaçlar için kullanılmaktadır (108). Lazerin diş hekimliğindeki kullanım alanları çizelge 1'de özetlenmiştir.

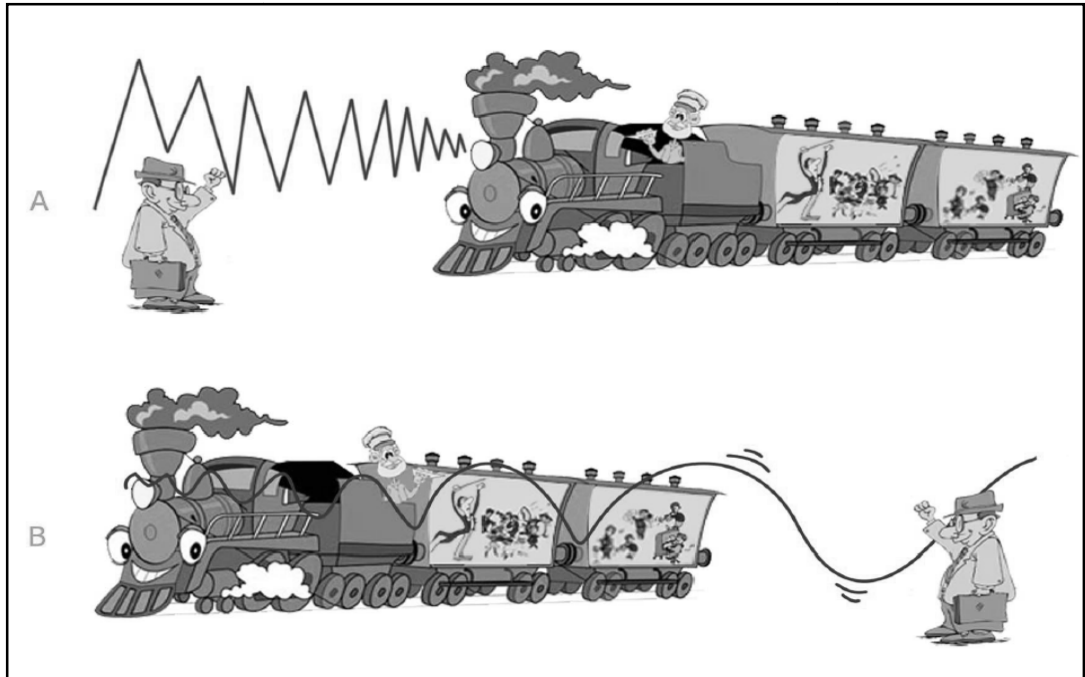
2.5.2 Doppler Kayması

Doppler kayması, Johann Christian Doppler isimli Avusturyalı bir fizikçi tarafından, 1842 yılında tanımlanan bir gözlemdir. Doppler etkisi, kaynak ve gözlemci arasında bir hareket varsa ortaya çıkar. Harekete bağlı olarak gözlenen frekansın, kaynak frekansından farklı olması sonucu oluşur. Eğer kaynak ile gözlemci birbirine yaklaşıyorsa gözlenen frekans artar, tersi durumda ise azalır. Kısaca doppler olayı hareketten dolayı bir dalganın gözlenen frekansındaki değişimdir (109,122). Başka bir ifadeyle, sabit frekansla ses veren hareketli bir kaynak yaklaştıkça daha tiz, uzaklaştıkça daha pes işitilir. Aynı olay kaynak sabit, detektör hareketli olduğunda da gözlenir. Ses frekansındaki harekete bağlı bu değişime doppler kayması denir (107,109,122) (Şekil:9). Bu temele dayanarak damarlar içinde akan kanın şekilli elemanlarından yansıyan frekans değişiklikleri tespit edilerek yönü ve hızı gibi özellikler incelenebilmektedir.

Doppler tekniğinde hareketli hedefler, çoğunlukla kırmızı kan hücreleridir. Kanın, kalp damar sistemindeki hareketini kaydetmek amacıyla kullanılır. Bu sayede dokunun kanlanması, kan akımının hızı, şiddeti ve damar genişliği incelenebilir (5,8, 107,109,122).

Çizelge 1: Diş Hekimliğinde Lazerlerin Kullanım Alanları

Diş Hekimliğinde Lazerlerin Kullanım Alanları	Kullanılan Lazer Tipi
Holografi	He-Ne
Vitalite Test Yöntemi	He-Ne
Spektroskopi	Çeşitli tipler (Tüm dalga boyları)
İnsizyon ve Koagülasyon	CO ₂ , Nd: YAG, Argon, Ho:YAG
Fotodinamik Terapi	Excimer
Koruyucu Diş Hekimliği	CO ₂ , Nd: YAG, Yakut, Excimer
Çürük Tedavisi	CO ₂ , Nd: YAG, Er:YAG,Excimer
Kompozit Rezin Polimerizasyonu	Argon
Kök-kanal Tedavisi	CO ₂ , Nd:YAG, Excimer, Ho:YAG
Apisektomi	CO ₂ , Nd:YAG,Ho:YAG
Kök Yüzey Düzeltilmesi	CO ₂ , Excimer, Ho:YAG, Er:YAG
Dişeti Eksizyonu	CO ₂ , Ho:YAG, Er:YAG
Yara iyileşmesinin Uyarılması	He-Ne
Analjezik Etki İçin Düşük Doz Lazer Kullanımı	He-Ne, Nd:YAG



Şekil 9: Doppler kaymasının genel ifadesi. Sabit frekansla ses veren hareketli bir kaynak yaklaştıkça daha tiz (a), uzaklaştıkça daha pes (b) işitilir.

2.5.3 Lazer Doppler Flowmetri (LDF)

LDF tekniği, yaklaşık otuz yıldır mikro-vasküler kan perfüzyon ölçümünde kullanılmaktadır. Klinik olarak mikro-vasküler kan perfüzyonunun ölçümünde, hassas, gerçek zamanlı, devamlı ve invaziv olmayan bir metot eksikliğinde, LDF bu boşluğu doldurmak amacıyla kullanılmaya başlanmıştır (Şekil 10).

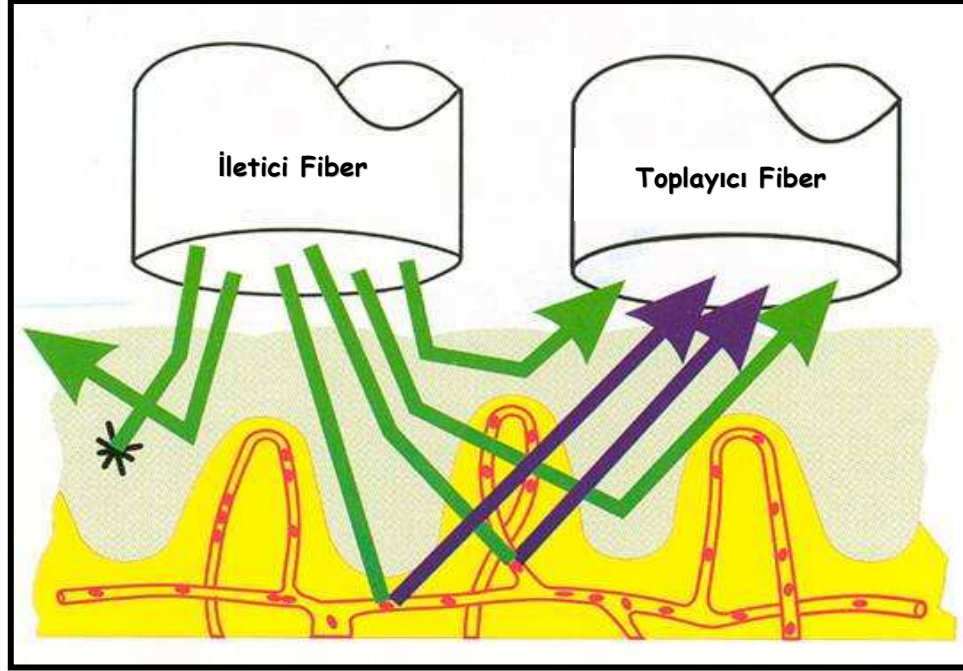
LDF ile ilgili kayda değer gelişmeler, 1964 yılında, Yeh ve Cummins'in (123) çalışmaları ile başlamıştır. Lazer Doppler prensibinde, iki lazer ışınının kesiştiği noktadaki partikül hızı ölçülmektedir. Bir noktadaki hız ölçüldüğü için, bu ışınların açıları ve dolayısıyla kesişme noktaları değiştirilerek, farklı konumlarda ve farklı derinliklerde ölçüm yapılabilmektedir (5,124,125).



Şekil 10: Günümüzde kullanılmakta olan LDF cihazları

LDF metodu, doppler kaymasından yararlanılarak, doku kan akımının, sürekli ve invaziv olmayan ölçümü amacıyla kullanılan bir tekniktir. Bu amaçla düşük, güçlü monokromatik lazer ışını kullanılır ve lazer ışını hedef dokuya bir prob aracılığı ile ulaştırılır. Ölçüm probu içerisinde, ışını dokuya taşıyan verici fiber ve dokudan geri saçılan, ışınları, foto-detektöre taşıyan toplayıcı fiber ya da fiberler bulunmaktadır (Şekil 11). Işın demeti proba dokuya iletildiğinde, ışının bir kısmı dokuda absorbe olurken, büyük bir kısmı dokudan yansır. Işığı yansıtan statik nesnelere dalga boyunu değiştirmezken, ışığı yansıtan hareketli kan hücreleri doppler kaymasına neden olurlar. Doppler kayması meydana gelmiş olan ışın demeti,

sinyalleri oluşturur. Bu sinyallerden elde edilen değerler “perfüzyon”, “flow” veya “flux” olarak tanımlanır (5,124,125).



Şekil 11: Işını dokuya taşıyan “iletici fiber” ve dokudan geri saçılan ışınları, foto-detektöre taşıyan “toplayıcı fiberin” görünümü

2.5.3.1 LDF’nin Tarihsel Gelişim Süreci

Belirli bir dalga boyundaki ışığın geri saçılımı sırasında oluşturdukları doppler frekans kaymasını yorumlayarak, bir solüsyon içerisindeki partiküllerin hızının hesaplanabileceği ilk kez, Yeh ve ark. (123) ile Cummins ve ark. (126) tarafından, Maiman’ın (127) ilk lazer çalışmasını yapmasından sadece 4 yıl sonra ortaya atılmıştır. Riva ve ark. (128) ise, ilk kez, kırmızı kan hücrelerinin hızını ölçmek için bu teknik ile, cam tüpten hazırladıkları bir akım modeli üzerinde çalışmışlardır. Ancak, mikro-vasküler olarak lazer doppler kan perfüzyon ölçümü tekniğinin doğumu, Stern’in (129) “*In vivo* evaluation of microcirculation by coherent light scattering” isimli makalesini takiben olmuştur. Hareketli kırmızı kan hücrelerinin ve bazı statik dokuların gönderilen bir ışığın saçılmasına neden olduğunu tespit eden

araştırmacı, doppler kayması nedeni ile etrafa saçılan ışığın duyarlı bir foto-detektör yardımı ile toplanması sırasında oluşacak optik atım, ses frekansı halinde fotoakım verisi oluşturacağını öne sürmüştür. Parmak ucundan geri saçılan He-Ne kırmızı lazer ışığının ürettiği fotoakımın spektral analizinde, normal akım ve brakial arterdeki akım arasında açık bir fark olduğu görülmüştür. Gerçek zamanlı görüntülemenin mantığı ise, fotoakım sinyallerinin kök-ortalama-kare'lerinin akım belirleyici olarak kullanılması üzerine kurulmuştur. Mikro-dolaşım, sıcaklık, duruş şekli, solunum durumu ve duygusal faktörlerden etkilendiğinden, bu metodun da aynı etkenlere hassas olduğu belirlenmiştir. Metot, akış hızı hakkında bilgi sağladığından, farklı kompartımanlardaki mikro-vasküler kan akımların analizinde kullanılabileceği de bildirilmiştir (122,129).

2.5.3.2 LDF Tekniğinin Gelişimi

Holloway ve Watkins (130), Xenon klerans tekniği ile korelasyon olduğunu gösteren, Stern ile birlikte yaptıkları yayımlanmamış çalışmalarını takiben, cihazın klinikte daha pratik kullanılabilmesi için, tekrar dizayn etmişlerdir. Bu sistem, Stern tarafından da kullanılmış olan, kaba ve hantal ışık çoğaltıcı içerisine yerleştirilen, ışığın salınması ve tekrar toplanması için fiber-optikler ve bir foto-diyot içermektedir.

Aynı yıllarda, Stern ve ark. (131), fotoakım spektrumunun ikinci momentinin karekökünü hesaplayan, ampirik tabanlı işlemci ile bir çalışma gerçekleştirmişlerdir. Diğer algoritmaların daha kullanışlı olacağını bilmesine karşın, gerçek zamanlı kan akım indeksi elde edebilmek için böyle bir yaklaşım seçilmiştir (122).

Watkins ve Holloway (132) cihazlarını daha teknik bir şekilde tanımlamışlar ve yapılan ölçümlerin, gözlem zamanının %50'si ile sınırlı kaldığını bulmuşlardır. Bunun nedeninin, bir ana gelişim problemi olan, lazerden kaynaklanan ses kirliliği, gürültü olduğunu tespit etmişlerdir.

Nilsson ve ark. (133) tarafından geliştirilen ikili foto-detektörlü sistem ile bu problemin üstesinden gelinmiştir. Bu sistem sayesinde, her iki detektöre gelen

sıradan gürültü elimine edilmiştir. Böylece foton olarak her bir detektöre gelen doppler sinyallerinin gürültüden etkilenmesi engellenmeye çalışılmıştır.

Bu gelişmeyi takiben, Nilsson ve ark. (134), Bonner ve Nossal (135), daha ileri bir sinyal işlemci geliştirilmesine yönelik çalışmalar gerçekleştirmişlerdir. Sinyal inceleme algoritması üzerine kurulu ve esas teorik altyapıyı oluşturan bu işlemci, araştırmacılar ve üretici firmalar tarafından oldukça fazla ilgi görmüştür. Prototipi oluşturulan cihaz, kısa zamanda piyasaya sürülmüştür.

Fischer ve ark.'nın (136) bu cihaz ile gerçekleştirdikleri ilk çalışmada, cihazın mikro-vasküler kan akımının ölçümünde, diğer cihazlarla iyi bir korelasyon gösterdiğinin belirlenmesi üzerine, farklı alanlarda, olumlu sonuçlar veren birçok klinik çalışma gerçekleştirilmiştir. Ancak, geliştirilen bu cihazla ilgili yapılan klinik denemeler sırasında araştırmacılar, ışığın geçtiği fiber kablonun hareket etmesine bağlı olarak oluşan hareket artefaktına dikkat çekmişlerdir. Bu olay, foto-detektörde, lazer doppler atım frekansına benzer, dalgalanmalara neden olmuştur. Bu şekilde oluşan frekansın 0-3,5 kHz arası değişebildiği ve gücünün doppler sinyali ile ilgili perfüzyondan daha büyük olabileceği bildirilmiştir. Bu problem, doku esaslı doppler kaymasını arttırmak için, daha geniş çaplı fiberler kullanılarak aşılmaya çalışılmıştır. Lazer doppler sinyalleri ve oluşan gürültünün giderilmesine yönelik çalışmalar, çeşitli bant genişliğine sahip, daha iyi sinyal ve daha az gürültü oluşturan cihazlar geliştirilmesini sağlamıştır (122).

Kullanılan diyotların ürettiği lazer ışının dalga boyları (yaklaşık 780nm) ışığın daha derine inmesine izin vermekte ve deri renginin etkisini azaltmaktadır. Ayrıca, bu dalga boyunda, oksijen ve deoksi hemoglobinlerin, ışığı absorpsiyonları yaklaşık aynı olduğundan, SaO_2 'nin etkisi göz ardı edilebilmektedir (122).

Mikro-dolaşımın en önemli özelliği, şüphesiz çok geniş uzaysal ve zamansal heterojeniteye sahip olmasıdır. Bu, özellikle çok kanallı cihazları ve LDF'nin geliştirilmesini sağlamıştır. Böylece, aynı organın farklı bölgelerinde veya farklı organlar arasında, devamlı, gerçek zamanlı bir ölçüm yapılabilmesine ve yapılan ölçümlerin karşılaştırılabilmesine olanak sağlanmıştır. Bu gelişmeleri takiben cihaz, bölgesel olarak kan akımının kontrol edilmesi ile ilgilenen bilim dallarının dikkatini çekmiştir (122).

2.5.3.3 LDF Cihazının Yapısı

LDF cihazının 4 ana yapısı vardır (5,122,124,125,).

- Lazer ışın kaynakları
- Fotodetektörler
- Fiber optik düzen
- Sinyal işlemci

2.5.3.3.1 Lazer Işın Kaynakları

Lazer ışın kaynağı olarak 1975'ten, 1980'li yılların sonlarına kadar ucuzluğu, kullanım kolaylığı, güvenilirliği ve kayda değer stabiliteleri nedeni ile helyum-neon gibi gaz lazerler tercih edilmiştir. Büyük boyutlu olmaları ve yüksek voltaja ihtiyaç duymaları dezavantajlarıdır. Doksanlı yıllarda alternatif olarak semi-kondüktör lazer diyodlar piyasaya çıkmıştır. Diyod lazerlerin kullanılmaya başlanması, farklı derinliklerdeki vasküler yataklar hakkında bilgi edinilebilmesini sağlayan, farklı dalga boylarının seçimine izin vermiştir. Diyod lazerler 620-1500 nm dalga boyu arasında bulunan, kızıl ve kızıl ötesi lazer ışınlarını üretebilirler. Piyasada bulunan, diyod lazerle çalışan LDF cihazları yaklaşık 800 nm dalga boyuna sahip lazer ışını üretirler. Diyod lazerlerin en büyük avantajları, ucuz, küçük boyutlu olmaları ve yüksek voltaja ihtiyaç duymamalarıdır (122, 137-139).

Cihazların kullandığı lazer düşük güçlü ve monokromatik lazerdir. Prob ucu çıkış gücü yaklaşık 1mW'tır. Lazer ışınının rengi dalga boyuna göre, yeşil ve kızıl olabileceği gibi gözle görülemeyen dalga boyuna da sahip olabilir (122,137).

2.5.3.3.2 Foto-detektörler

Foto-detektör olarak, foto-multiplier ve semi-kondüktör diyodlar kullanılmaktadır. Foto-multiplier, yüksek akım kazançlı ve düşük parazitli bir foto-

detektördür. Mavi ve yeşil renk aralığında daha duyarlıdır (4416nm/632.8nm dalga boyu). Semi-kondüktör diyodlar, LDF uygulamalarında en sık kullanılan foto-detektördürler (5,137).

2.5.3.3.3 Fiber Optik Düzen

Lazer ışını, lens aracılığı ile fibere iletilir. Silika gibi plastik fiberler kullanılmaktadır. Fiber optik düzen içerisinde, ışını dokuya taşıyan “iletici fiber” ve dokudan geri saçılan ışınları foto-detektöre taşıyan “toplayıcı fiber” bulunmaktadır (Şekil 11). Fiberlerin çapları 50 ile 2000 μ arasında değişmektedir. Lazer ışın demeti proba dokuya iletildiğinde, ışının bir kısmı dokuda absorbe olurken, büyük bir kısmı dokudan yansır. Dokudan geri yansıyan ışın, yine optik fiber aracılığı ile foto-detektöre iletilir (5,122,137).

2.5.3.3.4 Sinyal İşlemci

Sinyal işlemci foto-detektörden gelen sinyali, anlamlı verilere dönüştüren kısımdır. Sinyal işlemcide başlıca sorun, akım ve doppler kayması arasında doğrusal algoritma bulunmamasıdır. Akım hesaplamasındaki ideal bir algoritma, akım, doku tipi ve hematokritin tüm değerleri ile doğrusal bir ilişkiye sahip olmalı ve çoklu saçılma etkilerini hesaba katmalıdır. Bu amaçla farklı yaklaşımlar önerilmiş olmasına karşın henüz ideal bir algoritma mevcut değildir (5,122,137,139).

İletici fiber aracılığı ile dokuya iletilen lazer ışınının bir kısmı doku tarafından emilirken, büyük bir kısmı ise yansır. Önemli olan yansıyan ışınların oluşturduğu kısımdır. Işın, hareketsiz bir nesneden yansır ise, frekansında herhangi bir değişim olmaz. Ancak, kan hücreleri gibi hareketli nesnelere yansıyan ışınların frekansında bir değişim meydana gelir. Bu değişim doppler kaymasıdır. Yansıyan bu ışın, yine toplayıcı fiberler aracılığı ile toplanarak cihaza taşınır ve doppler kayması sonucu frekansı değişen ışın demetinden elde edilen veriler “volt” cinsinden sinyalleri

oluşturur. Bu sinyallerden elde edilen değerler, “perfüzyon” veya “flux” olarak tanımlanır (5,122,137,139).

PKA ölçümlerinde kullanılmakta olan LDF cihazlarının probu, genellikle 2-3 mm çapında, dairesel veya üçgen şeklindedir (Şekil 13). Bu problar dişlerin bukkal yüzlerine yerleştirilir ve ışınların uygun bir açıyla gönderilmesi ve hareket artefaktlarının önlenmesi için lastik esaslı splint veya benzeri bir araç ile sabitlenir. Problarda 2 veya 3 adet fiber bulunur. Bunlardan biri gönderilen lazer ışınlarını taşır. Diğerleri de dokulardan geri saçılan ışınları toplar ve ölçüm için foto-detektöre taşır. Elde edilen değerler, sayısal ve grafik olarak ana üniteye görünür (5,122,139).

PKA'nın lazer doppler ile ölçülmesinde iki önemli durum söz konusudur. Bunlardan biri probun yerleştirilmesidir. Uygun atım ve yansıma için, prob pulpa yüzeyine dik olacak şekilde konumlandırılmalıdır. İkincisi ise, hareket ile ortaya çıkan herhangi bir sinyal artefaktının önlenmesi için probun çok iyi sabitlenmesi gerekmektedir. Çünkü prob o kadar hassastır ki, çok hafif bir hareketin ortaya çıkardığı değişiklikleri algılayarak hatalı sonuçlar verir (5,122,124,125).

2.5.3.4 Cihazın Ölçüm Şekli ve Ölçüm Derinliği

Ölçüm derinliği, genellikle doku yüzeyinin altında, yüzey ışığının penetre olduğu ve yüzeye geri dönebildiği derinliğin, yaklaşık 2/3'lük kısmı olarak tarif edilir. Ölçülen derinlik, kapiller yatağın yapısı ve yoğunluğu gibi doku özelliklerine, ışığın dalga boyuna ve probdaki fiberler arası uzaklığa bağlıdır. Ayrıca, lazerin dalga boyu kısaltıkça, penetrasyon yeteneği de azalmaktadır (122,138,139).

Cihazın ölçüm derinliği 1 mm civarında olmasına rağmen, daimi dişte ortalama 2-3.5 mm kalınlıkta olan mine ve dentin aşılarak, bir dişin pulpasının kan akımı ölçülebilmektedir (139). Cihazın pulpadaki kan akımını ölçme yeteneği, dentin tübüllerinin ışık rehberliği etkisine dayandırılmıştır (140). Lazer ışını, mine prizmalarını ve dentin tübüllerini geçerek pulpaya ulaşmaktadır. Bu olay bir in vitro çalışma modelinde, çekilmiş dişlerin pulpa boşluğuna yerleştirilmiş bir kanül vasıtasıyla, farklı hız ve yoğunlukta kan pompalanması ile gerçekleştirilen LDF ölçümleri ile gösterilmiştir (141).

Bir başka çalışmada ise Chandler ve ark. (142), çürük veya restorasyonlu dişlerde, lazer ışığının, dentin tübüleri vasıtasıyla pulpaya iletildiğini ve LDF metodu ile dişlerin sağlığını değerlendirmede kullanılabileceğini bildirmişlerdir.

Cihaz, probun ölçüm sahası içindeki hareketli nesnelere ölçer. Ölçülen derinlikte sadece mikro-vasküler hareket ölçülür. Ölçülen hareketli nesnelere temelde kırmızı kan hücreleridir. Ancak, lökositler ve trombositler de ölçülür (143,144). Kas hücreleri, damar duvarları ve membranlar gibi hatalı hareket komponentleri de mevcuttur. Ancak, normal şartlar altında bunlar, anlamlı sayılmayacak kadar küçüktür (5,139,145).

Cihaz tüm hareketleri prob vasıtasıyla kaydettiği için, probun ölçüm yapıldığı sırada hareketsiz kalması önemlidir. Prob ölçüm sırasında hareket ettiği takdirde, kan hücrelerinden başka yapılar da Doppler kaymasına neden olurlar ve ölçüm hataları oluşur. Oluşabilecek ölçüm hatalarını önlemek için prob, herhangi bir splint ile diş yüzeyine sabitlenmelidir. Bu işlem için akrilik splintler, periodontal pat ve silikon esaslı ölçü maddeleri kullanılmaktadır (5,145,146).

2.5.3.5 LDF'nin Teorik Temeli

Lazer ışığı, doku yüzeyine ulaştığında her bir foton, doku içerisine, dokunun optik özelliklerine bağlı olarak rastgele şekilde dağılır. Bir veya daha fazla hareketli obje ile (kan hücreleri gibi) karşılaştıklarında saçılan fotonlar bir frekans dâhilinde yön değiştirirler. Bu değişimin açısı, dalga boyu ve hızı belirlenebilir. Bu yön değiştirme frekansı, 19. yüzyılda bu olayı açıklayan Avusturyalı bilim adamı J. Christian Doppler'in adıyla anılmakta ve "Doppler Kayması" olarak adlandırılmaktadır (122).

LDF (780nm dalga boyunda ışık kullanan) ile saptanan tipik doppler kayması frekansının değişim aralığı 0-20 kHz'dir. Daha hızlı kan akışına sahip derin damarlardan ölçüm yapılabilmesi için, daha uzun dalga boyuna sahip cihazlara ihtiyaç bulunmaktadır. Ancak, yüksek kapasitede detektör mevcut olmadığından, henüz böyle bir cihazın yapımı mümkün görülmemektedir (122).

2.5.3.6 LDF Ölçümlerinde Kullanılan Birimler

“Flow” ve “Flux”, LDF ölçümlerinde birim olarak kullanılan iki terimdir. Ancak, her iki terimin birlikte kullanılması birçok karışıklığa yol açabilir. “Flow” terimi, bir bölgeden geçen kanın miktarını ifade eder. Özellikle klinik çalışmalarda kullanılan “Flux” terimi ise, ortalama kan hücresi sayısı ve hızını ifade eder. Soyut olarak bu terimlerin, amaçlanan tanımlamaya göre çok yüzeysel kaldığı düşünülmektedir. “Flow” hacim veya kütle olarak düşünülebilir ve her ikisi de birim zamanda bir noktadan geçen miktarı (örn; kan hücresi/s, l/s, kg/s) ifade etmektedir. “Flux”, ise kısmen “Flow” ile aynı anlama gelse de, daha kesin bir ifade ile referans alandan/bölgeden geçen “Flow” oranını (örn; hücre/cm²/s) göstermektedir (122).

Bu nedenle, LDF ile yapılan çalışmalarda bir birliktelik ve elde edilen verilerin daha kapsamlı ifadesinin sağlanması amacıyla “Perfüzyon” (PU) birimi ile ifade edilmiştir. Perfüzyon birimi, genel olarak LDF’den ölçülen değer miktarının niceliğini ifade etmektedir. Çok geniş bir kullanım alanı bulmasına karşın, perfüzyon teriminin tanımı konusunda tam bir fikir birliği bulunmamaktadır. Son zamanlarda aşağıdaki tanımlama üzerinde durulmaktadır (122).

“Perfüzyon; kan hücrelerinin bölgesel süratının (speed) ve konsantrasyonlarının bir ifadesidir.”

Bu tanımlamada hız (velocity) yerine, sürat (speed) teriminin kullanılması tercih edilmiştir. Çünkü hız, vektörün yönünü, şiddetini ifade etmekte kullanılırken, sürat vektörün sadece şiddetini ifade etmekte kullanılır (122).

LDF cihazlarının sadece kırmızı kan hücrelerinin hareketini inceledikleri bildirilmiştir. Çünkü, pratik olarak mikro-dolaşımdaki kanın içeriğinin yaklaşık %99’u kırmızı kan hücrelerinden oluşmaktadır. Ancak, LDF özellikle kırmızı kan hücrelerini seçerek ölçüm yapmaz. Bu nedenle “kırmızı” kelimesi tanımlamada kullanılmamıştır (122).

Farklı çalışmalarda kullanılan LDF cihazlarından elde edilen perfüzyon değerinin kalibrasyonu henüz sağlanmadığından elde edilen değerlerin mutlak olmadığı ve belirli bir sürede, belirli hacimdeki bir dokudan geçen gerçek hücre sayısı gibi, fizyolojik bir tanımlamayı ifade etmekten çok uzak olduğu bildirilmektedir (122,138,139).

Bu bakımdan “Avrupa Lazer Doppler Kullananlar Grubu”nun, yaptığı bir toplantıda (European Laser Doppler Users' Groups-ELDUG, London, Great Britain, 1992) “1 Perfüzyon (PU)=10mV” olması konusunda bir görüş birliğine varılmıştır.

2.5.3.7 LDF Metodunun Tıpta Kullanım Alanları

LDF, tıp alanında ilk kez 1972 yılında, tavşan retinasından kan akımı ölçme amacıyla Riva ve ark. (128) tarafından kullanılmıştır. Cihazın ticari olarak piyasaya sürülmesini takiben, LDF ile ilgili çalışmalar hız kazanmıştır. Başlangıçta deneysel tıbbi çalışmalarda kullanılan cihaz, artık günümüzde tıbbın birçok alanında klinik kullanıma girmiştir (5,122,137,139) .

- ◆ **Plastik ve rekonstrüktif cerrahide**, reimplante edilen parmak ve fleplerin kanlanmasının takibinde kullanılmaktadır (147).
- ◆ **Kalp ve damar cerrahisinde**, vasküler ve mikrovasküler kan akımının takibinde, anjiyolojide, bacak arterlerindeki aterosklerozun lokalizasyonu ve derecelerinin değerlendirilmesinde yararlanılmaktadır (148).
- ◆ **Gastroenterolojide**, endoskopik prob ile birlikte mide, kolon, duodenum ve rektumda kan akımı ölçülebilir. Ayrıca, LDF'nin sahip olduğu lazer ışığı nedeniyle karanlık bölgelerin incelenmesi sırasında ekstra bir aydınlatmaya ihtiyaç duyulmamaktadır (149).
- ◆ **Farmakolojide**, insanlarda ve hayvanlarda ilaçların doku kanlanmasına olan etkisi (kan akımı ölçümü ve doz cevabı) LDF ile izlenebilmektedir (150).
- ◆ **İç hastalıklarında**, tüm iç organlardaki fonksiyonel ve yapısal mikroanjiyopatilerin teşhisinde, derinin mikro dolaşımında, vazodilatasyon ve vazokonstriksiyon cevaplarının belirlenmesinde kullanılmaktadır (151).
- ◆ **Ortopedide**, cerrahi girişim öncesi ve sonrası iskelet kas sisteminin tüm dokularının kan akımı durumu bu yolla takip edilebilmektedir. LDF, diz kartilaj, ligamentler, synovia, kalça eklemleri ve aşil tendon bozukluklarını incelemede kullanılmaktadır. İğne tipindeki probu ile kas ve tendon gibi yumuşak dokuların incelenmesinde de kullanılabilir (152).

- ◆ **Dermatolojide**, objektif patch testinde, skleroderma, psöriasis ve derinin iritan varis tiplerinin belirlenmesinde uygulanabilmektedir (153).
- ◆ **İlaç sanayisinde**, topikal ilaçların, kozmetiklerin iritan etkilerini belirlemek amacıyla ve bölgesel kan akımındaki değişimlerin takibinde kullanılabilir (154).
- ◆ **Nörolojide**, periferel nöropatiye bağlı olarak ortaya çıkan nörolojik bozuklukların tespitinde teşhis aracı olarak kullanılmaktadır. Raynaud's fenomeninde, paraplejilerde, nörolojik bozuklukların yayılmasının tespitinde, serebral korteks ve çeşitli tip sinirlerin perfüzyon ölçümlerinde kullanılmaktadır (155).
- ◆ **Anesteziyolojide**, kan akımında farklı tip anestezi ve analjezik ajanların etkisinin gözlenmesinde ve bu tip maddelerin etkilerine bağlı olarak ortaya çıkan sempatik blokaj ve periferel kan akımındaki değişikliklerin izlenmesinde kullanılabilir (156).

Tıbbın birçok alanında klinik olarak tercih edilmesinin yanı sıra LDF, birçok laboratuvar çalışmasında da sıklıkla başvurulan bir yöntemdir. Tıbbın ve dış hekimliğinin yanı sıra LDF, veteriner hekimler tarafından da hayvanlardaki rahatsızlıkların teşhisinde ve takibinde kullanılan bir cihazdır.

2.5.3.8 LDF'nin Dış Hekimliğinde Kullanımı

LDF, dış hekimliği içinde oldukça ilgi çekici bir cihazdır. Literatür incelendiğinde, LDF'nin PKA'nın ölçülmesinin yanı sıra, son yıllarda dış hekimliğinde çeşitli amaçlarla kullanılmaya başlandığı ve bu konuda çalışmaların yayımlandığı görülmektedir. Yapılan çalışmalar, konularına göre ana başlıklar halinde şu şekilde özetlenebilir.

- ◆ **LDF'nin PKA ölçmedeki etkinliği ve güvenilirliği:** LDF'nin, PKA ölçmedeki güvenilirliği ve çeşitli klinik durumlardaki etkinliği, *in vitro* ve *in vivo* çalışmalarla araştırılmıştır. Erişilebilen kaynaklar incelendiğinde, bazı eksik yönleri ve dezavantajları bulunsada bu konuda yapılmış çalışmaların

büyük bir kısmında, PKA ölçümlerinde LDF metodu başarılı bulunmuştur (5,142,146,157- 167).

- ◆ **LDF'nin standardizasyonuna yönelik çalışmalar:** PKA ölçümünde LDF'nin başarılı bulunması üzerine, kullanılan ölçüm metodunun ve elde edilen sonuçların standardizasyonun sağlanmasına yönelik çalışmalar gerçekleştirilmiştir (160,162,168-171). Ancak, bugüne kadar yapılmış çalışmalarda, bu konuda henüz tam bir görüş birliğinin oluşmadığı, kapsamlı çalışmalara ihtiyaç olduğu görülmektedir.
- ◆ **LDF ile lokal anesteziklerin PKA'ya olan etkisinin incelenmesi:** Lokal anestezi yapılmasını takiben PKA'daki değişimin LDF ile başarıyla incelenebildiği bildirilmiştir (145,172,173).
- ◆ **LDF'nin diğer PKA ölçüm metotlarıyla uyumu:** Bu konuda yapılmış çalışmalar incelendiğinde, LDF'nin diğer metotlardan elde edilen sonuçlarla uyum içerisinde olduğu ve birçok konuda bu metotlara göre çok daha üstün özelliklere sahip olduğu belirtilmektedir (137,140,141,174,175,).
- ◆ **LDF'nin peridontolojide kullanımı:** Gingivitis (176), periodontitis (177) (178), osteomiyelit olgularında ve subgingival küretaj (179) tedavisi uygulanan olgularda, diş eti kan akımı değişiminin incelenmesinde ve uzun süreli takibinde (180), LDF tekniğinin başarıyla kullanılabildiği gösterilmiştir. Ayrıca, sigara içmenin (181) ve diş fırçalamanın (144) diş eti kan akımına olan etkisi de LDF ile incelenmiştir.
- ◆ **LDF'nin ortodonti hastalarında kullanımı:** Ortodontik hareketlerin ve damak genişletmesi tedavisinin, dişlerin PKA'larında meydana getirdiği değişimler LDF ile başarıyla incelenebildiği bildirilmiştir (182-188).
- ◆ **Cerrahi hastalarında LDF kullanılması:** LDF'nin, cerrahi hastalarında diş, diş eti ve çene kemiğinin kanlanması tespitinde, mandibular sinir rezeksiyonu, osteomiyelit ve özellikle Le Fort I osteotomi hastalarının değerlendirilmesi ve takibinde başarıyla kullanılabileceği bildirilmiştir (189-195).
- ◆ **Protez hastalarında LDF kullanılması:** LDF, protez hastalarının, diş eti sağlığının takibinde (196,197) ve retraksiyon materyallerinin dişeti kenarının

kanlanmasında oluşturduğu etkilerin incelenmesinde (198) başarıyla kullanılmıştır.

- ◆ **LDF'nin travma olgularının değlendirilmesinde kullanımı:** Travma geçirmiş dişlerin değlendirilmesinde ve takibinde geleneksel vitalite testlerinin güvenilir sonuçlar vermediği bilinmektedir. Bu konuda erişilebilir kaynaklardan elde edilebilen çalışmalar değlendirildiğinde, LDF'nin bu olguların değlendirilmesinde ve uzun dönem takibinde etkili bir şekilde kullanılabileceği bildirilmiştir (143, 199-210).

3. MATERYAL ve METOD

Çalışma 3 bölümde gerçekleştirilmiştir:

I. Bölüm: PO ve LDF'nin güvenilirliği,

II. Bölüm: PO ve LDF'nin genç daimi dişlerde etkinliği,

III. Bölüm: PO ve LDF'nin süt dişlerinde etkinliği.

Çalışmanın tüm aşamaları, S. Demirel Üniversitesi, Tıp Fakültesi, Etik Kurulunun, çalışmayı ve sunulan çalışma planını onaylamasını (09.03.2006-02/17) ve çalışmaya dahil edilen bireylerin ve ebeveynlerin detaylı olarak bilgilendirilerek, “aydınlatılmış hasta onam formlarını” doldurmalarını takiben gerçekleştirilmiştir.

3.1 Hasta Seçimi

Çalışma ve kontrol grupları, S.D.Ü. Diş Hekimliği Fakültesi, Pedodonti A.D. kliniğine çeşitli nedenlerle başvuran ve/veya klinik arşivinde kayıtlı olan hastalar arasından seçilerek oluşturulmuştur. Seçilen tüm çocukların;

- ◆ Sağlıklı,
- ◆ Son 3 ay içerisinde herhangi bir ilaç kullanmamış,
- ◆ Sigara kullanmıyor,
- ◆ Normal bir kapanış ilişkisine sahip olmalarına dikkat edilmiştir.

Belirlenen kriterlere uygun çocuklardaki PKA değerlendirmesi yapılacak dişlerde ise;

- Florozis ve benzeri herhangi bir renklenme,
- Dişlerde, PKA değerlendirmesini olumsuz etkileyebilecek, dişin servikal bölgesini içine alan genişlikte restorasyonların,
- Sağlıklı dişlerde, PKA ölçümünü olumsuz etkileyebilecek geçirilmiş travma hikayesinin bulunmamasına dikkat edilmiştir.

Ayrıca, birinci bölüm için belirlenen, kök-kanal tedavisi yapılmış dişlerin bulunduğu kontrol grubu ise, tedavileri en az bir yıl önce tamamlanmış, klinik ve radyografik olarak PKA ölçümünü olumsuz etkileyebilecek herhangi bir patolojik durumu bulunmadığı belirlenen dişlerden oluşturulmuştur.

Çalışma sırasında, herhangi bir nedenle, yukarıdaki kriterlere uymadığı belirlenen veya yeterli işbirliği sağlanamayan çocuklar, çalışmanın güvenilirliği ve standardizasyonu açısından çalışmadan çıkartılmıştır. Bu çalışmada, güvenilir ve belirlenen standartlarda ölçüm yapılabilen çocuklar yer almıştır.

3.2 PKA Ölçümü Sırasında Dikkat Edilen Hususlar

Ölçümler; iyi havalandırılmış ve ısısı kontrol altında tutulmuş bir ortamda, konumu sabit bir fotöy üzerinde ve fotöy en dik pozisyonda iken gerçekleştirilmiştir. Ölçümlerden önce sıcak veya soğuk bir şey yememeleri ve içmemeleri istenen bireylere, yapılacak olan işlem anlatılmış ve 15 dakika kadar fotöyde istirahat etmeleri sağlanmıştır. Bu aşamayı takiben ölçümler gerçekleştirilmiştir.

3.3 PO ve LDF ile Gerçekleştirilen Ön Çalışmalar

Çalışma öncesinde, standardizasyonun, güvenilirliğin sağlanması ve oluşabilecek problemlerin belirlenmesi amacıyla, yukarıda belirtilen kriterlere sahip gönüllü genç bireyler ve çocuklardan oluşturulan en az 10 kişilik çalışma ve kontrol gruplarında, PKA ölçümüne yönelik, LDF ve PO ile ön çalışmalar gerçekleştirilmiştir. Bu ön çalışmalar sırasında, her iki cihaza ait aksaklıklar ve problemler ayrı ayrı belirlenerek, çalışmaya başlamadan önce çözümlenmesine çalışılmıştır.

3.3.1. LDF ile Gerçekleştirilen Ön Çalışmalar ve Belirlenen Problemler

3.3.1.1 Hastanın veya probun hareket etmesine bağlı oluşan hatalı sonuçlar

Ön çalışmalar sırasında, LDF'den elde edilen PKA değerinin hastanın ve/veya probun en ufak hareketinden etkilenmesi sonucu hatalı sonuçlar alındığı görülmüştür. Bu nedenle, probun, PKA ölçümü sırasında sabit kalması ve hastanın en ufak hareketinden etkilenmemesine yönelik araştırmalar gerçekleştirilmiştir. Probu, diş yüzeyinde sabit kalmasını sağlamak amacıyla;

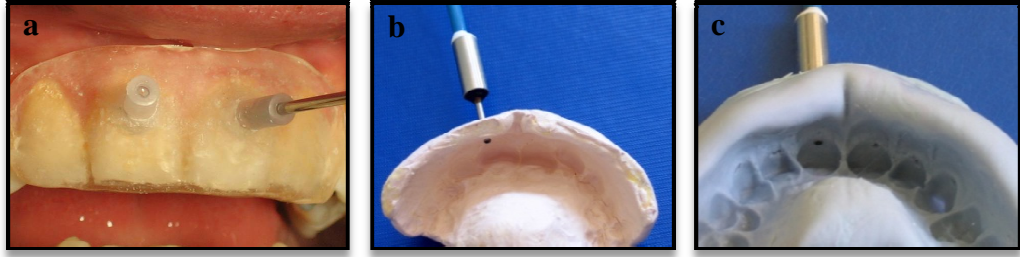
- Periodontal pat (Vocopac[®], VOCO, GERMANY),
- Silikon esaslı ölçü maddesi (GUMAK[®], Pierre Rolland, FRANCE) ve
- Akril (Orthocryl[®] EQ, Dentaurem, GERMANY) kullanılarak hazırlanan prob tutuculardan yararlanılmıştır.

Çalışma kriterlerine uygun, gönüllü genç bireyler ve çocuklar belirlenmiş ve bu materyallerle bireysel prob tutucular hazırlanarak klinik olarak etkinlikleri incelenmiştir.

Ön çalışmalar sonucunda, PKA ölçümleri sırasında silikon esaslı ölçü maddesi ve akril ile hazırlanan prob tutucular başarılı bulunmuştur (Şekil 12 a, b, c). Ancak;

- ◆ Akril ile hazırlanan prob tutucularda, çok daha fazla sayıda işleme gerek duyulması,
- ◆ Yapılan işlem sayısı arttığından, çocuğun fotöyde geçirdiği sürenin uzaması,
- ◆ Fotöyde geçirilen süre uzadığı için sıkılan çocuğun, çalışma için yeterli işbirliği göstermemesi,
- ◆ Hekimin iş yükünün daha fazla olması,
- ◆ Akrilden hazırlanan prob tutucuların, lazer ışınını çevre dokulara (özellikle diş eti) daha fazla yansıtması,

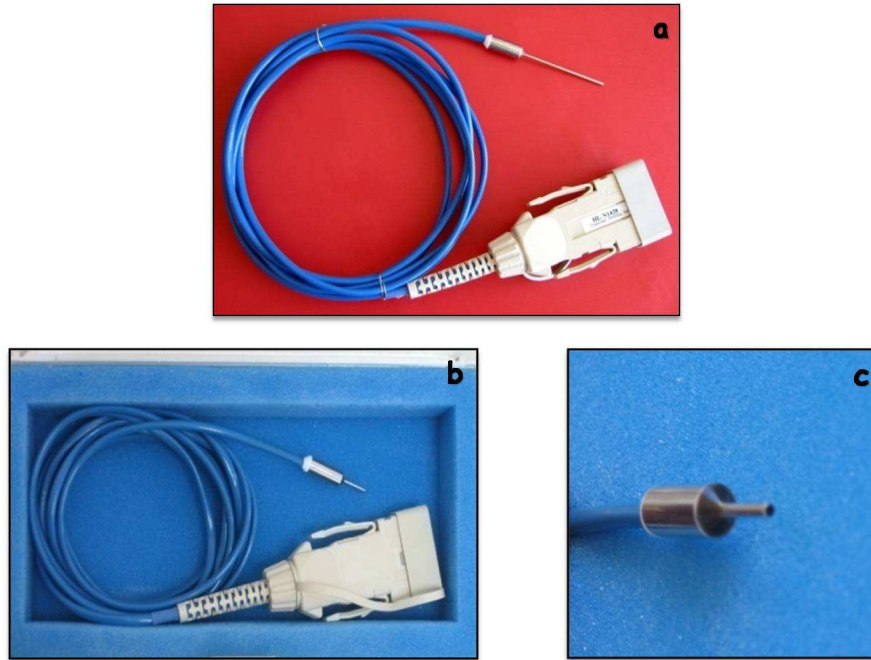
gibi nedenlerden dolayı, çalışmamız sırasında silikon esaslı ölçü maddesi ile hazırlanan prob tutucuların kullanılmasına karar verilmiştir.



Şekil 12 a, b, c: (a) Akril, (b) periodontal pat ve (c) silikon esaslı ölçü maddesi ile hazırlanan prob tutucular

3.3.1.2 Üretici Firma Tarafından Sağlanan Standart LDF Probandan Kaynaklanan Problemler

Ön çalışmalar sırasında kullanılan ve üretici firma tarafından mevcut problemler arasından sağlanan standart LDF probunun (HL-N1420, Transonic systems Inc. Ithaca, NY, USA) boyunun, dişlerde gerçekleştirilecek PKA ölçümleri için uygun olmadığı görülmüştür. Bu nedenle üretici firma ile görüşülerek, bu konuda yapılmış çalışmalarca (160,162,168,170) belirlenmiş teknik özelliklere sahip, (iki fiber bulunduran ve fiberler arası mesafesi 0.5 mm olan, 10 mm uzunluğunda) özel yapım bir LDF probunun hazırlanması sağlanmıştır (Şekil 13 a, b, c).



Şekil 13 a, b,c: (a) Üretici firma tarafından sağlanan standart prob ve (b,c) çalışmamızda kullandığımız özel yapım diş probu

3.3.1.3 Hazırlanan Prob Tutucuların Dişler Üzerinde Oluşturduğu Basınç

LDF ile yapılan ön çalışmalar sırasında, silikon esaslı ölçü maddesi ile hazırlanan bireysel prob tutucuları, hastanın ısırarak veya hekimin eli ile sabit tutmasının, LDF ile ölçülen PKA değerlerini değiştirebildiği görülmüştür ($p=0.037$). Bu nedenle, gerçekleştirilen ön çalışmaları takiben, aşağıda aşamaları belirtilmiş olan yöntemin, çalışmamızda kullanılmasına karar verilmiştir.

- Silikon esaslı ölçü maddesi ile hastanın, PKA ölçümü yapılacak olan dişlerinin bulunduğu çenesinden, flor kaşıkları kullanılarak (ölçünün çıkartılması sırasında deforme olmaması için) ölçü alınmıştır.
- Ölçü alınmasını takiben, PKA ölçümü yapılacak olan dişlerin bulunduğu kısmın vestibül yüzünün kalınlığı, probun sabitliğini daha iyi sağlaması için, (probu boyu olan 10 mm'yi geçmeyecek şekilde) arttırılmıştır.
- Hastanın PKA ölçümü yapılacak dişlerin kuron kısmının vestibül orta bölgesinde, dişeti kenarının 3mm kuraline, bir boya kalemi ile işaret konulmuş ve bu işaretin alınan ölçü üzerine geçmesi sağlanmıştır. Bu işlemi takiben silikon esaslı ölçü maddesi ile alınan ölçünün üzerinde, dişin yüzeyine dik olacak şekilde ve probun ucunu sıkıca kavrayacak büyüklükte (70 numaralı kanal eğesi yardımı ile) delikler hazırlanmıştır.
- PKA ölçümü yapılacak dişlerde ve bölgede basınç oluşturabilecek herhangi bir kuvvet gelmemesini sağlamak amacıyla, ölçünün ilgili dişlerin bulunduğu bölge dışındaki kısımları, silikon esaslı ölçü maddesi ile kalınlaştırılmış ve çeneler arası uyum sağlanmıştır. Böylece hastanın prob tutucuyu ısırarak sabit tutması sırasında PKA ölçümü yapılacak bölgede ve dişlerde herhangi bir basıncın oluşması engellenmiştir.

3.3.1.4 LDF ile PKA Ölçümü Yapılan Dişlerin Normal PKA değerlerinin bilinmemesi

Halen, sağlıklı bir dişin PKA'sının normal değerlerinin ne olması gerektiği bilinmemektedir. Normal değerlerin belirlenememiş olması, çok büyük bir sorundur. Bu bakımdan, elde ettiğimiz değerlerin kıyaslamasını yapabilmek amacıyla, kullanmakta olduğumuz LDF cihazı, prob ve ölçüm yöntemi ile ön çalışmalar gerçekleştirilerek, sağlıklı üst çene orta keser, yan keser ve alt çene I. ve II. süt azı dişlerin normal PKA değerleri ölçülmüştür (Çizelge 2).

Çizelge 2: LDF ile ölçülen üst çene orta - yan keser ve alt çene I. - II. süt azı dişlerin normal değerleri (211,212)

<i>LDF (PU)</i>	<i>Minimum</i>	<i>Maksimum</i>	<i>Ortalama</i>	<i>Standart Sapma</i>
<i>Üst Çene Orta keser</i>	5.11	21.68	10.135	3.725
<i>Üst Çene Yan keser</i>	6.23	21.20	11.614	3.474
<i>Alt Çene I. Süt Azı</i>	7.38	17.77	11.871	2.454
<i>Alt Çene II. Süt azı</i>	6.97	18.11	12.105	2.796

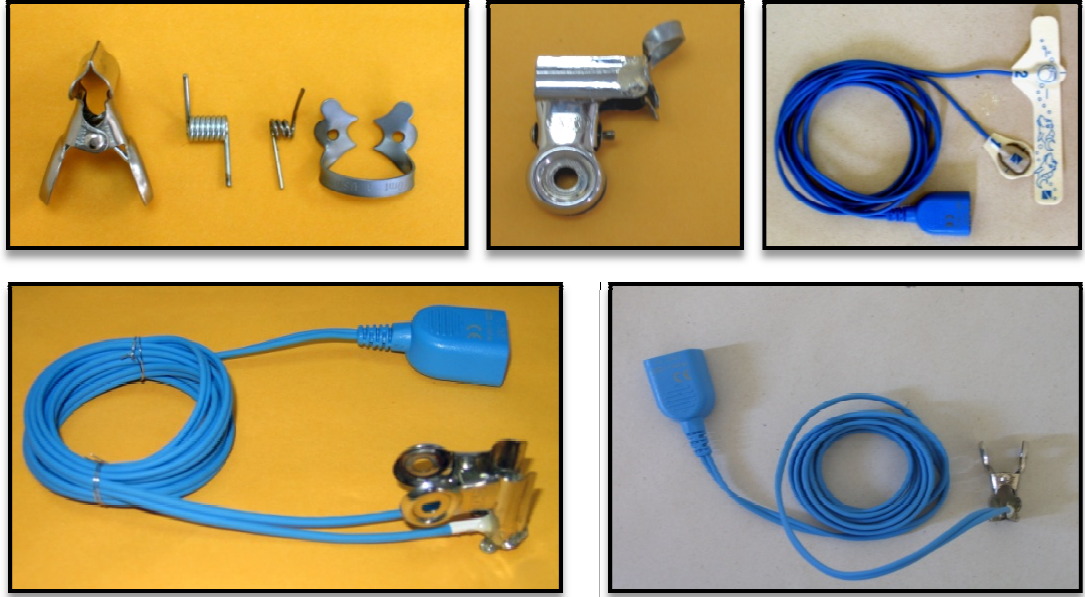
3.3.2 PO ile Gerçekleştirilen Ön Çalışmalar ve Belirlenen Problemler

3.3.2.1 PKA'yı Ölçmeye Yönelik PO Probonun Bulunmaması

Tıbbi uygulamalar sırasında, ölçüm yapılacak olan dokunun anatomisine, fizyolojisine ve hastaya göre farklılık gösteren çok sayıda prob tipi bulunmasına karşın, pulpanın SaO₂'nu ölçmeye yönelik, dişlerin anatomik ve yapısal özelliklerine uygun bir prob bulunmamaktadır. Tıbbi uygulamalar için üretilmiş PO problemlerinin mevcut haliyle dişten ölçüm yapabilmesi mümkün değildir.

Çalışmamızda, Gopikrishna ve ark. (103-105) tarafından kullanılan prob ve prob tutucu modifiye edilerek, çocukların ve genç bireylerin, keser ve azı dişlerinde kullanıma uygun, daha pratik bir prob ve prob tutucu geliştirilmiştir. Bu amaçla,

metal mandal, rubber-dam (lastik örtü) klempleri ve modifiye edilen “Y” şeklindeki bir infant probundan faydalanılmış, keser ve süt azı dişlerde kullanılmak üzere birkaç farklı tipte hazırlanmıştır (Şekil 14). Metal mandalın yayı, diş ve dişetinde herhangi bir zarar oluşturma ihtimalini ortadan kaldırmak için ortodontik telden hazırladığımız yay ile değiştirilmiştir.



Şekil 14: PO probunun ve prob tutucunun hazırlanması. Metal mandal, rubber-dam (lastik örtü) klempleri ve modifiye edilmiş bir infant probundan faydalanılmıştır.

3.3.2.2 PO ile PKA ölçümü yapılan dişlerin normal SaO₂ değerlerinin bilinmemesi

LDF’de olduğu gibi PO’da da, sağlıklı bir dişin pulpasının normal SaO₂ değeri bilinmemektedir. Kıyaslama yapabilmek için, ön çalışmalarla, üst çene orta ve yan keser, alt çene I. ve II. süt azı dişlerin normal SaO₂ değerleri belirlenmeye çalışılmıştır (Çizelge 3).

Çizelge 3: PO ile ölçülen üst çene orta - yan keser ve alt çene I. - II. süt azı dişlerin normal değerleri (211,212)

<i>PO (% SaO₂)</i>	<i>Minimum</i>	<i>Maksimum</i>	<i>Ortalama</i>	<i>Standart Sapma</i>
<i>Üst Çene Orta keser</i>	75	93	84.479	4.211
<i>Üst Çene Yan keser</i>	77	92	85.393	4.282
<i>Alt Çene I. Süt Azı</i>	75	91	84.709	4.443
<i>Alt Çene II. Süt azı</i>	75	92	83.582	5.094

3.3.3 PO ve LDF Ölçüm Yöntemlerinin Tekrarlanabilirlik Düzeyi

Belirlenen problemlerin çözümüne yönelik ön çalışmaları takiben, çalışmamız sırasında kullanmaya karar verdiğimiz, PO ve LDF ile gerçekleştirilecek olan, PKA ölçüm yöntemlerinin tekrarlanabilirlik düzeyi araştırılmıştır. Bu amaçla yapılan pilot çalışmada, tamamen sağlıklı üst çene keser dişlere sahip 12-18 yaş arası ($13,6 \pm 1.2$ yıl) 10 çocuğun (5 kız, 5 erkek), üst çene orta keser (17 diş) ve yan keser dişlerinin (17 diş) vitalitesi, PO ve LDF cihazları kullanılarak, çalışma için belirlenen metot ile, sabah ve öğleden sonra olmak üzere, aynı kişi tarafından, iki kez değerlendirilmiştir. Her iki PKA ölçümü sırasında, tüm aşamalar tekrarlanmıştır. Yapılan bu ön çalışma sonucunda, ölçüm yapan araştırmacının, aynı ölçümü tekrarlayabilme oranı PO için $Kappa=0.78$ olurken, LDF için $Kappa=0.82$ olarak bulunmuştur. Ayrıca, PO ve LDF den, sabah ve öğleden sonra elde edilen her iki PKA ölçüm sonuçları arasında anlamlı bir farklılığın olmadığı görülmüştür (PO; $p=0.488$, LDF; $p=0.422$) (Çizelge 4).

Çizelge 4: PO ve LDF'den elde edilen PKA değerlerinin tekrarlanabilirliği

	<i>Minimum</i>	<i>Maksimum</i>	<i>Ortalama</i>	<i>S. Sapma</i>
<i>LDF-1 (PU)*</i>	7	18	10.20	2.93
<i>LDF-2 (PU)*</i>	7	18	10.14	2.87
<i>PO-1 (% SaO₂)</i>	78	88	82.47	3.04
<i>PO-2 (% SaO₂)</i>	78	88	82.41	3.01

*Elde edilen LDF değerlerinin ondalık kısmı, istatistiksel analiz yapılabilmesi için tam sayıya dönüştürülmüştür.

3.4 LDF Cihazının Teknik Özellikleri

LDF ölçümleri sırasında, band genişliği 24 Hz ve 24 KHz ve prob ucu çıkış gücü <math>< 2 \text{ mW}</math> olan, 780 nm dalga boyunda lazer ışımına sahip bir LDF cihazı (BLF21A, Transonic Systems Inc. Ithaca, NY, USA) kullanılmıştır (Şekil 15). Prob olarak ise, 2 fiber bulunduran ve fiberler arası mesafesi 0.5 mm olan, 10 mm uzunluğunda özel yapım bir prob kullanılarak gerçekleştirilmiştir (Şekil 13 b,c).

Yapılan ölçümlerin kaydedilmesinde ve analizinde, cihaza ait bir yazılım olan “Windaq ver. 2.36, DATAQ Instruments” kullanılmıştır.



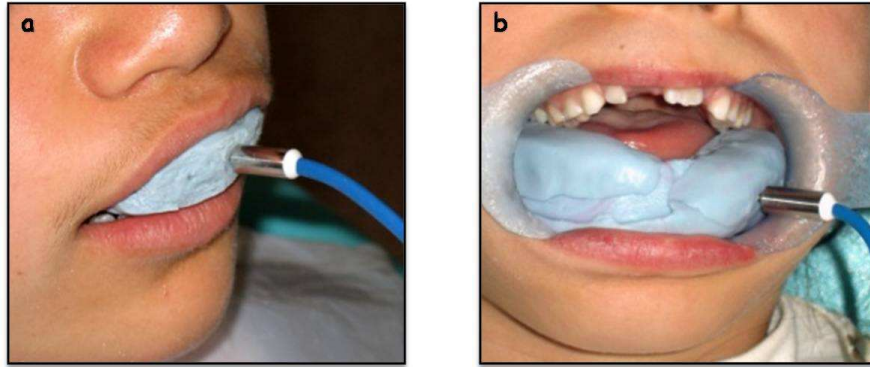
Şekil 15: Çalışmamızda kullanılan LDF cihazı

3.5 LDF Cihazı ile PKA Ölçüm Yöntemi

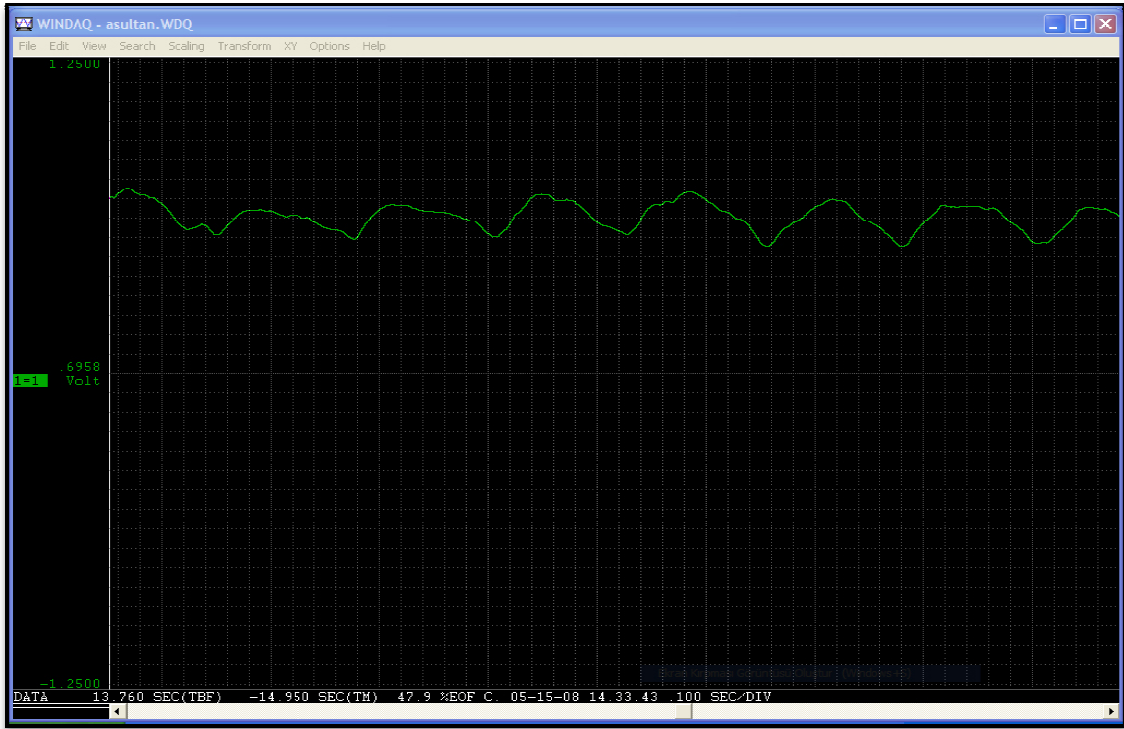
Yapılan ön çalışmalarla belirlenen metotla, silikon esaslı bir ölçü maddesi ile her hastadan ölçü alınmış ve bireysel prob tutucular hazırlanmıştır. LDF probunun, hazırlanan prob tutucu ile sabitlenmesini takiben, prob tutucu tekrar hasta ağzına yerleştirilmiştir (Şekil 16 a,b). Yapılan PKA ölçümlerine ait veriler, cihazın ön panelindeki göstergenin yanı sıra, cihaza ait yazılım aracılığı ile (Windaq ver. 2.36, DATAQ Instruments), LDF cihazına bağlı bir bilgisayar ekranında, anında

görüntülenmiş ve kalp atımlarına benzer, düzenli bir görüntü elde edildiği anda 45 saniyelik kayıtlar alınmıştır (Şekil 17).

Elde edilen kayıtlar yine aynı yazılım aracılığı ile (Windaq ver.2.36, DATAQ Instruments) incelenmiş ve en ideal ölçümün elde edildiği, 20 saniyelik bölüm değerlendirilmeye alınmıştır. Volt cinsinden elde edilen veriler üzerinden perfüzyon (PU) değeri ($10\text{mV}=1\text{PU}$) hesaplanmıştır.



Şekil 16 a, b: (a) Üst çene keser ve (b) alt çene süt azı dişlerinden LDF ile PKA ölçülmesi



Şekil 17: LDF ile dişten kaydedilen, kalp atımıyla senkronize kayıt örneği

3.6 PO Cihazının Teknik Özellikleri

PO ölçümleri, SaO₂ ölçme özelliği bulunan, atım sinyalinin ve atım grafiğini gösterebilen, nabız değerini ölçebilen ve hekimi bilgilendirici, yönlendirici uyarı mesajları ve sinyalleri verebilen bir hasta başı monitörü (Life Scope I, Multiparameter Bedside Monitor, Model BSM-2301K, Nihon Kohden Corp., Tokyo-JAPAN) kullanılarak gerçekleştirilmiştir (Şekil 18).



Şekil 18: Çalışmamızda kullanılan PO cihazı

3.7 PO Cihazı ile PKA Ölçüm Yöntemi

Ölçümler, dişin servikal 1/3 bölgesinden gerçekleştirilmiştir. Probonun ölçüm yapılacak olan dişin servikal 1/3 bölgesine gelecek şekilde yerleştirilmesini takiben, cihazın ekranında izlenebilmekte olan atım sinyali, atım grafiği ve oksijen saturasyon değeri sabit hale geldiği anda, ekrandaki SaO₂ değeri kayıtlara geçirilmiştir. Bir dakikalık süre sonunda, herhangi bir ölçüm değeri elde edilemediğinde ve/veya cihazın ekranında ölçüm yapılamadığına dair bir uyarı alındığında, o dişin pulpa vitalite değeri negatif olarak kaydedilmiştir (Şekil 19).



Şekil 19: üst çene keser ve alt çene süt azı dişlerden PO ile PKA ölçümleri yapılması

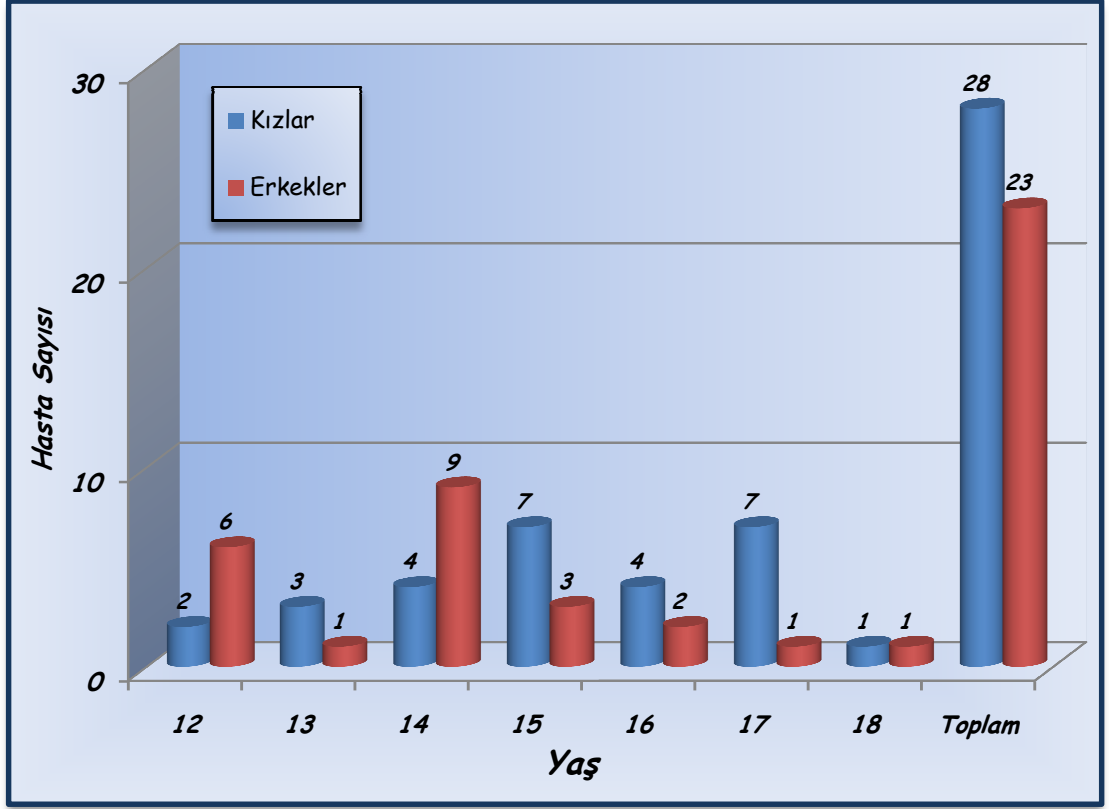
3.8 Çalışmada Geçekleştirilen Diğer Ölçümler

PO ve LDF ile PKA ölçümleri yapılan çocuklarda, aynı zamanda aşağıdaki ölçümler de gerçekleştirilmiş ve PKA'ya olan etkileri incelenmiştir.

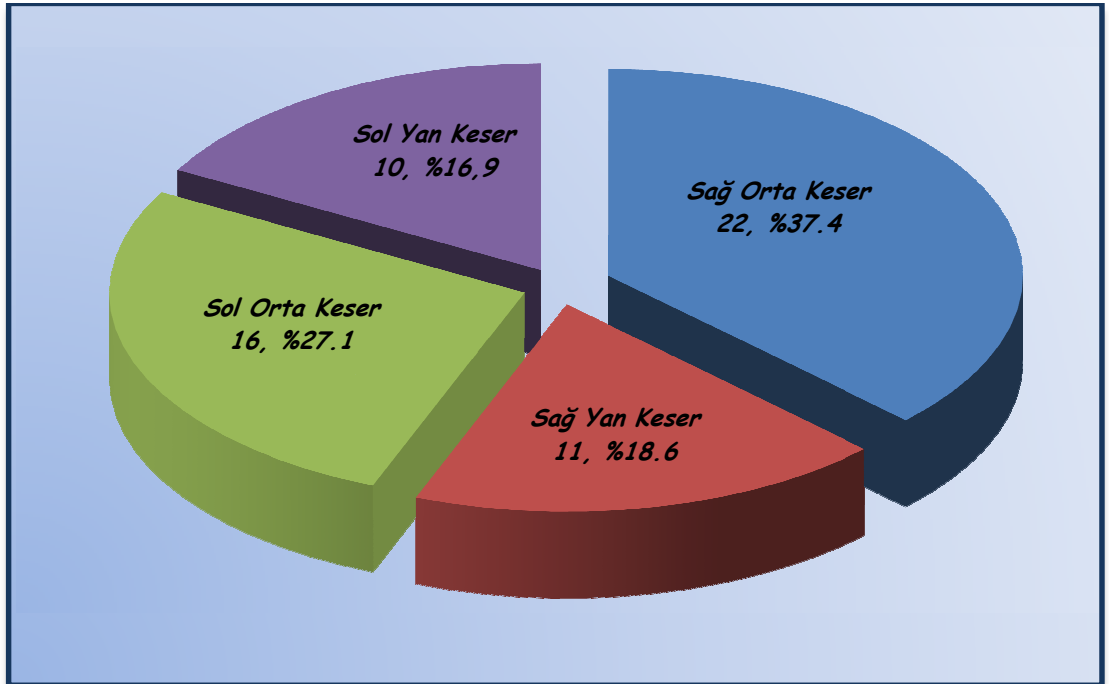
- EPT (Pulptester, Model PT-20, Parkell Farningdale, NY 11735, USA) ile dişlerin vitalite ölçümleri gerçekleştirilmiş, hastaların verdikleri cevaplar (pozitif ve negatif olarak) kaydedilmiştir.
- Aynı PO cihazı ile (BSM-2301K, Nihon Kohden Corp., Tokyo, JAPAN), standart parmak probu kullanılarak, hastanın sağ başparmağından, sistemik oksijen saturasyon seviyesi ve nabız değeri ölçülmüştür. Tırnağında oje ve cila benzeri boya maddeleri bulunan hastaların tırnaklarındaki boya maddeleri, yapılan ölçümü etkilememesi için, silinerek uzaklaştırılmıştır.
- Ayrıca, çalışmaya dahil edilen çocukların kan basınçları, (Gamma G5-Sphygmomanometer-HEINE/GERMANY, Reister-Stethoskop, GERMANY) ölçülmüştür.

3.9 Birinci Bölüm: PO ve LDF'nin Güvenilirliği

Yaşları 12–18 (14.6±1.73 yıl) arası değişen, çalışma kriterlerine uygun, 28 kız–23 erkek, toplam 51 hasta çalışmaya dâhil edilmiştir (Şekil 20). Bu hastalardaki kök-kanal tedavisi yapılmış 59 adet üst çene keser dişten (38 Orta keser-21 Yan keser) çalışma grubu, sağlıklı olan simetrik dişlerden ise kontrol grubu oluşturulmuş ve toplam 118 adet üst çene keser dişten (76 Orta keser–42 Yan keser) PKA ölçümü yapılmıştır (Şekil 21). Çalışma grubuna dâhil edilen dişlerin kök-kanal tedavilerinin tamamlanmasının üzerinden en az bir yıl geçmiş olmasına, klinik ve radyografik inceleme sonucunda, dişlerde herhangi bir patolojik durumun bulunmamasına dikkat edilmiştir. Ayrıca, kontrol grubu olarak PKA değerlendirmesi yapılacak sağlıklı simetrik dişlerin tümü, klinik ve radyografik olarak değerlendirilmiş ve herhangi bir patoloji bulunmadığından emin olunmuştur.



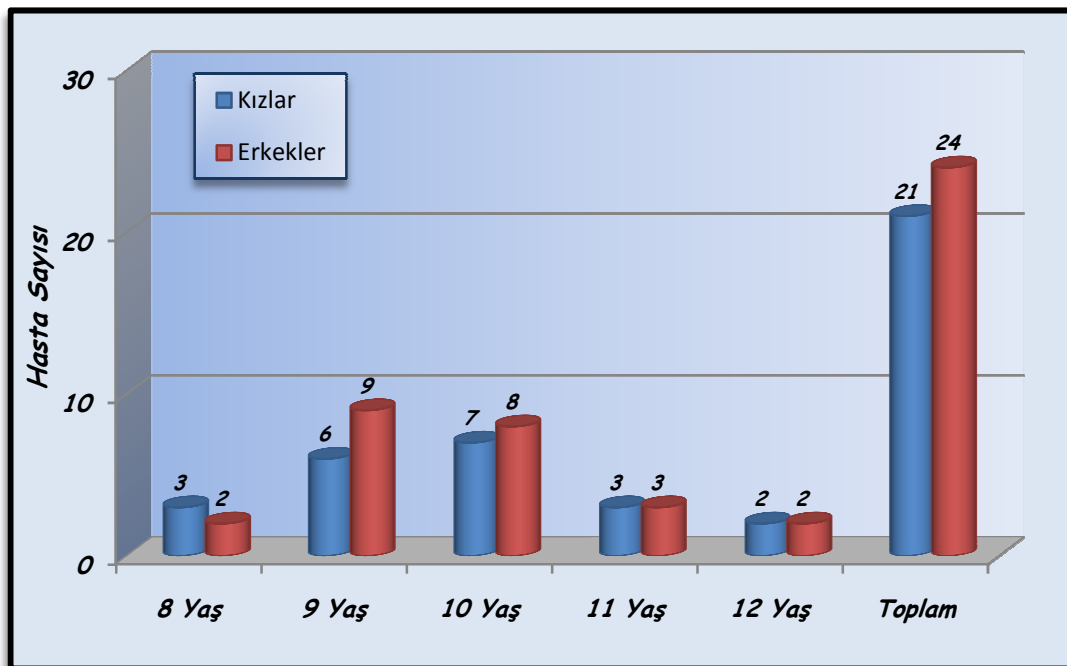
Şekil 20: Hastaların, cinsiyet ve yaşlarına göre dağılımı (Bölüm I)



Şekil 21: PKA ölçümü yapılan kök-kanal tedavili dişlerin dağılımı (Bölüm I)

3.10 İkinci Bölüm; PO ve LDF'nin Genç Daimi Dişlerde Etkinliği

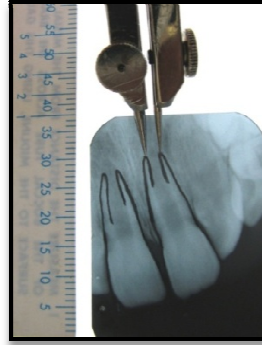
Çalışma kriterlerine uygun çocuklar arasından, tamamen sürmüş fakat farklı kök gelişim seviyelerine sahip (Nolla Sınıflaması, 9. ve 10. grup dişler) üst çene keser dişleri bulunan, 8-12 yaş arası (9.75 ± 1.11 yıl) (Şekil 18), 24 kız-21 erkek, toplam 45 hasta belirlenmiştir (Şekil 22). Bu hastalardaki 45 çift orta keser, 24 çift yan keser, toplam 138 dişin kök gelişimi, alınan periapikal radyografilerle değerlendirilmiştir. Radyografi alımı sırasında, hastanın, orta oksal düzleminin tabana dik ve üst çene okluzal düzleminin tabana paralel olmasına dikkat edilmiştir. Paralel teknik ile alınan radyografiler sırasında standardizasyonu sağlamak için film tutucular kullanılmıştır (Şekil 23). Alınan periapikal radyografiler, ışıklı negatoskop üzerinde aynı hekim tarafından değerlendirilmiş, kök gelişim seviyeleri belirlenmiş ve kök ucu açıklığı şeffaf kâğıt üzerine çizilerek, bir pergel ve cetvel yardım ile milimetre cinsinden ölçülerek kaydedilmiştir (Şekil 24). Bu işlem öncesinde hekimin aynı ölçümü tekrarlayabilme düzeyi ($Kappa=0.89$) araştırılmıştır. Ölçülen kök ucu açıklığının hastaların yaşlarına göre dağılımı çizelge 5'te özetlenmiştir. Bu bilgiler ışığında PO, LDF ve EPT ile gerçekleştirilen ölçümlerden elde edilen sonuçlar değerlendirilmiştir.



Şekil 22: Hastaların, cinsiyet ve yaşlarına göre dağılımı (Bölüm II)



Şekil 23: Paralel teknik ile alınan radyografiler sırasında standardizasyonu sağlamak için film tutucuların kullanılması



Şekil 24: Kök ucu açıklığının şeffaf kâğıt üzerine çizilmesi ve bir pergel ve cetvel yardım ile ölçülmesi (mm).

Çizelge 5: Ölçülen kök ucu açıklığının (mm) yaşa göre dağılımı

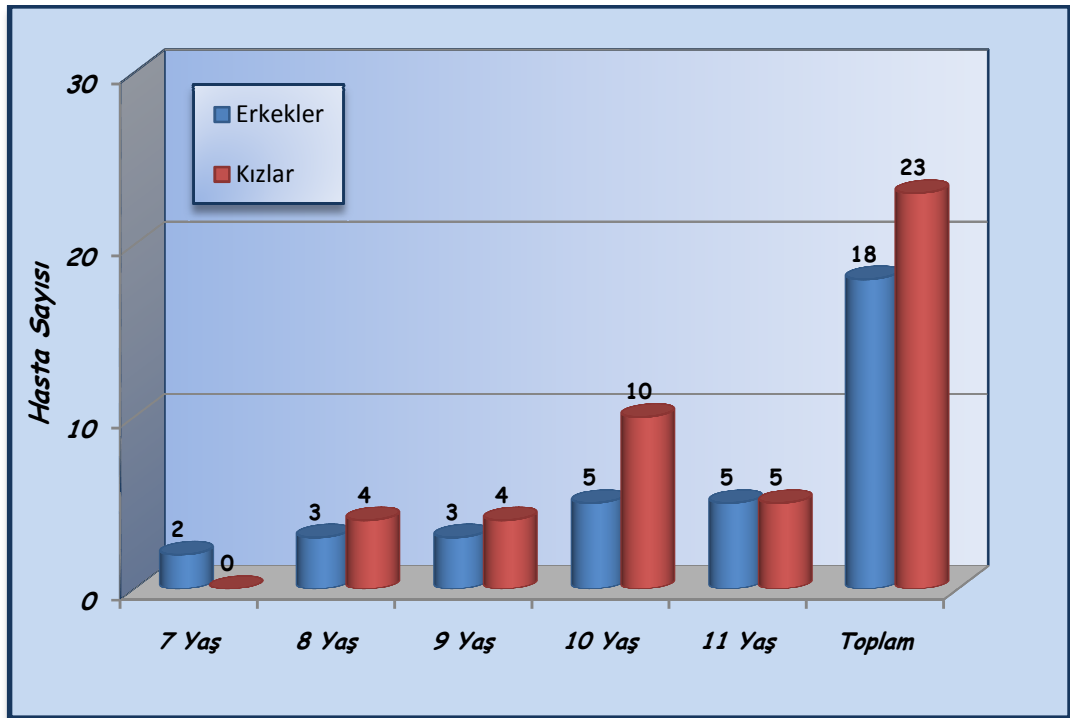
		<i>Yaş (n: 138 diş)</i>					<i>Toplam</i>
		<i>8 Yaş</i>	<i>9 Yaş</i>	<i>10 Yaş</i>	<i>11 Yaş</i>	<i>12 Yaş</i>	
<i>Kök ucu açıklığı (mm)</i>	<i>Kök ucu kapalı</i>	0	0	6	12	16	34
	<i>1 mm</i>	0	0	14	6	0	20
	<i>1.5 mm</i>	0	2	10	4	0	16
	<i>2 mm</i>	0	10	8	0	0	18
	<i>2.5 mm</i>	0	8	6	0	0	14
	<i>3 mm</i>	0	12	2	0	0	14
	<i>3.5 mm</i>	4	2	2	0	0	8
	<i>4 mm</i>	2	4	0	0	0	6
	<i>4.5 mm</i>	4	4	0	0	0	8
<i>Toplam</i>		10	42	48	22	16	138

3.11 Üçüncü Bölüm; PO ve LDF'nin Süt Dişlerinde Etkinliği

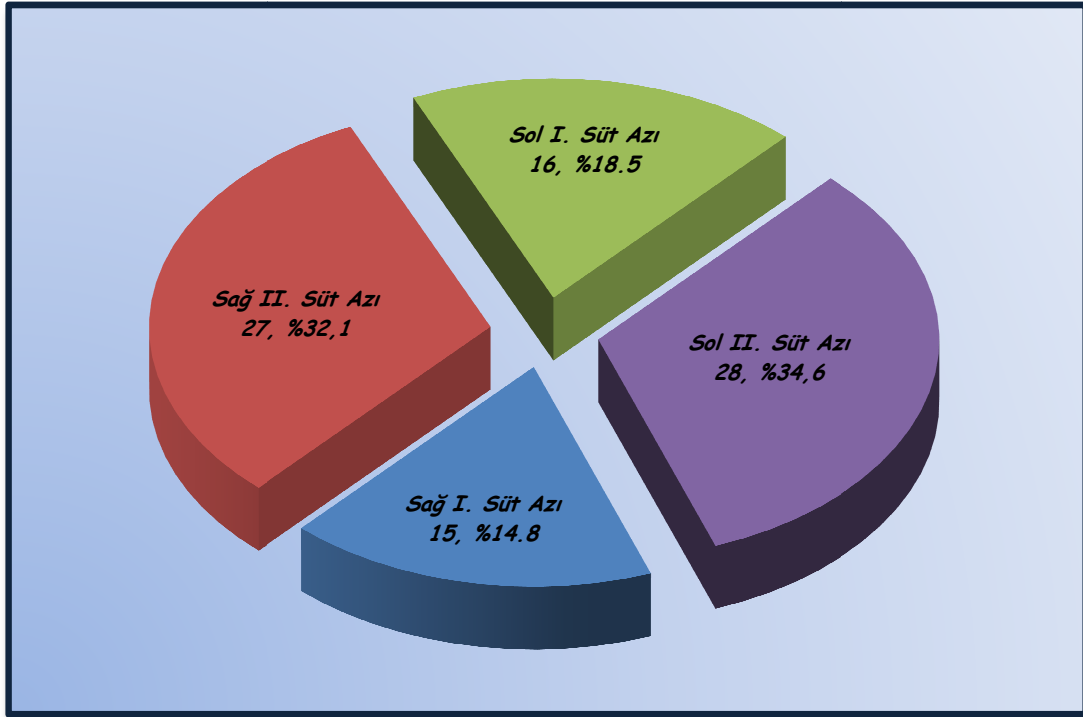
Çalışma kriterlerine uyan, yaşları 7–11 arası değişen (9.6 ± 1.2 yıl), 23 kız–18 erkek, toplam 41 hastada belirlenen (Şekil 25), klinik olarak sağlıklı (31 süt I. azı, 55 süt II. Azı) toplam 86 adet, alt çene süt azı dişi çalışmaya dâhil edilmiştir (Şekil 26). Gerçekleştirilen radyografik inceleme sonucunda sağlıklı olduğu doğrulanan dişler, Kramer ve Ireland (213) tarafından belirlenen kriterler göz önünde bulundurularak, kök rezorbsiyon derecelerine göre 3 grupta toplanmıştır (Şekil 27) (Çizelge 6).

- **Grup A;** Fizyolojik kök rezorbsiyonu başlamamış/yeni başlamış (30 diş),
- **Grup B;** Fizyolojik kök rezorbsiyonu kök boyunun orta bölgesine ulaşmamış (27 diş)
- **Grup C;** Fizyolojik kök rezorbsiyonu kök boyunun orta bölgesini geçmiş (29 diş)

Her bir diştten LDF, PO ve EPT ölçümleri gerçekleştirilmiş, elde edilen veriler kaydedilerek değerlendirilmiştir.



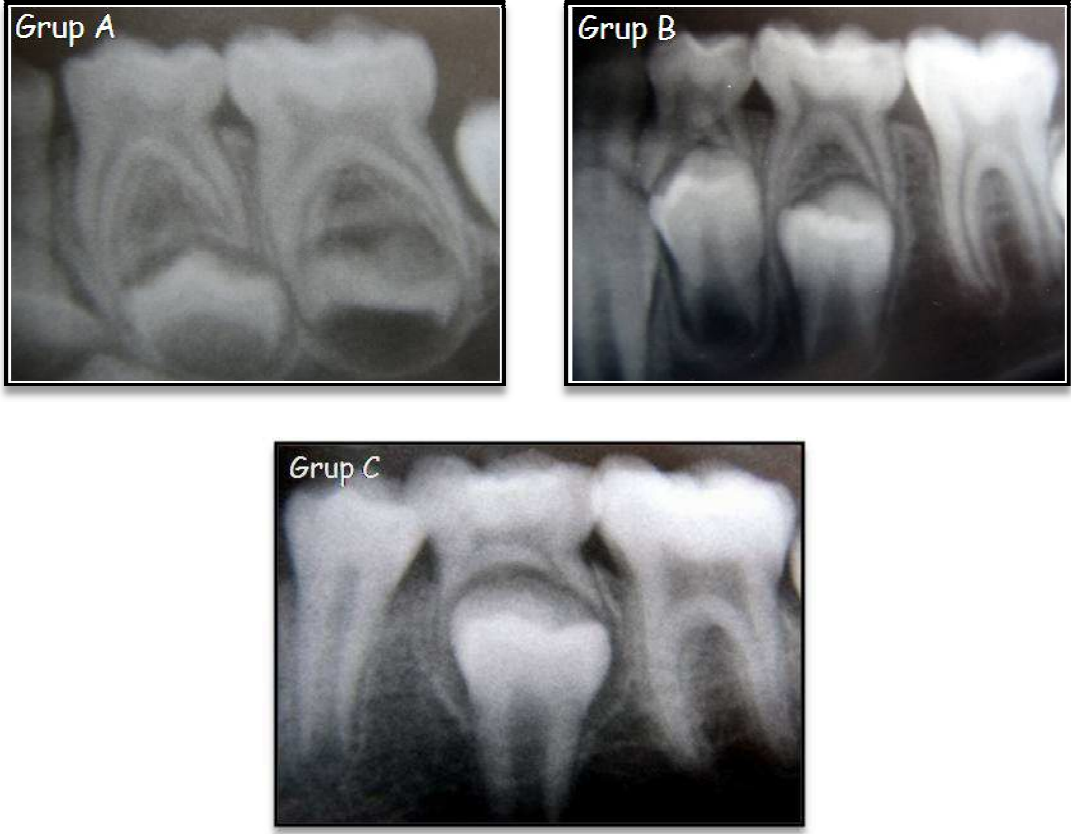
Şekil 25: Hastaların, cinsiyet ve yaşlarına göre dağılımı (Bölüm III)



Şekil 26: PKA ölçümü yapılan süt azı dişlerinin dağılımı (Bölüm III)

Çizelge 6: Süt azı dişlerin, kök rezorbsiyon derecesine ve hastanın yaşına göre dağılımı

		Yaş (n= 86 diş)					Toplam
		7 Yaş	8 Yaş	9 Yaş	10 Yaş	11 Yaş	
Fizyolojik Kök Rzb. Grupları	Grup A	6	16	8	0	0	30
	Grup B	0	2	7	18	0	27
	Grup C	0	0	0	9	20	29
Toplam		6	18	15	27	20	86



Şekil 27: Süt azı dişlerin fizyolojik kök rezorbsiyonuna göre gruplandırılması

3.12 Kullanılan İstatistiksel Analiz Yöntemleri

Elde edilen verilerin, ortalama, standart sapma gibi tanımlayıcı istatistikleri ve istatistiksel analizleri (Kappa istatistiği, t testi, tek yönlü Kruskal Wallis varyans analizi, Mann-Whitney U testi, Ki-kare testi, ve Pearson korelasyon analizi) SPSS istatistik programı (Statistical Package for Social Science, (SPSS) version 14.0, SPSS Inc. Chicago, USA) kullanılarak gerçekleştirilmiş ve $p < 0.05$ olan değerler anlamlı kabul edilmiştir.

Ayrıca, çalışmada kullanılan vitalite test yöntemlerinin hassasiyet (sensitivity), seçicilik (specificity) ve pozitif/negatif prediktif değerleri de hesaplanmıştır.

4. BULGULAR

4.1 Birinci Bölüm: PO ve LDF'nin Güvenilirliği

Bir tanı metodunun, doğruluğunun, güvenilirliğinin belirlenebilmesi için, bir patolojiyi ne kadar doğru teşhis edebildiğini ifade eden “duyarlılığının” (Sensitivite), sağlıklı olanları doğru teşhis edebilmesini ifade eden “seçiciliğinin” (Spesifite) ve test pozitif veya negatif iken hastalığın bulunma olasılığını ifade eden “pozitif/negatif prediktif” değerlerinin bilinmesi gerekmektedir.

İdeal bir tanı yönteminin duyarlılığının ve seçiciliğinin 1.0 olması beklenmektedir. Bu bölümde, 7 yanlış negatif ve 5 yanlış pozitif sonuç alınan EPT'nin duyarlılığı 0.915 ve seçiciliği 0.881 olurken, 3 yanlış negatif ve 11 yanlış pozitif cevap alınan PO'nun duyarlılığı 0.813 ve seçiciliği 0.949 olarak hesaplanmıştır (Çizelge 7).

Çizelge 7: EPT ve PO'nun duyarlılık ve seçicilik tablosu

		<i>Kök-kanal Ted. Yapıl.</i>	<i>Sağlıklı</i>	<i>Toplam</i>
<i>EPT</i>	<i>Negatif*</i>	54 diş	7 diş	61 diş
	<i>Pozitif*</i>	5 diş	52 diş	57 diş
	<i>Toplam</i>	59 diş	59 diş	118 diş
<i>PO</i>	<i>Negatif*</i>	48 diş	3 diş	51 diş
	<i>Pozitif*</i>	11 diş	56 diş	67 diş
	<i>Toplam</i>	59 diş	59 diş	118 diş

* Normal duyarlılık/seçicilik tablosunda bulunan pozitif test ve negatif test tanımlamaları, EPT ve PO'nun duyarlılığını/seçiciliğini gösteren bu tabloda, anlam bütünlüğünün sağlanması amacıyla yerleri değiştirilmiştir. “Negatif” tanımı; EPT ve PO'dan alınan negatif sonuçları, “Pozitif” tanımı ise; pozitif sonuçları ifade etmek için kullanılmıştır.

EPT'den alınan negatif sonucun, prediktif değeri 0.885 ve pozitif sonucun prediktif değeri 0.912 olarak bulunurken, PO'dan elde edilen negatif sonucun prediktif değeri 0.941 ve pozitif sonucun prediktif değeri ise 0.835'dir.

Kök-kanal tedavisi yapılmış ($1.09 \pm 0.6PU$) ve sağlıklı simetrik dişlerden ($11.02 \pm 3.4PU$) elde edilen LDF değerleri arasında istatistiksel olarak ileri derecede anlamlı bir farklılık olduğu saptanmıştır ($p=0.0001$). Genel olarak incelendiğinde kök-kanal tedavisi yapılmış ve sağlıklı dişlerden elde edilen LDF oranları arasında yaklaşık olarak 1/10 oranı bulunduğu tespit edilmiş ve LDF'nin, araştırma kapsamındaki dişlerin tümünün canlılığını doğru olarak değerlendirebildiği belirlenmiştir. Elde edilen bu veriler üzerine, LDF metodunun duyarlılığının ve seçiciliğinin her ikisinin de, 1.0 olarak kabul edilmesinin uygun olacağı sonucuna varılmıştır.

Sağlıklı ve kök-kanal tedavisi yapılmış dişlerden elde edilen LDF değerleri arasında da pozitif bir korelasyon ($r=0.59$, $p=0.0001$) belirlenmiştir (Şekil 28).

Sağlıklı dişlerden elde edilen PO ve LDF ölçümleri arasında istatistiksel olarak anlamlı pozitif korelasyon ($r=0.32$, $p=0.016$) bulunduğu tespit edilmiştir (Şekil 29).

Çalışma ve kontrol grubundan LDF ve PO ile elde edilen PKA ölçüm değerleri çizelge 8 ve 9 da özetlenmiştir.

Sağlıklı dişlerden elde edilen LDF değerleri ile hastanın nabız ($r=0.30$, $p=0.019$) ve sistemik SaO_2 ($r=0.34$, $p=0.009$) değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı, pozitif bir korelasyon saptanırken, aynı dişlerden elde edilen PO değerleri ile, sadece hastanın nabız değerleri arasında ($r=0.28$, $p=0.034$) anlamlı, pozitif bir korelasyon saptanabilmiştir.

Kök-kanal tedavisi yapılmış dişlerden ve sağlıklı dişlerden elde edilen LDF ve PO verileri üzerinde, hastanın cinsiyetinin ve kan basıncının anlamlı bir etkisinin bulunmadığı belirlenmiştir ($p>0.05$).

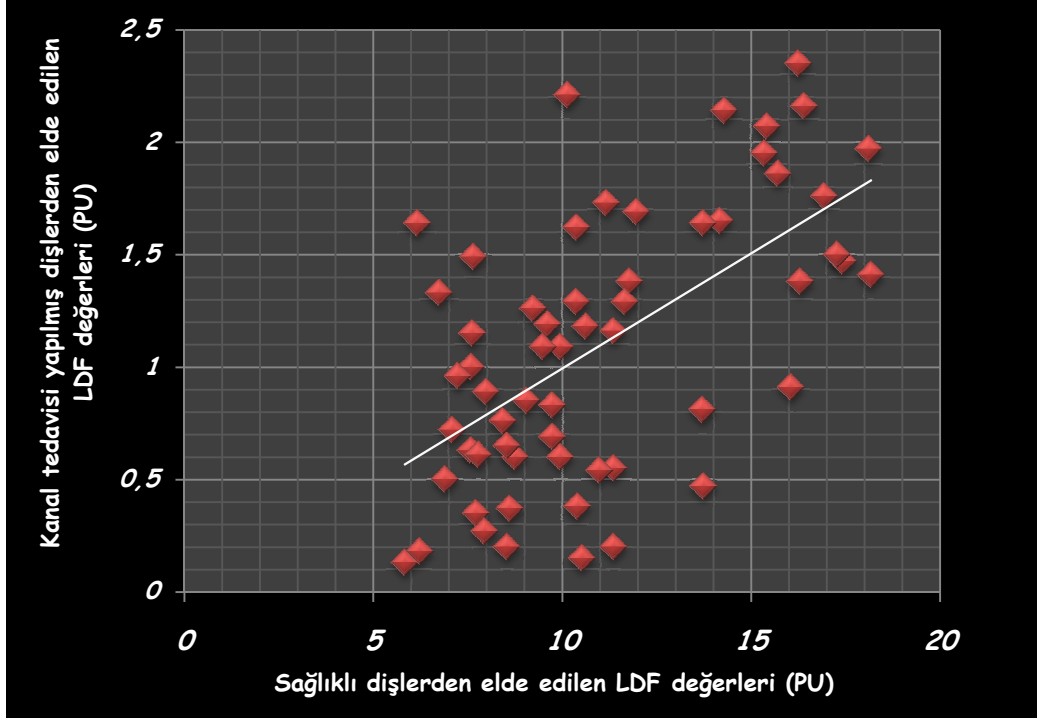
Metotlarının güvenilirliğinin araştırıldığı bu çalışmamızın bu bölümünden elde edilen sonuçlara göre, sağlıklı dişlerin canlılığının tespitinde PO'dan, EPT'ye göre daha güvenilir sonuçlar elde edilirken, kök-kanal tedavisi yapılmış dişlerin canlılığının tespitinde PO, EPT'ye göre çok daha fazla oranda hatalı sonuç vermiştir. LDF'den ise, sağlıklı ve kök-kanal tedavili dişlerin canlılığının tespitinde, PO ve EPT'ye göre, çok daha etkili ve güvenilir sonuçlar elde edilmiştir.

Çizelge 8: LDF ve PO ile sağlıklı dişlerden elde edilen PKA ölçüm değerlerinin dağılımı

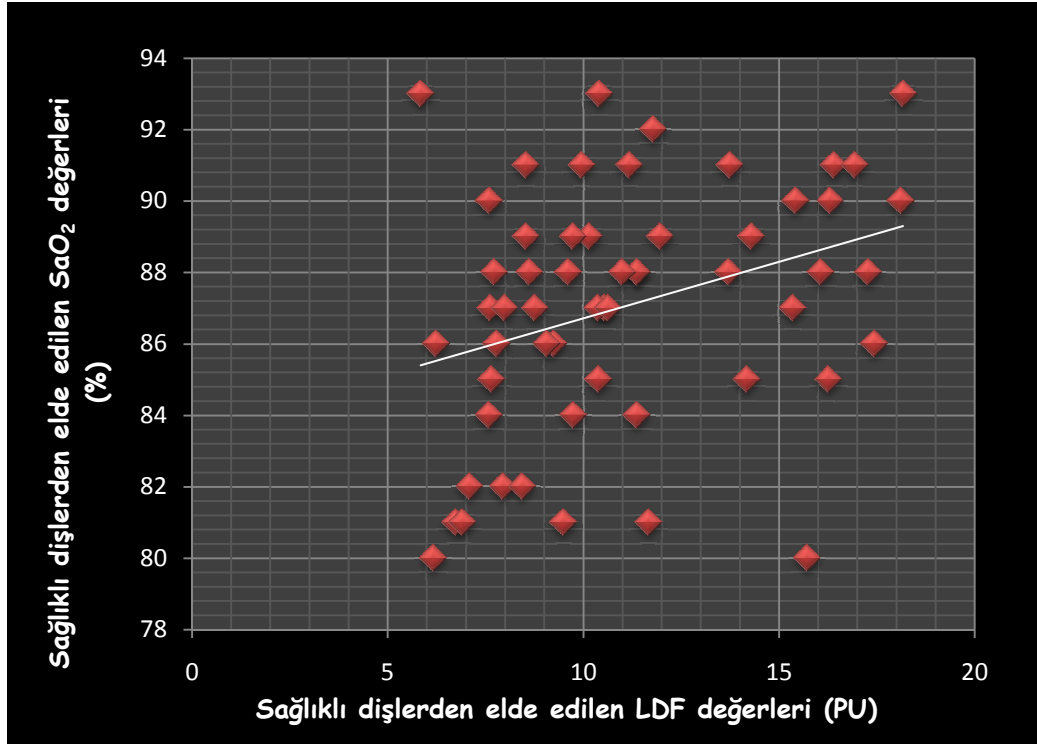
	<i>Orta Keser Dişler</i>				<i>Yan Keser Dişler</i>				<i>Tüm Dişler</i>				
	<i>n</i>	<i>Min.</i>	<i>Maks.</i>	<i>Ort.±SS</i>	<i>n</i>	<i>Min.</i>	<i>Maks.</i>	<i>Ort.±SS</i>	<i>n</i>	<i>Min.</i>	<i>Maks.</i>	<i>Ort.±SS</i>	
<i>Sağlıklı Dişler</i>	<i>LDF (PU)</i>	38	5.84	18.17	10.43±3.25	21	6.23	18.11	12.11±3.71	59	5.84	18.17	11.02±3.48
	<i>PO (%)</i>	37	81	93	86.32±3.33	19	80	92	87.47±3.06	56	80	93	86.71±3.26

Çizelge 9: LDF ve PO ile kök-kanal tedavisi yapılmış dişlerden elde edilen PKA ölçüm değerlerinin dağılımı

	<i>Orta Keser Dişler</i>				<i>Yan Keser Dişler</i>				<i>Tüm Dişler</i>				
	<i>n</i>	<i>Min.</i>	<i>Maks.</i>	<i>Ort.±SS</i>	<i>n</i>	<i>Min.</i>	<i>Maks.</i>	<i>Ort.±SS</i>	<i>n</i>	<i>Min.</i>	<i>Maks.</i>	<i>Ort.±SS</i>	
<i>Kök-kanal Tedavisi Yapılmış Dişler</i>	<i>LDF (PU)</i>	38	0.13	2.21	0.99±0.54	21	0.8	2.35	1.29±0.66	59	0.13	2.35	1.09±0.60
	<i>PO (%)</i>	38	00	79	17.5±31.86	21	00	76	6.95±21.97	59	00	79	13.74±28.99



Şekil 28: Kök-kanal tedavisi yapılmış ve sağlıklı dişlerden elde edilen LDF değerlerinin birbirine göre değişimi ($r=0.59$, $p=0.0001$).



Şekil 29: Sağlıklı dişlerden elde edilen PO ve LDF değerlerinin birbirine göre değişimi ($r=0.32$, $p=0.016$).

4.2 İkinci Bölüm: PO ve LDF'nin Genç Daimi Dişlerde Etkinliği

Çalışmanın ikinci bölümünde, PKA ölçümü yapılan 138 dişten elde edilen LDF verileri ile yaş arasında ($r = -0.60$, $p = 0.0001$) negatif korelasyon saptanırken, kök ucu açıklığı (milimetre) arasında ise ($r = 0.85$, $p = 0.0001$) pozitif korelasyon olduğu belirlenmiştir (Şekil 30, 31).

Kök gelişimini tamamlamış ve henüz tamamlamamış dişlerden elde edilen LDF değerlerinin, istatistiksel olarak ileri derecede birbirinden farklı olduğu tespit edilirken ($p = 0.0001$) kök gelişim seviyesi ilerledikçe, LDF'den elde edilen PKA ölçüm değerlerinde bir azalmanın olduğu da ($r = -0.42$, $p = 0.0001$) belirlenmiştir (Şekil 32).

Çocukların cinsiyet, sistemik SaO_2 , nabız ve kan basıncının elde edilen LDF verileri üzerinde, istatistiksel olarak anlamlı bir etkisinin olmadığı görülmüştür ($p > 0.05$).

Orta keser ve yan keser dişlerden elde edilen LDF değerleri arasında ise istatistiksel olarak ileri derecede anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p = 0.006$). Orta ve yan keser dişlerden LDF ile elde edilen PKA ölçüm değerleri çizelge 10'da özetlenmiştir.

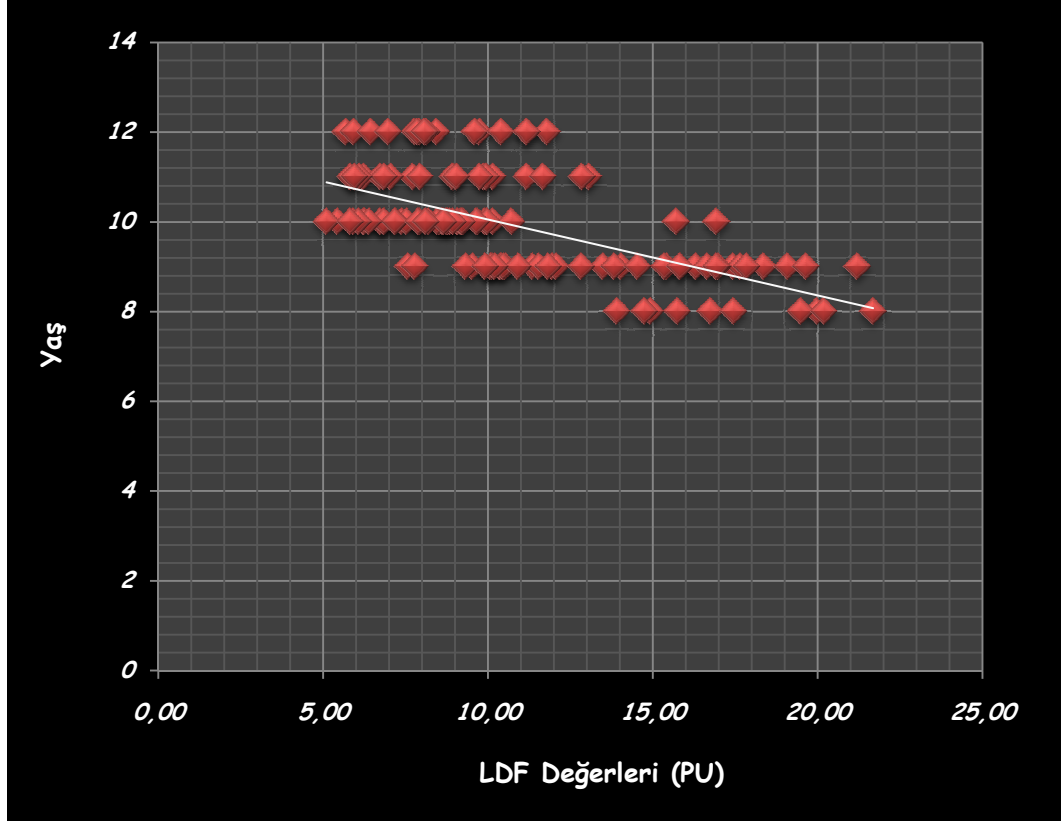
Elde edilen veriler genel olarak değerlendirildiğinde, genç daimi dişlerin pulpa kanlanmasının kök ucu gelişim derecesinden etkilendiği, bu durumun LDF metodu ile incelenebildiği ve genç daimi dişlerin vitalitesinin LDF ile belirlenebileceği görülmüştür.

PO ile yapılan ölçümlerden elde edilen veriler ile kök gelişim seviyesi, kök ucu açıklığı (milimetre), hastanın yaşı, sistemik SaO_2 , nabız, ve kan basıncı arasında ise herhangi bir anlamlı korelasyon tespit edilememiştir ($p > 0.05$). Kök gelişimini tamamlamamış ve tamamlamış dişlerden elde edilen PO değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık da bulunamamıştır ($p = 0.512$). Aynı şekilde orta keser ve yan keser dişler arasında da anlamlı bir farklılık saptanamamıştır ($p = 0.068$) (Çizelge 10).

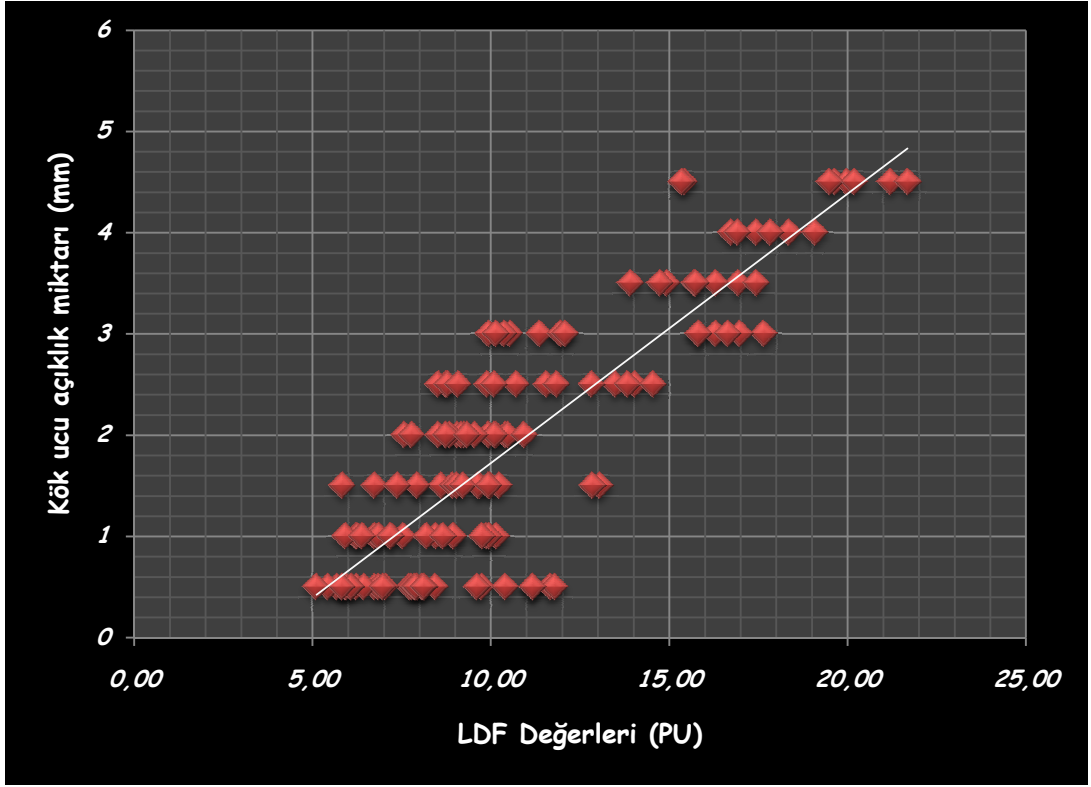
Alınan 4 yanlış negatif sonuç nedeniyle seçiciliği 0.97 olarak hesaplanan PO metodunun, genç daimi dişlerin kök ucu gelişimine bağlı olarak oluşan PKA değişikliklerini göstermede LDF'ye göre daha yetersiz olduğu sonucuna varılmıştır.

Çalışmaya dahil edilen 138 dişte gerçekleştirilen EPT'den ise 6 yanlış negatif sonuç alınmış ve seçiciliği 0.95 olarak bulunmuştur.

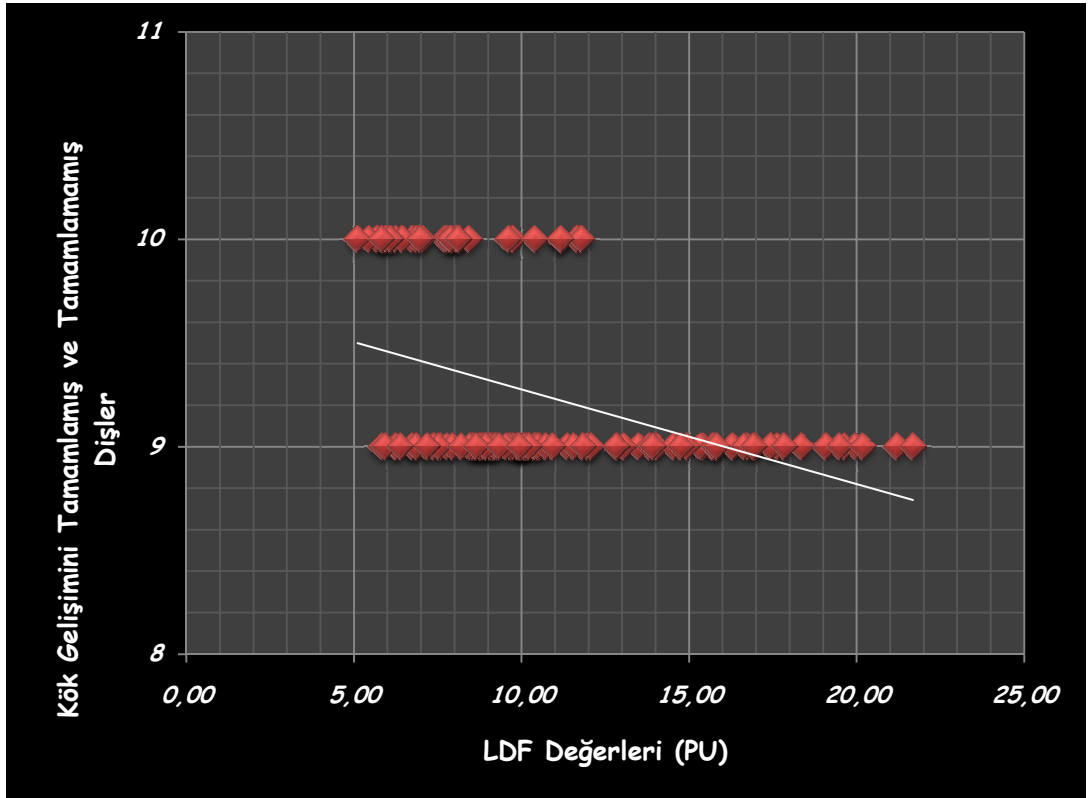
Bu sonuçlara göre, PO ve EPT'nin, genç daimi dişlerin vitalitesinin değerlendirilmesinde, LDF'ye göre çok daha yetersiz kaldıkları görülmektedir.



Şekil 30: LDF'den elde edilen verilerin hastanın yaşına göre değişimi ($r = -0.60$, $p = 0.0001$).



Şekil 31: LDF'den elde edilen verilerin kök ucu açıklık miktarına (mm) göre değişimi ($r= 0.85$, $p=0.0001$)



Şekil 32: LDF değerlerinin kök gelişim seviyesine göre değişimi ($r= -0.42$, $p=0.0001$)

Çizelge 10: Üst çene orta ve yan keser dişlerden LDF ve PO ile elde edilen PKA ölçümlerinin, dişlere göre dağılımı

	<i>Orta Keser Dişler</i>				<i>Yan Keser Dişler</i>				<i>Tüm Dişler</i>				
	<i>n</i>	<i>Min.</i>	<i>Maks.</i>	<i>Ort.±SS</i>	<i>n</i>	<i>Min.</i>	<i>Maks.</i>	<i>Ort.±SS</i>	<i>n</i>	<i>Min.</i>	<i>Maks.</i>	<i>Ort.±SS</i>	
<i>LDF (PU)</i>	90	5.11	21.68	10.22±4.13	48	7.86	21.20	11.46±3.49	138	5.11	21.68	10.65±3.95	p=0.006
<i>PO (%)</i>	90	75	93	84.12±4.52	48	77	92	85.54±4.48	138	75	93	84.63±4.54	p=0.068

4.3 Üçüncü Bölüm: PO ve LDF'nin Süt Dişlerinde Etkinliği

LDF ile, alt çene I. ve II. süt azı dişlerinden yapılan ölçümlerden, I. süt azı dişin ortalama PU değeri 11.87 ± 2.4 PU ve II. süt azı dişin ortalama PU değeri; 12.11 ± 2.79 PU (PKA ölçümü yapılan tüm süt azı dişlerinin ortalama değeri 12.02 ± 2.6 PU) olarak elde edilirken, aralarındaki fark istatistiksel olarak anlamlı değildir ($p=0.784$), (Çizelge 11).

Yapılan istatistiksel analiz sonucunda, dişlerin rezorbsiyon derecesine göre oluşturulan üç grubun her birinden elde edilen LDF değerlerinin, istatistiksel olarak, anlamlı derecede birbirinden farklı olduğu tespit edilmiştir ($p=0.0001$) (Çizelge 12). Farklılığın hangi gruptan kaynaklandığını belirlemek amacıyla yapılan ikili karşılaştırmalarda ise, grup A ile B arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılığın bulunmadığı ($p=0.084$), ancak, grup A ile C ($p=0.0001$) ve grup B ile C arasında anlamlı bir farklılık olduğu ($p=0.008$) belirlenmiştir. Farklılığın ileri derecede fizyolojik kök rezorbsiyonuna sahip süt azı dişlerin bulunduğu grup C'den elde edilen LDF değerlerinden kaynaklandığı açıkça görülmektedir.

LDF değerleri ile rezorbsiyon derecesi ($r=0.50$, $p=0.0001$) ve yaş ($r=0.39$ $p=0.0001$) arasında pozitif yönde bir korelasyon bulunduğu saptanmıştır (Şekil 33 ve 34). Cinsiyet, sistemik SaO_2 , nabız ve kan basıncının, LDF'den elde edilen değerler üzerinde istatistiksel olarak anlamlı bir etkisinin olmadığı görülmüştür ($p>0,05$).

PO değerleri ve rezorbsiyon derecesine göre oluşturulan 3 grup arasında istatistiksel olarak anlamlı bir ilişki belirlenmemiştir ($p=0,109$). PO'dan elde edilen değerler ile yaş ($p=0.120$) ve rezorbsiyon derecesi ($p=0.087$) arasında anlamlı herhangi bir korelasyon saptanamamıştır.

Fizyolojik kök rezorbsiyon derecesine göre oluşturulan üç gruptan LDF ve PO ile elde edilen PKA ölçüm değerleri çizelge 12'de özetlenmiştir.

PO'dan elde edilen veriler ile cinsiyet, sistemik SaO_2 , nabız ve kan basıncı değerleri arasında, istatistiksel olarak anlamlı bir ilişki tespit edilememiştir ($p>0,05$).

Birinci süt azı dişin ortalama SaO_2 değeri $\%84.71 \pm 4.44$ ve II. süt azı dişin ortalama SaO_2 değeri $\%83.58 \pm 5.09$ (tüm süt azı dişlerin genel ortalaması $\%83.98 \pm 4.87$) ve her iki diş grubunun SaO_2 değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık yoktur ($p=0,372$) (Çizelge 11).

Bu sonuçlara göre, tüm süt azı dişlerinden ölçüm yapılabilmesine karşın, fizyolojik kök rezorbsiyonuna bağlı olarak süt azı dişlerinin pulpalarının kanlanması meydana gelen değişikliklerin incelenmesinde, PO metodu yetersiz bulunmuştur.

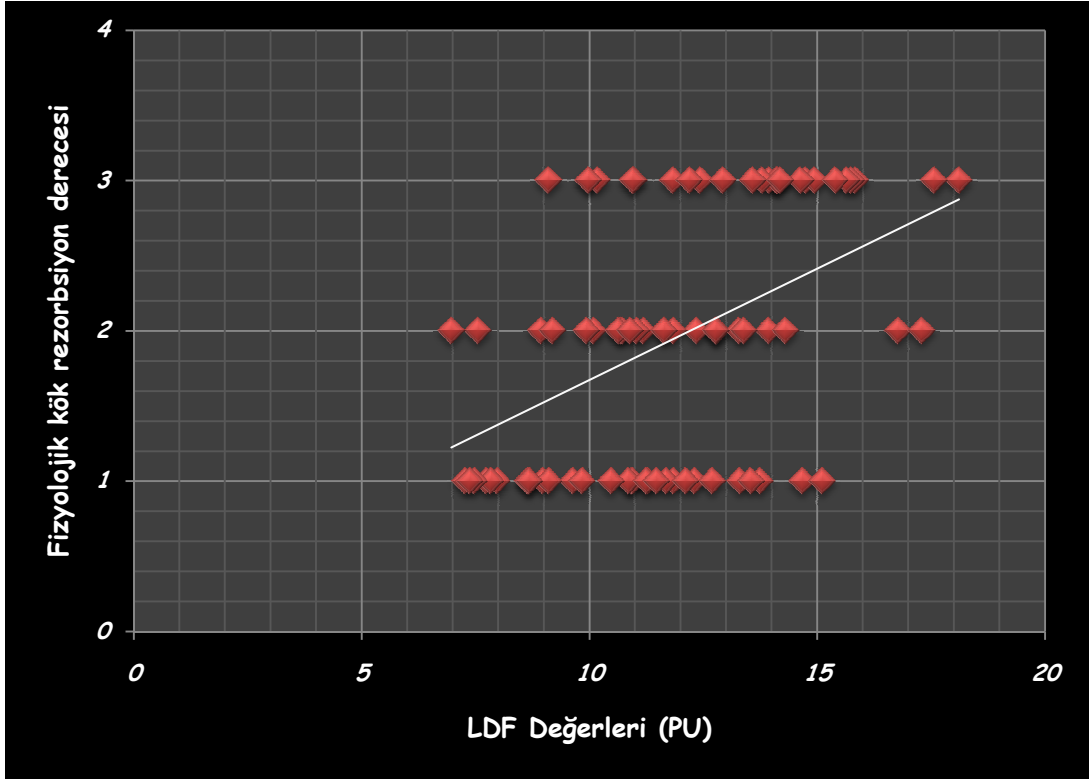
Çalışma kapsamındaki 86 dişte, EPT ölçümleri gerçekleştirilmiş ve dişlerin 16'sından herhangi bir cevap alınamazken, kalan dişlerden ise güvenilirliği tartışmalı pozitif cevaplar alınmıştır (seçicilik: 0.81).

Çizelge 11: Alt çene süt azı dişlerinde PO ve LDF ile elde edilen PKA ölçüm değerlerinin dağılımı

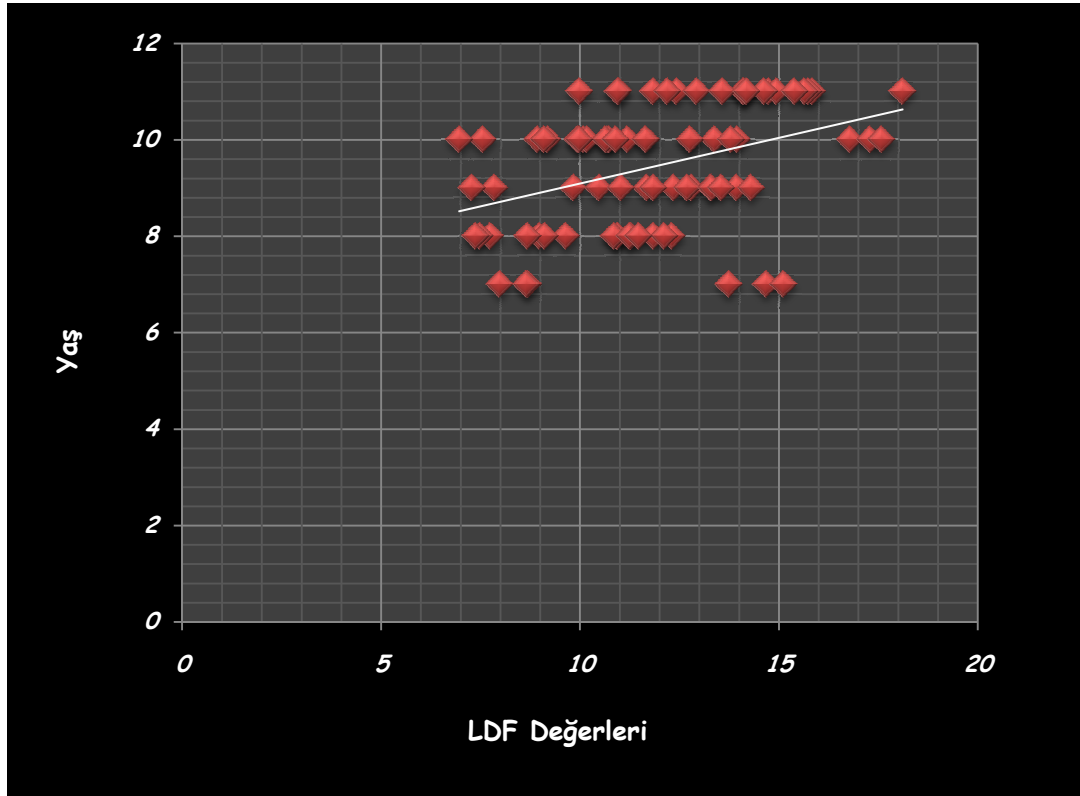
	<i>Süt I. Azı Dişler</i>				<i>Süt II. Azı Dişler</i>				<i>Tüm Dişler</i>				
	<i>n</i>	<i>Min.</i>	<i>Maks.</i>	<i>Ort.±SS</i>	<i>n</i>	<i>Min.</i>	<i>Maks.</i>	<i>Ort.±SS</i>	<i>n</i>	<i>Min.</i>	<i>Maks.</i>	<i>Ort.±SS</i>	
LDF (PU)	31	7.38	17.77	11.87±2.45	55	6.97	18.11	12.11±2.79	86	6.97	18.11	12.02±2.66	p=0.784
PO (%)	31	75	91	84.71±4.44	55	75	92	83.58±5.09	86	75	92	83.98±4.87	p=0,372

Çizelge 12: Fizyolojik kök rezorpsiyon seviyesine göre, PO ve LDF ile elde edilen PKA ölçüm değerlerinin dağılımı

	<i>Birinci Grup</i>				<i>İkinci Grup</i>				<i>Üçüncü Grup</i>				
	<i>n</i>	<i>Min.</i>	<i>Maks.</i>	<i>Ort.±SS</i>	<i>n</i>	<i>Min.</i>	<i>Maks.</i>	<i>Ort.±SS</i>	<i>n</i>	<i>Min.</i>	<i>Maks.</i>	<i>Ort.±SS</i>	
LDF (PU)	30	7.28	15.11	10.583±2.26	27	6.97	17.29	11.736±2.33	29	9.10	18.11	13.772±2.39	p=0.0001
PO (%)	30	76	92	84.633±4.78	27	77	91	84.925±4.30	29	75	92	82.448±5.23	p=0,109



Şekil 33: LDF değerlerinin fizyolojik kök rezorbsiyon derecesine göre değişimi ($r=0.50$, $p=0.0001$)



Şekil 34: LDF değerlerinin yaşa bağlı değişimi ($r=0,39$ $p=0.0001$)

5. TARTIŞMA ve SONUÇ

Vitalite test yöntemlerinde amaç, pulpanın sağlık durumunu objektif ve doğru bir şekilde belirlemektir. Pulpa, bir dişin kalbi ve beslenme kaynağıdır. Çok çeşitli yollarla pulpada hasar meydana gelebilir. En sık karşılaşılan pulpa hasarının nedeni, bakterilerin ve toksinlerinin, çürük lezyonlarından veya açık kaviteden dentin tübülleri yolu ile pulpaya ulaşmasıdır. Travma, iatrojenik nedenler, abrazyon, atrizyon veya erozyon gibi çeşitli nedenlerden dolayı, mine ve dentinde oluşan patolojik kayıp ve çatlaklar, binlerce dentin tübülünün açığa çıkmasına neden olur (23). Histolojik açıdan fibröz bağ dokusu olarak sınıflandırılabilen pulpada, diğer bağ dokularında olduğu gibi, bir uyarana karşı cevap oluşur ve iltihabi reaksiyon gelişir. Vasküler geçirgenlik artar ve çevre dokulara sıvı geçişi olur. Ancak devamlı veya şiddetli bir uyarana karşı pulpanın uzun dönem cevabı, diğer dokulardan farklı olarak çoğunlukla nekroz ile sonuçlanır. Çünkü pulpanın genişleyebilecek bir alanı yoktur. Bu nedenle hücre ölümü daha hızlı olur (3,5). Pulpada en şiddetli reaksiyon, genellikle pulpanın açığa çıkmasına neden olan yaralanmalardan sonra ortaya çıkar. Bu durum, pulpada meydana gelen hasara ve pulpanın kendi kendini tamir edebilme kapasitesine göre değişir. Zamanla artan bir şekilde pulpanın cevabı sağlıklı, hiperemi, geri dönüşümlü pulpitis, geri dönüşümsüz pulpitis ve nekroz olarak ortaya çıkar. Pulpanın patolojik durumunu belirlemek ancak, histolojik inceleme ile mümkün olabilmektedir. Fakat klinik olarak dişten histolojik inceleme yapılması mümkün olmadığından, diş hekimi, pulpanın durumunu ayrıntılı ve doğru bir şekilde değerlendirebilmeli, pulpadaki yaralanmanın geri dönüşümlü veya dönüşümsüz olduğuna karar verebilmeli ve pulpanın canlılığını koruyabilmek için en uygun tedaviyi belirleyebilmelidir. Ancak, kalsifiye dokularla çevrili, tamamen kapalı bir odada bulunan pulpanın canlılığının değerlendirilmesi çok karmaşık bir olaydır.

Diş hekimliği kliniklerinde kullanılmakta olan geleneksel pulpa vitalite testlerinin amacı, pulpadaki nöral elemanların uyarılmasını sağlayarak bir cevap oluşturmaktır. Elektrik ve termal pulpa testlerinde, öncelikle hızlı tepki gösteren miyelinli A fibrilleri uyarılır. Sonrasında eşik değeri nispeten daha yüksek olan,

yavaş tepki gösteren miyelinsiz C fibrilleri uyarılır. Eğer uyarıcı devam eder ve eşik değeri aşırsa, C fibrilleri ağrı oluşumuna neden olmaya başlar (23,214,215). Diş pulpasının A- δ sinir lifleri, daha hızlı iletim hızına sahip olduklarından, başlangıç ağrı algılanmasından sorumludurlar. Devamlı zonklayan ağrının ise, daha küçük C liflerinin aktivitesi sonucu olduğu düşünülmektedir (1). Kısa sürede sonlanan, keskin ve nispeten iyi lokalize edilebilen bir ağrı, muhtemelen pulpada A liflerinin aktivasyonu ile hissedilmektedir. A liflerinin aktivasyonu için, dentin tübülleri içerisinde, yeterince güçlü sıvı hareketine neden olabilecek ısısal, kimyasal, ozmotik veya mekanik uyarılara gerek vardır. Zayıf olarak lokalize edilebilen künt bir diş ağrısı, C liflerinin aktivasyonu ile ilişkilidir. Pulpaya tam olarak ulaşmış, sıcak veya soğuk, histamin, bradikinin ve iltihabi mediatörler gibi şiddetli dış kaynaklı uyarılara karşı C lifleri cevap verirler (46).

Pulpadaki yapısal değişiklikler, sinir liflerinin bir uyarana karşı tepki oluşturma potansiyelinin de farklı olmasına neden olur. PKA'daki bir azalmanın, A fibrillerinin tepki verme potansiyelini oldukça azalttığı ancak, C fibrillerinin ise bu durumdan daha az etkilendiği bilinmektedir (46).

Günümüz diş hekimliğinde, teşhis ve tedavi planlaması sırasında, hastanın hikâyesi, klinik ve radyografik muayene gibi çeşitli muayene yöntemleri ve tanı araçlarından yararlanılmaktadır. Geleneksel vitalite test metotları, hastanın klinik muayenesi sırasında sıklıkla kullanılan bir tanı aracıdır.

Chambers (216), ideal vitalite test yönteminin ucuz, güvenilir, invaziv olmayan, tekrarlanabilir, kolay uygulanabilir ve standardize edilebilir bir yöntem olması gerektiğini bildirmiştir.

Günümüzde diş hekimliği kliniklerinde vitalite test metodu olarak, genellikle termal testlerden ve EPT'den yararlanılmaktadır. Ancak, bu testler ideal vitalite test metodundan beklenen özelliklerin tümünü, aynı anda taşımamaktadır ve güvenilirlikleri tartışmalıdır. Yapılan çalışmalar sırasında, dişlerden elde edilen klinik bulgular ile histolojik inceleme arasındaki ilişkinin yeterli olmadığı ortaya konulmuştur (71,217, 218)

Walton ve Torabinejad (217), 166 dişte gerçekleştirdikleri histolojik inceleme sonuçlarına göre, klinik bulgular ve pulpanın patolojik durumu hakkında çok zayıf bir ilişkinin bulunduğunu bildirmişlerdir.

EPT ile klinik değerlendirmeyi takiben, dişlerin çekilerek histolojik olarak incelenmesiyle gerçekleştirilen, birbirine benzer çalışmaların retrospektif olarak incelendiği bir derleme çalışmasında ise, pulpasında patoloji bulunan dişlerden, sağlıklı olan dişler kadar güvenilir sonuçlar alınmadığı sonucuna varılmıştır (218).

Elektrikli ve termal vitalite test yöntemlerinin güvenilirliğinin değerlendirilmesi amacıyla, 75 diş üzerinde gerçekleştirilen bir çalışmada, total pulpa nekrozu ve termal testlerden elde edilen negatif cevap arasındaki zayıf korelasyon dışında, histolojik inceleme sonucu oluşturulan gruplandırmalar ve pulpanın klinik bulguları arasında herhangi bir ilişki saptanamamıştır (71).

Bu bakımdan EPT ve termal testlerden elde edilen sonuçlar nicel olmayıp, pulpanın sağlık durumu veya pulpanın iltihabi durumu hakkında güvenilir sonuçlar sağlama kapasitesinin yetersiz olduğu görülmektedir.

Çalışmamızın birinci bölümünde, yaşları 12–18 arası değişen 51 hastadaki, 59 adet sağlıklı, üst çene, daimi orta ve yan keser ve kök-kanal tedavisi yapılmış cansız olduğu bilinen karşılaştırılabilir dişlerin vitalite durumu, EPT ile değerlendirilmiştir. EPT'nin sağlıklı dişlerdeki hata oranı, %11.9 olurken kök-kanal tedavisi yapılmış dişlerde ise bu oran %8.5 olmuştur.

Daimi dişler üzerinde, EPT, sıcak ve soğuk testlerinin üçünü aynı anda karşılaştıran Fuhr ve Scherer (219), 347 diş üzerinde, 110°C ısı yayan, yuvarlak uçlu bir cihazla yaptıkları sıcak testinin, CO₂ buzu ile yaptıkları soğuk testinin ve EPT'nin etkinliğini araştırmışlardır. Çalışma sonunda araştırmacılar, çalışmamıza benzer bir şekilde, EPT'nin hata payını %10 olarak bulurlarken, sıcak testinin hata payını %12.4, ve soğuk testinin hata payını ise %3,4 olarak hesaplamışlardır.

Peterson ve ark. (220) tarafından yapılan benzer bir çalışmada ise klor-etil, ısıtılmış güta-perka ve EPT'nin duyarlılığı sırası ile 0.83, 0.86 ve 0.72 olarak bulunurken, uygulanan testlerin seçiciliği ise 0.93, 0.48 ve 0.93 olarak hesaplanmıştır. Bu sonuçlara göre dişlerdeki bir patolojinin belirlenmesinde, birbirine yakın sonuçlar alınan her üç metot arasında, en başarısız metodun EPT, sağlıklı dişlerin belirlenmesinde ise en başarısız metodun ısıtılmış güta-perka olduğu belirlenmiştir.

Peters ve ark. (56), kök-kanal tedavisi yapılmış, yapılmakta olan ve apikalde lezyon bulunan dişlerin de dâhil edildiği toplam 1488 dişte, termal testlerden CO₂

buzunun etkinliğini, EPT ile karşılaştırmışlar ve EPT'den, istatistiksel olarak anlamlı derecede daha fazla yanlış pozitif cevabın alındığını kaydetmişlerdir.

Sabit ortodontik tedavi gören hastalarda, EPT ve CO₂ buzundan elde edilen cevabın zamanla değişiminin incelendiği bir çalışmada, ark telinin bağlanması takiben elektrik akımının komşu dişlere iletilmesi nedeni ile, EPT'nin başarı oranında bir düşüş olduğu bildirilmiştir (74).

İncelenen literatürlerden, CO₂ buzunu ile yapılan soğuk testinin EPT'ye göre daha güvenilir sonuçlar verdiği görülmektedir (23,55-57,65-67,74,219). Ancak, CO₂ buzunu mevcut hali ile klinik muhafazası mümkün olmadığından, CO₂ buzunu yapımı için, kliniklerde büyük bir tüp içerisinde CO₂ gazı bulundurulmakta ve her bir uygulama öncesinde tekrar hazırlanması gerekmektedir. İşlem öncesinde, CO₂ gazı özel yapılmış bir silindir aparat içerisine doldurulup, sıkıştırılarak, CO₂ buzunu çubuğu hazırlanmalıdır. Uygulanabilmesi için ön hazırlıklara ihtiyaç duyulduğundan CO₂ buzunu, diş hekimleri tarafından kliniklerde tercih edilmemektedir.

CO₂ buzunun tercih edilmemesinin bir başka nedeni ise, kriyo-cerrahi operasyonu sırasında, aşırı soğukun çevre dokularında ve dişlerde meydana getirdiği hasar konusunda yapılmış çalışmalardan sonra (59-61,221), yaklaşık -84 °C'lik ısıya sahip CO₂ buzunun da, uygulama sırasında diş dokularında bir harabiyete neden olabileceği konusunda şüpheler olmasıdır (23, 53, 62-65,67).

Langeland ve ark.'ları (59) içerisinde sıvı nitrojen geçen -196°C'lik ısıya sahip bir kriyo-probu, dişin kronuna 3 dakika uygulamanın, kural pulpada nekroza neden olduğunu bildirmişlerdir.

Shepherd (60) -50°C'lik ısıya sahip bir kriyo-probu, farelerin diş dokusuna uyguladığında, pulpa dokusunun sıcaklığının -13°C'ye ulaştığını bildirmiş ve odontoblast tabakasında yıkım, pulpal dokuda ise fibrosis bulgularına rastlamıştır.

Sonraki yıllarda Dowden ve ark. (61), -80°C sıcaklığa sahip deneysel kriyo-cerrahi ünitesini, maymunların dişlerine 1, 2, ve 3'er dakikalık periyotlarla uygulamış ve pulpa dokusu sıcaklığının -10°C'nin altına düştüğü andan itibaren, kural pulpanın mikro-vasküler sisteminde hasar ve odontoblast tabakasında yıkım başladığını bildirmişlerdir.

Lutz ve ark. (62), boya ve floresan UV fotoğraf tekniğini kullanarak, CO₂ buzunu ve etil klorürün, dişin yapısı üzerinde meydana getirdiği değişimleri incelemişlerdir.

Her iki testin de dişteki mevcut çatlakları daha da derinleştirdiğini ve yeni çatlak oluşumuna neden olduklarını bulmuşlardır.

SEM tekniği kullanılarak yapılan bir başka çalışmada ise, soğuk uygulamasını takiben yüzeyde oluşan düzensizlikler gösterilmiştir (63).

Köpek dişlerine -22 °C'lik soğuk uygulamasının, pulpa ısısını +11 °C'ye kadar düşürdüğü ve bu durumun pulpada herhangi bir harabiyete neden olmadığı, bir diş 3 dakika süre ile -160 °C'lik soğuk uygulamasının ise pulpa dokusunda harabiyete neden olduğu bildirilmiştir (64).

Çekilmiş, insan alt çene büyük azı dişlerinde yapılan çalışmada ise, 5 dakika kadar CO₂ buzu uygulamasının, intrapulpal dokuda 2°C'lik bir düşüşe neden olduğu tespit edilmiştir (66).

Kriyo-cerrahi bölgesine komşu dişlerin pulpa kan damarlarında genişleme olmasına karşın herhangi pulpitis veya nekroz bulgusunun bulunmadığı araştırmacılarca bildirilmiştir (221).

Küçük azı dişlere, 5 dakika kadar CO₂ buzunu ve 2 dakika kadar ısıtılmış güta-perkayı uygulayan Rickoff ve ark. (53), daha sonra çekilen dişleri histolojik olarak incelemişlerdir. Pulpal dokuda herhangi dejeneratif bir değişikliğe rastlamamışlardır.

Sonraki yıllarda araştırmacılar (23,65,67) insan ve köpek dişleri üzerinde, *in vivo* ve *in vitro* olarak CO₂ buzunun etkilerini inceledikleri farklı çalışmalarda, diş dokuları üzerine CO₂ buzunun herhangi zararlı bir etkisinin olmadığını bildirmişlerdir.

Bu çalışmalardan elde edilen bulgulara göre, CO₂ buzunun diş yapıları üzerinde herhangi bir zararlı etkisinin olup olmadığı konusu tartışmalıdır.

Çalışmamıza, kullanım kolaylığı ve maliyetinin düşük olması nedeniyle diş hekimliği kliniklerinde en fazla kullanılan geleneksel vitalite test yöntemi olan EPT dâhil edilirken, CO₂ buzunun ise ısısı nedeniyle çocuklarda çeşitli kaygılar yaratabilme ve çocukların dişlerinde yapısal zarar oluşturabilme ihtimali bulunduğundan, çalışmamızda kullanılmasının uygun olmayacağına karar verilmiştir.

Geleneksel vitalite test yöntemlerinin etkili sonuç verebilmeleri için, pulpa yeteri kadar innerve olmalıdır. Süt ve genç daimi dişler yeteri kadar pulpal ağrıdan sorumlu olan miyelinli A-δ aksonlarla innerve değildir. Miyelinsiz C fibrilleri dişin sürmesinden çok kısa bir süre sonra maksimum sayıya ulaşırken, ağrı iletiminden

birincil sorumlu olan miyelinli A fibrillerin sayısı ise, dişin sürmesini takiben yaklaşık 4-5 senelik süre içerisinde zamanla artar (222).

Dişlerin içerisindeki sinir liflerinin büyük çoğunluğunu oluşturan miyelinize olmamış, yavaş iletim hızına sahip C-lifleri, değişken morfolojileri ve terminal dağılımlarına rağmen, benzer, düzenli bir yapıya sahiptirler. Histamin ve bradikinin gibi iltihabi mediatörlere karşı bir cevap oluştururlar. Bu lifler, periferel pulpa içerisinde veya pulpadaki kan damarları boyunca bulunmaktadır. Pulpa hasarı sonucunda en fazla aktive olan sinir lifleridir. İletim hızları yavaş olduğu için, aktivasyon sonucu oluşan ağrı daha geç ortaya çıkar (13).

Sağlıklı, olgunlaşmış ve olgunlaşmamış daimi dişlerin, EPT'ye verdikleri pozitif cevap insidansı arasında bir farklılığın olduğu ve bu durumun olgunlaşmamış dişlerin odontoblast tabakasının henüz innervasyonunun tamamlanmamış olmasından kaynaklandığı bildirilmiştir (223).

Açık apeksli, dişlerde anlamlı derecede daha az miyelinli aksonların bulunduğunu gösteren Johnsen ve ark. (224), kalibre edilmiş EPT cihazı ile yaptıkları çalışmada, eşik uyarılma değeri ve pulpadaki miyelinli akson sayısı arasında istatistiksel olarak anlamlı derecede bir negatif korelasyon olduğunu bildirmişlerdir.

Innervasyonla ilgili bu problemler, EPT ve termal vitalite testlerinin genç daimi dişlerde güvenilir sonuçlar vermemesine neden olmaktadır (3,223,224).

Çalışmamızın ikinci bölümünde 8-12 yaş arası, 45 hastadaki, farklı kök gelişim seviyelerine sahip 138 dişte, EPT'nin etkinliği incelenmiş ve hata oranı %4.4 olarak belirlenmiştir. EPT'nin hata oranı, sürpriz bir şekilde, çalışma öncesi beklentimizin oldukça altında gerçekleşmiştir. Çalışmamızın birinci bölümünde, yaşları 12-18 arası değişen hastaların, kök gelişimini tamamlamış, üst çene sağlıklı orta ve yan keser dişlerinde EPT'nin hata oranı %11.9 olarak tespit edilmesine karşın, kök gelişimi henüz tamamlanmamış dişlerin dâhil edildiği çalışmamızın ikinci bölümünde, daha yüksek çıkmasının beklenmesine karşın bu oran, birinci bölümün yaklaşık 1/3'ü kadar olmuştur.

Çalışmaya dâhil edilen çocuklara ve ebeveynlere yapılacak olan tüm işlemler anlatılmasını takiben ilk olarak, PKA değerlendirmesi yapılacak olan dişlerin EPT'ye vermiş olduğu cevaplar kaydedilmiş ve diğer ölçümlere geçilmiştir. Geleneksel vitalite testleri subjektif testler olduğundan, hastanın bir uyarana verdiği cevabın, diş

hekimi tarafından değerlendirilmesi, yorumlanması esasına dayanır. Ancak, çocuklarda bu tür testlerin uygulanması zor olduğu için, doğruluğu da sınırlıdır. Çocuklar her zaman subjektif semptomları tarif edemeyebilir ve diş hekiminin sorduğu sorulara yanlış pozitif veya negatif cevaplar verebilir. Ayrıca, bu testler bir çocuk için hoş olmayan uyaranlardır. Çocukların ağrıya olan korkusu, geleneksel pulpa testlerinin sınırlı olmasına neden olmaktadır.

Bu bakımdan, çalışmamızın bu bölümüne dâhil edilen, yaşları 8-12 arası değişen (9.75 ± 1.1) 45 çocuğa, ayrıntılı bir şekilde anlatılan, işlemlere karşı duydukları çeşitli kaygılar nedeniyle, objektif bir test olmayan EPT'ye, yanlış pozitif cevaplar vermiş olabileceklerini düşünmekteyiz.

Bu konuda yapılmış benzer çalışmalarda da, genç daimi dişlerde EPT'nin hata oranı bizim çalışmamızdan çok daha yüksek bulunmuş olmasına karşın, çıkan sonuçların birbirinden çok farklı olduğu görülmektedir.

Fuss ve ark.'ları (55), 1980'li yılların ortalarında, yaşları 9-13 ve 13-34 arası değişen iki grup hastada yaptıkları çalışmada, termal testlerin ve EPT'nin güvenilirliğini test etmişlerdir. Termal testlerin güvenilirliği, her iki grupta da bir farklılık göstermemiştir. Araştırmacılar EPT'nin, erişkin grupta %100 doğru sonuç vermesine karşın, çocukların bulunduğu grupta ise ancak, %79 oranında doğru sonuç verebildiğini bildirmişlerdir.

Klein (225), yaşları 6-11 arası değişen, 93 çocukta yaptığı benzer bir çalışmada ise, tamamen açık apeksli 631 sağlıklı dişin, sadece %10,8'inden EPT'ye doğru pozitif cevap alınabilirken, %89,2'sinden ise yanlış negatif sonuçlar alınmıştır. Ayrıca, aynı çalışmada kök gelişimi seviyesi arttıkça, alınan pozitif cevapta da bir artış olduğu bildirilmiştir.

Fuss ve ark.'larının (55) çalışmasında, EPT'nin genç daimi dişlerdeki hata oranı yaklaşık %20 olurken, Klein'nın (225) çalışmasında ise bu oran 4 kat daha yüksek çıkmıştır. Sonuç olarak, EPT'nin genç daimi dişlerdeki hata oranı konusunda henüz bir görüş birliğinin oluşmadığı görülmektedir.

Çalışmamızın üçüncü bölümünde ise, 7-11 yaş arası 41 çocuktaki çeşitli fizyolojik kök rezorbsiyonuna sahip 86 alt çene süt azı dişin vitaliteleri EPT ile değerlendirilmiş ve EPT'nin hata oranı %18.6 olarak bulunmuştur. EPT'nin süt dişlerindeki hata oranı, çalışmamızın ilk iki bölümünden elde edilen hata

oranlarından daha yüksek bulunmuş olmasına karşın, benzer nedenlerden dolayı çalışma öncesi beklentilerimizin altında gerçekleşmiştir.

Ancak, Asfour ve ark. (226), yaşları 7-10 arası değişen, 100 çocuğun, sağlıklı üst çene köpek dişlerinde, etil klorit ile EPT'nin güvenilirliğini araştırdıkları çalışmalarında bizim beklentilerimizin tam tersi yönünde sonuçlar rapor etmişlerdir. Araştırmacılar, fizyolojik kök rezorbsiyonu henüz başlamamış ve yeni başlamış süt köpek dişlerin vitalitesinin değerlendirilmesinde her iki yöntemin de güvenilir sonuçlar verdiğini bildirmişlerdir.

Geleneksel vitalite test yöntemlerinin başka bir eksik yönü de, pulpanın sadece nöral cevabını dolaylı olarak göstermesi, ama vasküler sirkülasyonu göstermemesidir.

Travmatize dişlerde olduğu gibi, vaskülarizasyonun tam olarak bozulmadığı, fakat nöral incinmenin olduğu durumlarda, geleneksel vitalite test yöntemleri dişin vasküler sirkülasyonu konusunda herhangi bir bilgi veremediği için, diş devital olarak tespit edilebilmektedir. Ayrıca, pulpanın sinir dokusu, pulpa nekrozuna, vasküler dokuya nazaran daha dayanıklı olduğundan, bu durum pulpanın kanlanmasında bozulmalar başlamış olduğu halde, dişten yanlış pozitif cevapların alınmasına neden olacaktır (2,6-8).

Çocuk diş hekimliğinde en sık karşılaşılan acil durum, travmatik yaralanmalardır. Diş hekimi, travma sonrası hasar gören bir dişin tedavisine karar verirken, travmanın tipine bağlı olarak dişin pulpasında meydana gelen hasarın büyüklüğünü belirlemesi gerekmektedir. Geleneksel vitalite test yöntemleri başta olmak üzere, günümüzde mevcut tanı yöntemlerinden hiç birisi, travma sonrası pulpada oluşan hasarın büyüklüğünün tespit edilmesinde yeterli değildir. Travma sonrası, özellikle genç daimi dişlerde, dişin vasküler durumu sinirsel durumundan çok daha önemlidir. Çünkü, travma sonrası geçici paresteziden dolayı, dişin sinirleri herhangi bir uyarana karşı cevap veremeyebilmektedirler. Travma geçirmiş dişlerin, travmadan hemen sonra geleneksel vitalite test yöntemlerine negatif cevap vermesi ancak, travmadan sonra geçen zaman içerisinde ise pozitif cevap vermeye başlaması sıklıkla karşılaşılan bir durumdur. Travmadan sonra vitalite testlerinden negatif cevap alınan travmatize dişlerin canlılığını kaybettiği sonucuna varılabilmesi için,

geçirilen travmanın tipine de bağlı olarak, 6 hafta kadar beklenmesi gerektiği bildirilmiştir (227, 228).

Bhaskar ve Rappaport (228), 1973 yılında 25 travmatize ön dişte yaptıkları bir klinik çalışmada, geleneksel vitalite testlerine herhangi bir cevap alamadıklarını, fakat, dişlerin pulpa odalarına kadar açtıklarında ise, vital pulpa dokusu ile karşılaştıklarını bildirmişlerdir. Bu sonuçlara dayanarak araştırmacılar, geleneksel vitalite testlerinin gerçekte duyarlılık testleri olduğunu ve pulpal doku sağlığı ve kanlanması ile doğrudan ilişkili olmadıklarını ileri sürmüşlerdir. Geleneksel vitalite testlerine negatif cevap alınsa dahi, travmatize dişlerin, dişin devital olduğuna işaret edecek radyografik ve klinik bulgular görülünceye kadar vital olarak kabul edilmesi gerektiğini ve bu süre içerisinde kök-kanal tedavisinin geciktirilmesi gerektiğini savunmuşlardır.

Sonuç olarak, diş vitalitesinin değerlendirilmesinde kullanılan bu metotlar, pulpal sinirlerin uyarılmasına dayalıdır ve PKA ile doğrudan ilgileri yoktur. Bu testler periferik sinir uyarılmasına dayalı testler olduğundan, pulpanın kan akımıyla ilişkili yorumları şüphelidir. Oysaki vitalitede, vaskülarite ve damarsal destek başlangıçta sinirsel destekten daha önemlidir. Pulpa iltihabında ise, sinirsel hasardan önce dişin damarsal desteğinde kayıplar olduğundan, tam tersi bir durum, iltihabi olaylar için söz konusudur.

Bu nedenle, diş hekimliğinde, vitalite testlerini başlıca tanı aracı olarak kullanan birçok bölümde ve özellikle çocuk diş hekimliğinde, olgunlaşmamış köklere sahip ve/veya travmaya maruz kalmış dişlerde pulpadaki kan akımını doğrudan ölçebilecek testlere ihtiyaç vardır.

Günümüz diş hekimliğinde kullanılan geleneksel vitalite test yöntemlerinin hiçbiri, ideal bir vitalite test yönteminden beklenen özelliklerin tümünü, aynı anda taşımamaktadır. Pulpanın vitalitesinin doğru olarak belirlenebilmesi ancak, pulpanın fonksiyonel kan desteğinin varlığının doğru olarak ortaya konması ile mümkün olacaktır. Bu amaçla, araştırmacılar, dişlerin PKA hakkında objektif bilgiler sağlayabilecek, invaziv olmayan, ideal bir vitalite test yöntemi geliştirmek için çalışmalarına devam etmektedirler. Son yıllarda, PO ve LDF üzerinde durulmaktadır.

5.2 Pulse Oksimetriden Alınan Sonuçların Değerlendirilmesi

Kanın SaO₂ seviyesini belirlemek amacıyla kullanılmakta olan PO cihazı, 1980'li yıllardan itibaren rutin olarak tıbbın birçok alanında ve 1990'lı yıllardan itibaren ise, bir tanı aracı olarak diş hekimliğinde kullanılmaya başlanmıştır. PO cihazları, iki farklı dalga boyunda ışık kullanırlar. Damar içerisindeki kan atımından etkilenen iki farklı dalga boyundaki ışık, cihaz tarafından kalbin atım oranının belirlenmesinde kullanılır. PO, SaO₂'unu belirlemek için ise, oksijen ve deoksi-hemoglobinlerin, kızıl ve kızıl ötesi ışığı absorbe etme oranını ölçerek, birbirine oranlar. Oranlardaki nispi farklılıklar SaO₂'unu belirlemek için kullanılır.

PO, vasküler bir dokuya, iki farklı dalga boyunda ışık göndererek dokunun ışığı absorbe etme oranını ölçer. Böylece, arteriyel hemoglobinlerin SaO₂ oranı değerlendirilmiş olur. Vasküler dokudan ölçülen SaO₂ değeri ve sistemik SaO₂ değeri arasındaki bağlantı, gönüllülerde gerçekleştirilen klinik ve laboratuvar çalışmaları sonucunda deneysel olarak kurulmuştur. Sağlıklı bir insanın normal sistemik SaO₂ değeri, %95 ile %100 arasında değişmektedir (94-96). Hayati tehlike söz konusu olduğundan, operasyon sırasında, sistemik SaO₂ değerinin %95'in altına düşmesi durumunda, PO cihazları, uyarı ve alarm verecek şekilde tasarlanmıştır.

Çalışmamıza başlamadan önce, bu konuda yapılmış çalışmalarda kullanılan ve günümüzde kullanılmakta olan tüm PO cihazları incelenmiş ve çalışmamız sırasında PKA'nın SaO₂'nu belirlemek amacıyla, çok fonksiyonlu bir hasta başı takip monitörünün kullanılmasına karar verilmiştir. Bu cihazın seçilmiş olmasının nedeni, SaO₂ ölçme özelliğinin yanı sıra, ekranında atım sinyalini, atım grafiğini, nabız değerini gösterebiliyor olması ve hekimi bilgilendirici, yönlendirici uyarı mesajları, sinyalleri verebiliyor olmasıdır. Ayrıca, cihazla birlikte kullanılacak çeşitli prob tiplerinin bulunması da diğer bir tercih sebebi olmuştur.

Klinik olarak pratik bir yöntem olan PO, kanın SaO₂'unu ölçebilme kapasitesi nedeniyle, dişlerin PKA'sını ölçebilmek için çalışmalar yürüten araştırmacıların dikkatini çekmiştir.

PO'nun çalışma prensiplerini esas alan, "Optik Yansıma Metodu" adında yeni bir sistem geliştiren Oikarinen ve ark. (100), yaptıkları ön çalışmada, vital ve vital olmayan dişlerin, gönderilen ışığı farklı oranlarda yansıttığını belirlemişlerdir.

Noblett ve ark.'ları (76), çekilmiş alt çene daimi azı dişlerinde hazırladıkları deneysel pulpa sirkülasyon modeli üzerinde, dişler için prefabrike olarak özel hazırlanan bir PO sensörünü, *in vitro* olarak test etmişlerdir. PO'dan elde edilen ölçümler ile kan gaz analiz sonuçları arasında istatistiksel olarak herhangi bir farklılık olmadığını bildiren araştırmacılar, her iki veri arasında güçlü bir korelasyon bulunduğunu saptamışlardır.

Süt ve genç daimi dişler üzerinde gerçekleştirilen bir *in vivo* çalışmada ise, kulak için üretilen bir probun modifiye edilmesiyle geliştirilen prob ile gerçekleştirilen ölçümlerden, geleneksel vitalite testlerine göre daha güvenilir sonuçlar elde edildiği bildirilmiştir (7).

Sağlıklı keser dişlere sahip 100 çocuk hasta ve kontrol grubu olarak daha önce kök-kanal tedavisi yapılmış devital olduğu bilinen 10 diş üzerinde yaptıkları bir çalışmada Munshi ve ark. (6), EPT ile PO sonuçları arasında negatif bir korelasyon bulunduğunu saptamışlardır. Yani, EPT'den alınan değer arttıkça PO'dan alınan SaO₂ oranı azalmaktadır ki, bu beklenen ve istenen bir sonuçtur. Bu çalışma sonunda araştırmacılar, PO'nun, özellikle çocuk hastalarda, vitalite test yöntemi olarak, EPT'nin yerine güvenli bir şekilde kullanılabileceğini bildirmişlerdir.

Bu konuda Gopikrishna ve ark. (103-105) 2006 ve 2007 yıllarında, birbiri ardına 3 çalışma yayımlamışlar ve PO'nun vitalite test yöntemi olarak güvenle ve etkili bir şekilde kullanılabilceğini bildirmişlerdir.

Araştırmacılar, ilk çalışmalarında (103), 15–40 yaşları arası 100 hastanın, klinik ve radyografik olarak sağlıklı, çürüksüz ve herhangi bir şekilde travmaya maruz kalmamış, üst çene orta keser, yan keser ve köpek dişlerinin vitalitesini, PO ile değerlendirmişler ve elde ettikleri sonuçları, kök-kanal tedavisi yapılmış dişlerden oluşan kontrol grubu ile karşılaştırmışlardır. PO ile kontrol grubundan herhangi bir sonuç elde edilemezken, üst çene keser dişlerinden ise dişlerin sağlıklı olduğuna işaret eden SaO₂ değerleri elde edildiği bildirilmiştir. Sonuç olarak, PO'nun vitalite test yöntemi olarak güvenilir sonuçlar verdiğini savunmuşlardır.

İkinci çalışmada ise (105), 80 adet, kök-kanal tedavisi endikasyonu konulmuş, tek köklü keser, köpek ve küçük azı dişinin vitalitesi, soğuk testi (tetrafluoretanın pamuk pelete püskürtülmesiyle) EPT ve PO ile kontrol edilmiştir. Vitalite testlerinin tamamlanmasını takiben, 80 dişin pulpa odaları açılarak, pulparları klinik olarak

değerlendirilmiştir. Yapılan değerlendirme sonunda 42 dişin tamamen devital olduğu ancak, 38 dişin pulpasında ise kanama olduğu tespit edilmiş ve bu dişlerin pulpası vital olarak kabul edilmiştir. Araştırmacılar bu sonuçlara göre diğer geleneksel vitalite test yöntemlerine göre en objektif, en güvenli yöntemin PO olduğunu bildirmişlerdir.

Son çalışmalarında, çeşitli derecelerde travmaya maruz kalan ancak, pulpa açılması olmayan, farklı hastalardaki 17 dişin vitalitesini değerlendiren araştırmacılar, bu dişleri soğuk testi (tetrafluoretanın pamuk pelete püskürtülmesiyle) EPT ve PO ile 6 ay boyunca takip etmişlerdir (104). Soğuk testi ve EPT ile, ilk 3 hafta süresince dişlerden herhangi bir sonuç alınamazken, 6. ay sonunda dişlerin %94.11'inden vital cevap alınabilmiştir. Ancak, araştırmacılar bu süre içerisinde ise PO ile tüm dişlerden vital bulgular elde edildiğini ve travmaya uğramış dişlerin vitalitesinin değerlendirilmesinde ve takibinde en güvenilir metodun PO olduğunu bildirmişlerdir.

Calil ve ark.'nın (106) 2008 yılında yayımlanan bir çalışmasında, yaşları 26-38 arası değişen 17 hastanın, sağlıklı, üst çene 32 orta keser ve 32 köpek dişin vitalitesi PO ile değerlendirilmiştir. Kontrol grubu olarak kök-kanal tedavisi tamamlanmış 10 adet diş kullanılmıştır. Araştırmacılar kontrol grubundan PO ile herhangi bir sinyal elde edemezlerken, orta keser ve köpek dişlerin ortalama SaO₂ seviyesinin %85 ile %96 arası değiştiğini belirlemişlerdir.

Kulak sensörünü modifiye ederek kullanan Schnettler ve Wallece (99), soğuk testine ve EPT'ye pozitif cevap alınan 44 dişte ve kontrol grubu olarak kök-kanal tedavileri tamamlanmış 5 dişte gerçekleştirdikleri klinik ölçümlere ve histolojik çalışmalara dayanarak, pulpanın SaO₂'nin ölçülebildiğini göstermişlerdir. Fakat PO'nun mevcut haliyle pulpa patolojilerinin tespitinde rutin olarak kullanılabilmesi için henüz erken olduğunu ve ileri çalışmalarla geliştirilmesi gerektiğini ifade etmişlerdir.

Yaptıkları bir *in vitro* çalışmada Schmitt ve ark. (75) ise, PO ile diş pulpasının SaO₂'nu ölçmenin mümkün olduğunu ancak, dişin geometrik yapısından ve mevcut standart PO sensörünün yerleştirilmesinden kaynaklanan problemler nedeni ile, pulpanın SaO₂'nin tam olarak doğru ölçülemediğini ileri sürmüşlerdir.

Kahan ve ark.'ları (102) ise Ohmeda firmasının (Ohmeda, BOC Health Care, Louisville, CO) desteği ile yeni bir prob tasarlamışlar ve tasarladıkları probu "Ohmeda Biox 3740" marka, PO cihazı kullanarak 10 gönüllü üzerinde klinik olarak test etmişlerdir. Probun diş üzerinde stabil durmasını sağlamak için ise modifiye ettikleri rubber-dam (lastik örtü) klempinden yararlanmışlardır. Yapılan çalışma sonunda araştırmacılar, dişlerden elde edilen SaO₂ verileri ile parmaktan alınan sistemik SaO₂ verileri arasında bir senkronizasyon olduğunu, fakat bunun devamlı olmadığını bildirmişlerdir. Ayrıca, alt çene keserlerden, üst keserlere göre daha iyi sonuç aldıklarını belirten araştırmacılar, PO'nun mevcut haliyle güvenilir sonuçlar vermekten uzak olduğunu ve daha güvenilir sonuçlar elde etmek için diş anatomisi göz önünde bulundurularak cihazın ve probun geliştirilmesine ihtiyaç duyulduğunu bildirmişlerdir.

SaO₂'nu ölçmeye yönelik yaptığımız ön çalışmalar sırasında, bizim de karşılaştığımız en büyük problem, dişlerin anatomik ve yapısal özelliklerine uygun bir prob tipi ve prob tutucunun bulunmaması olmuştur. PO'nun vitalite test yöntemi olarak yeterli gelişme gösterememesinin en önemli nedenlerinden biri olduğu düşünülmektedir. Tıbbi uygulamalar için üretilmiş çok farklı tip ve özellikte, PO problemleri mevcut olmasına karşın, bu problemlerin mevcut hali kullanılarak dişten ölçüm yapılabilmesi mümkün değildir. Bu güne kadar PO cihazı üreticilerinden hiç birisinin bu konuda herhangi bir girişimde bulunmamış olmalarının büyük bir eksiklik olduğu düşünülmektedir.

Pulpanın SaO₂'nunun ölçülmesine yönelik yapılan çalışmalarda, yeni doğanda kullanılmak üzere üretilen problemlerin modifiye edilmesiyle hazırlanan problemler kullanılmıştır. Bu şekilde hazırladıkları prob ve prob tutucular ile pulpanın SaO₂'nin başarıyla ölçülebildiğini bildiren araştırmalar mevcut olmasına karşın, yapılan çalışmaların her birinde, çok farklı özelliklerde problemler kullanılmıştır (6, 7, 102-105). Mevcut literatürler incelendiğinde, PKA'nın SaO₂ ölçebilmek için ideal prob tipinin ve prob tutucunun özelliklerinin nasıl olması konusunda henüz bir fikir birliğinin oluşmadığı görülmektedir.

Son yıllarda, kendi geliştirdikleri prob ve prob tutucu ile bir seri çalışma gerçekleştiren Gopikrishna ve ark. (103-105) ideal bir prob ve prob tutucunun özelliklerinin nasıl olması gerektiğinden bahsetmişlerdir. Buna göre; ışık kaynağı ve

foto-detektörün diş üzerinde birbirine paralel olması, ölçüm sırasında probun stabilitesinin yeterli olması, probun ve prob tutucunun dişin tipine ve şekline uygun formda olması gerektiğini bildirmişlerdir.

PKA'nın SaO₂ ölçümü üzerine bu güne kadar yapılmış olan çalışmalarda kullanılan prob ve prob tutucular incelenmiştir. Bu çalışmalarda kullanılan prob ve prob tutucuların, klinik kullanım açısından henüz yeterli özelliklere sahip olmadıkları görüldüğünden, metal mandal, rubber-dam (lastik örtü) klempleri ve modifiye edilen "Y" şeklindeki bir infant probundan yararlanılarak, çalışmamızda kullanılmak üzere yeni bir prob ve prob tutucu geliştirilmiştir. İdeal bir prob tipinden beklenen özellikler göz önünde bulundurularak geliştirilen bu prob ve prob tutucu, keser ve azı dişlerin anatomisine uygun olması için birkaç farklı tip ve şekilde hazırlanmıştır. Gönüllülerden oluşturulan çeşitli çalışma grupları üzerinde gerçekleştirilen ön çalışmalar ile tasarladığımız prob ve prob tutucular, klinik olarak test edilmiştir. Ön çalışmalar sonucunda tasarlanan prob ve prob tutucuların klinik kullanımının pratik olduğu ve ölçüm sırasında yeterli stabiliteyi sağladığı görülmüştür.

PO problemlerinin ucunda, kızıl ve kızılötesi ışık yayan LED'lerin bulunduğu ve dokudan yansıyan ışığı toplayan bir foto-detektörün bulunduğu iki ayrı kısım vardır. PKA ölçümü sırasında LED'lerin bulunduğu kısım dişin labial yüzüne ve bir mikro işlemci ile bağlantılı olan foto-detektörün bulunduğu kısım ise dişin lingual/palatinal yüzüne, karşı karşıya gelecek şekilde dişe tutturulmalıdır. Araştırmacılar dişin üzerinde en ideal uygulama yeri kronun orta veya servikal üçlüsü olduğunu, prob gingival üçlüye yerleştirilirse, gingival travma nedeni ile meydana gelebilecek kanamalar yüzünden sapmalara neden olabileceğini, kesici kenarda ise yeterli pulpa dokusu bulunmadığından kayıt için yeterli atımın elde edilmesinin çok zor olduğu bildirilmektedir (8, 229).

Çalışmamız sırasında PKA'nın SaO₂ ölçümleri, geliştirmiş olduğumuz prob ve prob tutucu ile önerildiği gibi dişin servikal 1/3'ünden gerçekleştirilmiştir (8,229). Probun yerleştirilmesi sırasında dişetinde herhangi bir kanama oluşturulmamasına dikkat edilmiştir. Ölçüm sırasında, dişin servikal bölgesine yerleştirilen klemplerin dişeti üzerinde baskı oluşturarak, ışığın servikal diş eti kan akımından daha az etkilenmesini sağladığı ve böylece tasarladığımız prob tutucunun elde edilen SaO₂ ölçüm değerlerinin güvenilirliğini arttırdığı sonucuna varılmıştır.

Tasarlamış olduğumuz prob ve prob tutucu yaptığımız ön çalışmalar sırasında, dişlerden %75 ile %93 arası değişen SaO₂ değerleri elde edildiği görülmüştür. Cihazdan okunan SaO₂ değeri %75'in altına düştüğü anda, cihaz ölçüm yapılamadığına dair uyarı mesajı vermeye başladığından, bu değerden daha düşük bir değer elde etmek mümkün olamamıştır. Bu nedenle, %75'in altında SaO₂ değerine sahip olan dişlerin vitalitesi %0 olarak değerlendirilmiştir. Bu konuda yapılmış diğer çalışmalar incelendiğinde, bu çalışmalarda kullanılan PO cihazlarından da bizim elde ettiğimiz değerlere benzer değerler elde edildiği görülmüştür (6,7,103,106). Mevcut PO cihazlarının tümünün tıp alanında kullanıma yönelik tasarlanması, PO cihazı üreticilerinin dişlerden SaO₂ ölçümü yapabilecek hassaslıkta bir cihaz üretmemiş olmaları, PO'nun vitalite test yöntemi olarak diş hekimliğinde ilerleme kaydedememesinin en büyük nedenlerinden birisidir.

Bu konuda yapmış olduğumuz çalışmalar sırasında karşılaştığımız bir başka büyük problem de, PO ile PKA değerlendirmesine yönelik yeterli çalışma bulunmadığından ve yapılan her bir çalışmada birbirinden farklı cihaz, prob ve ölçüm yöntemi kullanıldığından, sağlıklı bir dişin pulpasının normal SaO₂ değerinin bilinmemesidir.

Çalışmamızda ise, ortalama SaO₂ değeri, üst çene daimi orta keser diş için %84.5, yan keser diş için %85.4, alt çene I. süt azı için %84.7 ve II. süt azı için ise %83.6 olarak ölçülmüştür.

Bu konuda yapılmış çalışmalarda ise, Munshi ve ark. (6) ortalama SaO₂ değerlerini, üst çene daimi orta keser dişler için %81, yan keser dişler için %80.75 olarak bulurlarken, Gopikrishna ve ark. (103) ise ortalama SaO₂ değerlerini üst çene daimi orta keser dişler için %79.31 ve yan keser dişler için %79.61 olarak bulmuşlardır. Calil ve ark. (106) 2008 yılında yapmış oldukları çalışmada, üst çene daimi orta keser dişlerin ortalama SaO₂ değerini %91.29 ve köpek dişlerin ise %90.69 olarak kaydetmişlerdir. Nolla sınıflamasına göre 6. ile 9. evreler arasındaki, olgunlaşmamış üst çene genç daimi dişlerde ve süt dişlerinde PO'nun etkinliğini inceleyen Goho ise (7), olgunlaşmamış köklere sahip daimi keser dişler için ortalama SaO₂ değerini %94, süt keser dişleri için ise %93 olarak ölçmüştür.

PO'dan elde edilen SaO₂ ölçüm değerlerinin tekrarlanılabilirlik düzeyi, yaşları 12–18 arası değişen 10 hastanın üst çene orta ve yan keser dişlerde araştırılmıştır. Bu

çalışma sonunda aynı hekim tarafından, aynı metot ile sabah ve öğleden sonra gerçekleştirilen SaO₂ ölçüm değerleri arasında istatistiksel olarak herhangi bir farklılığın bulunmadığı (p=0.488), PO'dan elde edilen ölçüm değerlerinin Kappa oranının ise 0.78 olduğu belirlenmiştir. Böylece PO'dan elde edilen SaO₂ ölçüm değerlerinin tekrarlanılabilirlik düzeyinin çalışmamız için yeterli olduğu tespit edilmiştir.

Birinci bölümünde, yaşları 12-18 arası değişen 51 hastadaki, simetriğine kök-kanal tedavisi yapılmış, sağlıklı üst çene keser dişlerde, PO'nun güvenilirliği araştırılmış ve PO'nun duyarlılığı 0.813 ve seçiciliği 0.949 olarak hesaplanmıştır. Bu sonuçlara göre, PO'nun sağlıklı dişlerin belirlenmesinde yüksek oranda başarılı bulunduğu, fakat kök-kanal tedavisi yapılmış, cansız dişlerin tespitinde aynı oranda başarılı olmadığı ve duyarlılığı 0.915 olarak hesaplanan EPT'ye göre daha düşük bir başarı gösterdiği belirlenmiştir.

Benzer bir çalışmada ise Gopikrishna ve ark. (104) PO'nun, duyarlılığını 1.0 ve seçiciliğini ise bizim çalışmamıza benzer bir şekilde 0.95 olarak hesaplamışlardır. PO'nun seçiciliğinin her iki çalışmada da benzer bulunmasına karşın, duyarlılığının birbirinden çok farklı olmasının nedeninin, seçilen çalışma gruplarının farklı olmasından kaynaklandığı düşünülmektedir. Çalışmamızda kontrol grubu olarak kök-kanal tedavisi ve restoratif tedavisi tamamlanmış, üst çene keser dişler tercih edilirken, Gopikrishna ve ark. (104) çalışmasında ise endodontik tedavi endikasyonu konulmuş, vitalite durumu kesin olarak bilinmeyen, tek köklü dişler tercih edilmiştir.

Çalışmamızda PO'nun duyarlılığının düşük çıkmasının bir nedeninin de, kök-kanal tedavisi yapılmış dişlerde bulunan kompozit restorasyonların, gönderilen ışığın daha fazla kırılmasına ve çevre dokulara (dişeti vb.) daha fazla saçılmasına yol açarak, yanlış pozitif cevapların alınmasına neden olduğu düşünülmektedir. Bu bakımdan PO'nun, özellikle geniş restorasyonlar bulunan dişlerdeki etkinliği ve güvenilirliği konusunda şüpheler oluşmuştur.

Çalışmamız sırasında dişlerin PKA değerlendirilmelerinin yanı sıra hastaların sağ başparmağından, sistemik SaO₂ seviyesi de ölçülmüş ve ortalama sistemik SaO₂ seviyesi Munshi ve ark.'nın (6) bulduğu sonuçla benzer bir şekilde %98 olarak bulunmuştur. Ancak, yapılan istatistiksel analizler sırasında, 3 bölümde gerçekleştirilen çalışmamızın hiçbir bölümünde elde edilen sistemik SaO₂ değerleri

ile dişlerden elde edilen SaO₂ değerleri arasında herhangi bir ilişki saptanamamıştır (p>0,05).

Bu konuda yapılmış çalışmalar incelendiğinde, Oikarinen ve ark. (100), Calil ve ark. (106), Kahan ve ark. (102) bizim çalışmamızda olduğu gibi parmaktan alınan sistemik SaO₂ değerleri ile dişten elde edilen PKA'nın SaO₂ değerleri arasında herhangi bir ilişki bulamazlarken, Schnettler ve Wallece (99) ve Munshi ve ark. (6) ise her iki değer arasında anlamlı pozitif bir korelasyon bulunduğunu bildirmişlerdir.

Dişlerden elde edilen SaO₂ değeri, bu konuda yapılmış benzer çalışmalarda olduğu gibi bizim çalışmamızda da parmaktan ölçülen sistemik SaO₂ değerlerinden daha düşük çıkmıştır (6,7,99,103). Bunun nedeninin, ışığın mine prizmalarından ve dentin kanalcıklarından geçmesi sırasında kırılmasından kaynaklandığı düşünülmektedir (6,7,75,103).

Dişin vitalitesinin değerlendirilmesinde, PO'nun avantajlarının yanı sıra birçok dezavantajının da bulunduğu bildirilmiştir. Mills, (230) PO'nun başlıca dezavantajlarını, cihazın en ufak hareketten etkilenmesi, dişten zayıf sinyal elde edilmesi, dişlere uygun özel bir prob tipinin bulunmaması ve prob ile diş arasında ışığın geçişini arttıracak özel bir jele ihtiyaç duyulması olarak sıralamıştır.

Bu güne kadar yapılan çalışmalar ve çalışmamızdan elde edilen bulgular değerlendirildiğinde, PO'nun doğal teknolojisinden kaynaklanan problemler nedeniyle diş hekimliği kliniklerinde vitalite testi olarak rutin kullanımda yerini alabilmesinin henüz mümkün olmadığı ve geniş kapsamlı çalışmalarla geliştirilmesi gerektiği düşünülmektedir.

5.2 Lazer Doppler Flowmetriden Alınan Sonuçların Değerlendirmesi

Mikro-vasküler sistemdeki ince kan damarlarında, doğrudan kan akımı ölçümü yapabilen, invaziv olmayan, elektro-optik bir yöntem olan LDF, günümüzde, yaygın bir tanı aracı olarak kullanılmaktadır. Son yıllarda ise, diş hekimliğinde, farklı amaçlarla oldukça etkili bir şekilde kullanılmaya başlanmıştır. Ancak, erişilebilir kaynaklardan elde edilen literatürler incelendiğinde, LDF'nin etkinliği ve elde edilen

verilerin güvenilirliği hakkında henüz yeterli bilgi birikiminin bulunmadığı görülmektedir.

LDF'nin, yetişkinlerde ve çocuklarda güvenilirliği ve çeşitli faktörlerin PKA'da meydana getirdiği değişiklikleri izleyebilme kapasitesi konusunda, çeşitli çalışmalar yapılmıştır (5,142,157-164,)

İlk olarak, Gazelius ve ark. (157), 1986 yılında, LDF tekniğini yetişkin insanlarda kullanmışlar ve sağlıklı dişlerden elde edilen PKA'ya ait sinyallerin, aynı kişiye ait elektrokardiyografi kaydıyla elde edilen kalp atımına paralel seyreden, düzenli sinyaller olduğunu göstermişlerdir. Ayrıca, nekroze dişlerden elde ettikleri kayıtların ise kalp atımlarıyla senkronize olmayan, hareket artefaktlarından kaynaklanan düzensiz, sivri dalgalanmalardan oluştuğunu bildirerek, LDF'nin sağlıklı ve nekroze dişlerin vitalitesinin ayrımında kullanılabileceğini belirtmişlerdir.

Araştırmacılar yayımladıkları başka bir çalışmada ise, insanlarda LDF'nin, kardiyak döngü ve nabızsal sinyal ile uyumlu bir senkronizasyon gösterdiğini bildirmişlerdir (145).

Çürük ve sağlıklı dişlerin PKA'sını ölçen ve tedavi sonrası değerlerle karşılaştıran Erdem (5), pulpa sağlığının ve tedaviye verilen cevabın değerlendirilmesi, prognoz ve tedavi planlamasının hassas şekilde yapılabilmesi için LDF'nin iyi bir temel oluşturmakta olduğunu ifade etmiştir.

İki prob çıkışı olan LDF ile, küçük azı dişlerin PKA'sını ölçen Ikawa ve ark. (146), LDF metodunun pulpa vitalitesini belirlemede en uygun yöntem olduğunu bildirmişlerdir.

Süt dişlerinde yer değiştirme yaralanmalarının çok sık görüldüğünü bildiren Fratkin ve ark. (158), tekniğin güvenilirliğini ve bu yaş grubunda kesici süt dişlerinde kullanılabilirliğini, genel anestezi altında tedavileri yapılan, yaşları 14 ay ile 7 yıl arası değişen 32 çocukta araştırmışlardır. Bu çalışmada, 32 çocuktaki 119 dişte, LDF'den elde edilen sonuçların PKA'yı gösterip göstermediği, dişte pulpektomi yapılmadan önce, yapıldıktan sonra, diş çekilmeden önce ve çekildikten sonra PKA'da ne gibi değişiklikler olduğu araştırılmıştır. Sonuç olarak; pulpadan elde edilen kan akım örneğinin, kalp atımıyla senkronize olduğu ve elde edilen değerlerin PKA'yı gösterdiği, diş çekilmeden, pulpa çıkarılmadan önceki değerler ile, çıkarıldıktan sonraki kan akımı değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı

farklar olduğu bildirilmiştir. Bu sonuçlar üzerine araştırmacılar, tekniğin PKA'yı göstermede güvenilir olduğunu ve çocuk diş hekimliğinde, rahatlıkla ve etkili bir şekilde kullanılabileceğini vurgulamışlardır.

Araştırmacılar, yaptıkları çalışmalarda, LDF'nin güvenilir bir vitalite testi olduğu konusunda birbirlerini destekleyen sonuçlar rapor etmişlerdir (142,159-164).

LDF'den elde edilen değerler ile "Radiolabelled Mikrosfer" ve "Xenon washout" vb. diğer PKA ölçüm tekniklerinden elde edilen değerler arasında iyi bir uyum bulunduğu belirlenmiştir (141,174,175). Liu ve ark.'nın (174), yaptığı bir çalışmada, LDF'nin, PKA ölçümlerinde, "Xenon washout" ve "Radiolabelled Mikrosfer" gibi tekniklere güvenilir bir alternatif olduğu bildirilmiştir. Kim ve ark. (175) ise, "Xenon washout" tekniği ile LDF tekniği arasında önemli bir korelasyon bulunduğunu tespit etmişlerdir. LDF tekniği, güvenilir olduğu kabul edilen bu tekniklere göre bazı avantajlara sahiptir. Kan akımı gerçek zamanlı ve sürekli şekilde ölçülebilmektedir. İnvaziv bir yöntem değildir, komplike cerrahi işlemler gerektirmez ve uygulaması kolaydır. Bunlar diğer tekniklerle mümkün değildir (137, 140,141,175).

Çalışmalardan elde ettiğimiz bilgiler ışığında, LDF'nin PKA ölçme metodu olarak kullanılabilme potansiyelinin yüksek olduğu ve diğer kan akımı ölçme metotlarına göre birçok avantajının bulunduğu görülmektedir. Ancak, LDF'nin, rutin klinik kullanıma girebilmesi ve diş hekimliğinde bir tanı aracı olarak güvenle kullanılabilmesi için çözümlenmesi gereken birçok eksik yönünün bulunduğu da bir gerçektir. Çalışmamız sırasında çözümlenmesi gereken birçok problem bulunduğu tespit edilmiştir. Literatürde LDF'nin bazı olumsuz yönlerinin bulunduğundan bahsedilmiş olsa da, problemlerin çözümü konusunda yeterli bilgi birikiminin olmadığı görülmektedir.

Diş hekimliğinde rutin klinik kullanıma girememesinin ve geliştirilmesi için üzerinde yeterli sayıda geniş kapsamlı çalışmaların yapılamamış olmasının en büyük nedeni, LDF cihazlarının ve problemlerinin maliyetinin çok yüksek olmasıdır. Çalışmamıza başlamadan önce yapmış olduğumuz araştırmalar sonucunda, piyasada az sayıda LDF cihazının bulunduğu, bu cihazların tümünün tıp alanında kullanılmak üzere üretildiği ve PKA ölçümüne yönelik çalışmalarda ise, bu cihazlardan sadece üçünün kullanıldığı saptanmıştır. Bu üç cihazın üretici firmalarıyla görüşüldüğünde

ise, LDF cihazlarının ve problemlerinin maliyetinin çok yüksek olduğu belirlenmiştir. Ayrıca, teknik özellikleri yaklaşık aynı olmasına karşın, cihazlar arasında da belirgin bir fiyat farkının bulunduğu saptanmıştır. Bu bakımdan, yapılan çalışmalarda güvenle kullanıldığı bildirilen, optimum teknik özelliklere sahip cihazlar arasından, en ekonomik olan cihaz tercih edilmiş ve çalışmamızda band genişliği 24Hz ve 24 KHz ve prob ucu çıkış gücü <2 mW olan, 780 nm dalga boyunda lazer ışınına sahip bir LDF cihazı kullanılmıştır.

Çalışmamız sırasında belirlediğimiz bir başka büyük problem ise, LDF cihazı üretici firmalarının ellerindeki mevcut problemler arasında, dişten PKA ölçümü yapabilmeye yönelik üretilmiş prob sayısının çok az olması ya da hiç bulunmamasıdır.

LDF cihazının alımı sırasında, cihaz ile birlikte üretici firma tarafından mevcut problemler arasından sağlanan standart LDF prob boyunun, gerçekleştirilen ön çalışmalar sırasında, dişlerde gerçekleştirilecek PKA ölçümleri için uygun olmadığı belirlenmiştir. Hassas bir cihaz olan LDF, prob veya hastanın en ufak hareketinden etkilenmekte ve yanlış sonuçların ortaya çıkmasına neden olmaktadır. Birçok farklı ölçüm metodu denenmesine karşın, elimizdeki mevcut probun diş üzerinde yeterli stabilitesinin sağlanamadığı ve bu nedenle güvenilir ölçümler yapılamadığı saptanmıştır. (162,168,170).

Bu konuda yapılmış az sayıdaki çalışmadan birisi olan Odor ve ark.'nın (170) yaptığı çalışmada, prob şeklinin, prob içerisinde bulunan lazer ışığını taşıyıcı ve toplayıcı fiberlerin sayısının ve fiberler arası mesafenin, LDF'den elde edilen veriler üzerine etkisi, sağlıklı ve kök-kanal tedavisi yapılmış dişler üzerinde araştırılmıştır. Çalışma sonunda, en ideal sonuçların, 2 adet fiber bulduran ve fiberler arası mesafesi 0,5mm olan prob ile elde edildiği bildirilmiştir.

Üretici firma ile görüşülmüş, Odor ve ark. (170) tarafından belirlenen prob özellikleri göz önünde bulundurularak, 2 fibere sahip ve fiberler arası mesafesi 0.5mm olan, 10 mm uzunluğunda, özel yapım bir diş probunun hazırlanması sağlanmıştır. Hazırlanan bu özel yapım diş probu ile gerçekleştirilen ön çalışmalar sırasında, yeni probun daha güvenilir sonuçlar verdiği görülmüş ve çalışma bu prob ile gerçekleştirilmiştir.

Üretici firma tarafından sağlanan ilk prob ve özel yapım diş probu ile gerçekleştirdiğimiz ön çalışmalar sırasında karşılaştığımız bir başka problem ise, LDF metodu çok hassas bir metot olduğundan, PKA ölçümleri sırasında elde edilen ölçüm değerinin, hastanın ve/veya probun en küçük hareketinden etkilenmesi olmuştur. Literatürde diğer araştırmacıların da aynı problemi yaşadığı ve probun diş üzerinde sabit kalabilmesini sağlamak amacıyla, akril, periodontal pat, silikon esaslı ölçü maddesi vb. prob tutuculardan faydalandıkları görülmüştür (5,143,231,160-173, 182-187,195,199,200-206,237,238).

LDF probunu dişin üzerinde konumlandırmak ve stabilitesini sağlamak için silikon esaslı ölçü maddesi ile hazırlanan bireysel prob tutucuların başarıyla kullanıldığını bildiren çok sayıda çalışma bulunmaktadır (5, 143,162-164,168,170, 172,173,188,196).

PKA ölçümü sırasında, probun sabit kalmasını sağlamaya ve hastanın en ufak hareketinden etkilenmesini önlemeye yönelik yapmış olduğumuz ön çalışmalar sırasında, periodontal pat, silikon esaslı ölçü maddesi ve akril ile hazırlanan prob tutucuların etkinliği araştırılmıştır. Elde ettiğimiz sonuçlara göre, silikon esaslı ölçü maddesi ile hazırlanan prob tutucuların, klinik olarak daha etkili olduğu görülmüş ve çalışma sırasında her bir hasta için silikon esaslı ölçü maddesi ile bireysel prob tutucular hazırlanarak, PKA ölçümleri gerçekleştirilmiştir.

Buckley ve ark. (191), yaptıkları çalışmalarında probun ve hazırlanan bireysel prob tutucuların, PKA ölçümü sırasında, probu hekimin eli ile sabit tutması veya probun bir prob tutucu ile diş üzerinde sabit tutulması ile elde edilen PKA değerleri arasında herhangi bir anlamlı farklılık olmadığını bildirmişlerse de, bu konuda yaptığımız ön çalışmalar sırasında, prob tutucuyu hekimin kendi eli ile sabitlemesinin, PKA ölçüm değerlerini etkilediği görülmüştür ($p=0.037$).

Dişlere uygulanan herhangi bir kuvvetin PKA'yı ve dolayısıyla LDF'den elde edilen değeri değiştirdiği de yapılan çalışmalarda gösterilmiştir (146,182,185-187, 239).

Araştırmaların büyük bir kısmında, ortodontik tedaviler sırasında dişlere uygulanan herhangi bir kuvvetin, dişlerin PKA'sında bir azalmaya neden olduğu bildirilirken (146,182,185-187,239) bazı araştırmalarda ise PKA'da herhangi bir değişikliğin meydana gelmediği belirlenmiştir (183,184).

Araştırmalardan elde edilen bu sonuçlar üzerine, silikon esaslı ölçü maddesi ile hazırlanan prob tutucuları hastanın ısırarak veya hekimin eli ile sabit tutmasının, PKA ölçümü yapılacak dişler üzerinde bir basınç oluşturabileceği ve PKA'nın bu basınçtan etkilenebileceği düşünülmüş ve bu konuda gerçekleştirilen ön çalışmalar sırasında etkileyebildiği görülmüştür ($p=0.048$). Bu nedenle dişlerden elde edilen PKA değerlerinin standardizasyonunun sağlanması, PKA ölçümü yapılacak dişlerde ve bölgede basınç oluşturabilecek herhangi bir kuvvet oluşmasını engellemek amacıyla, silikon esaslı ölçü maddesi ile hazırlanan bireysel prob tutucuların, ilgili dişlerin bulunduğu bölge dışındaki kısımları kalınlaştırılmış ve çeneler arası uyum sağlanmıştır. Böylece hastanın prob tutucuyu ısırarak sabit tutması sırasında, PKA ölçümü yapılacak bölgede ve dişlerde herhangi bir basıncın oluşması engellenmiştir.

LDF ile PKA ölçümüne yönelik yaklaşık 30 yıldır çalışmalar gerçekleştirilmiş olmasına karşın, LDF üreticilerinin, dişten ölçüm yapabilecek ideal özelliklere sahip bir prob ve probun diş üzerinde sabit kalmasını sağlayacak pratik bir prob tutucu geliştirmek için henüz hiçbir girişimde bulunmamış olmaları büyük bir eksikliklerdir.

LDF ölçümlerinin, farklı klinik ortamlarda, rahatlıkla gerçekleştirilebilmesine karşın, metodun başarısı ve güvenilirliği için, ölçümü etkileyen, bireyden ve ortamdan kaynaklanan faktörlerin bilinmesi gerekmektedir.

Bir klinik çalışma sırasında standart ölçüm şartları önceden detaylı bir şekilde belirlenmelidir. LDF ile PKA ölçümüne yönelik bir araştırma yapılırken, ortamın sıcaklığı, hastaya ait sıcaklık, ilaç ve sigara kullanımı, diyet alışkanlıkları, hastanın oturma pozisyonu, fiziksel ve mental aktivitesi, ölçüm yapılan anatomik bölgenin tipi, yeri ve hareketliliği gibi parametrelerin standart bir şekilde önceden belirlenmesi gerektiği konusunda bir fikir birliği bulunmaktadır (5,122,166,167,169,186). Bu bakımdan çevresel faktörlerin, ölçüm yapılmadan önce, stabil hale getirilmesi gerekmektedir.

Ortamın sıcaklığının mikro-dolaşımı etkilediği bilinen bir gerçektir. Benzer şekilde ortamın sıcaklığının, PKA ölçümlerini değiştirebileceği, bu nedenle ölçüm sırasında ideal ortam sıcaklığının normal oda sıcaklığında ($24\pm 1^{\circ}\text{C}$) olmasının ve yaklaşık ölçümden 15 dakika önce ortamın sıcaklığının sabitlenmesinin faydalı olacağı bildirilmektedir (186).

Yamaguchi ve Nanda (186), PKA ölçümleri sırasında en ideal sonuçların, 20-24 °C'lik oda sıcaklığında alındığını tespit etmişlerdir.

Ölçüm sırasında dişin sıcaklığının ve diş ısı uygulamasının, PKA'ya olan etkisini LDF ile inceleyen Andersen ve ark. (166), kesici dişlerin palatinallerine sıcak veya soğuk uygulayarak oluşturulan ısı değişiminin, pulpada vazokonstriksiyon ve vazodilatasyona neden olarak, PKA'da değişimlere neden olduğunu bildirmişlerdir.

Yaptıkları çalışmada, diş soğuk uygulamasının PKA'da meydana getirdiği değişiklikleri LDF kullanarak inceleyen Goodis ve ark. (167), soğüğün PKA'yı azalttığını saptamışlardır.

Hastanın pozisyonu, kullanılan ilaçlar, ölçümden önce alınan yiyecek ve içecekler ölçüm sonuçlarını etkileyebilmektedir. Ölçüm sırasında pozisyonun değiştirilmemesi, konuşulmaması ve olası mental strese kaçınılması gerektiği bildirilmiştir. Ölçümden birkaç saat öncesinden itibaren, sigara içilmemesi, aşırı yemek ve içmekten ve özellikle kafeinli ve alkollü yiyecek ve içeceklerden kaçınılması tavsiye edilmiştir (122,169).

Farklı oturma pozisyonlarında PKA ölçümü yapan Firestone ve ark. (169), sırtüstü yatar pozisyonda, ayakta ve oturma pozisyonuna göre daha yüksek kan akımı değerleri kaydettiklerini bildirmişlerdir. Aynı çalışmada, her bir dişin PKA değerinin, diğer dişlerden farklı olabildiği, sağ-sol aynı tip dişlerde ise PKA değerlerinin birbirine çok yakın olduğu saptanmıştır.

Çalışmamız sırasında, tüm PKA ölçümleri iyi havalandırılmış, ısıtma ve soğutma sistemleri ile sıcaklığı kontrol altında tutulmuş bir ortamda, konumu sabit bir fotöy üzerinde ve fotöy en dik pozisyonda iken gerçekleştirilmiştir. Ölçümlerden önce sıcak veya soğuk bir şey yememeleri ve içmemeleri istenen bireylere, yapılacak olan işlem anlatılmış ve 15 dakika fotöyde istirahat etmelerini takiben ölçümler gerçekleştirilmiştir.

Çalışma öncesinde belirlenmesi gereken bir diğer önemli konu ise, ölçüm yapılacak noktanın, diş üzerindeki konumudur. Çünkü LDF ile PKA ölçümü yapılacak noktanın diş üzerindeki konumunun ölçüm sonuçlarını etkilediği bildirilmiştir (160,162,168).

LDF probunun diş üzerindeki konumunun ölçüm sonuçlarını etkileyip etkilemediğini ve aynı bölgeden yapılan ölçüm değerlerinin zamanla değişip

değişmediğini inceleyen Ramsay ve ark. (160), dişin vestibül yüzünün ortasından kesici kenara yaklaşıldıkça ölçüm değerinin azaldığını, dişetine yaklaşıldıkça arttığını bildirmişlerdir. Mesiodistal yönde kaydırılan ölçüm noktalarından elde edilen PKA ölçüm değerlerinde ise, belirgin bir fark olmadığını ifade etmişlerdir.

Hartman ve ark. da (171), dişin servikal bölgesinin dişin kesici kenarına göre daha iyi sonuçlar verdiğini bildirmişlerdir.

Beş ayrı tip prob kullanarak, dişlerin bukkal yüzeyindeki 4 farklı noktada ölçüm yapan Ingolfsson ve ark. (162), en iyi verileri, probu dişeti kenarına doğru yerleştirerek aldıklarını bildirmişlerdir.

Roebuck ve ark. (168) ise, en ideal sonuçları probun diş eti kenarına 2-3 mm mesafede konumlandırılmasıyla yapılan ölçümlerden elde etmişlerdir.

Çalışmamız sırasında, yukarıda bahsedilmiş araştırmacıların bulgularına paralel olarak, PKA ölçümleri sırasında, PKA ölçümü yapılacak dişlerin kuronunun, vestibülünün, orta bölgesinin, dişeti kenarının 3mm kuronaline, bir boya kalemi ile işaret konulmuş ve bu işaretin alınan ölçü üzerine geçmesi sağlanmıştır. Silikon esaslı ölçü maddesi ile alınan ölçü üzerinde, dişin yüzeyine dik olacak şekilde ve probun ucunu sıkıca kavrayacak büyüklükte (70 numaralı kanal eğesi yardımı ile) delikler hazırlanmıştır. Probun bu deliklere yerleştirilmesinin ve probun uç kısmına gelen silikon parçalarının temizlenmesini takiben ölçü tekrar hastanın ağızına yerleştirilmiştir. Alınan PKA ölçüm değerleri LDF cihazına bağlı bir bilgisayar ekranında, anında görüntülenmiş ve kalp atımlarına benzer düzenli bir görüntü elde edildiği anda 45 saniyelik kayıtlar alınmıştır.

Elde edilen kayıtlar, cihazla birlikte üretici firma tarafından sağlanan bir yazılım aracılığı ile incelenmiş ve en ideal ölçümün elde edildiği, 20 saniyelik bölüm değerlendirilmeye alınmıştır.

Bu noktada, LDF yöntemi ile ilgili ortaya çıkan bir başka problem ise, kabul edilmiş ortak bir birimin henüz bulunmaması olmuştur.

LDF cihazları, doppler kaymasına neden olan ve foto-detektör tarafından algılanan ışık miktarını, sinyal işlemci sayesinde işleyerek, bir elektrik birimi olan “Volt” cinsinden ifade eder. Volt, kırmızı kan hücrelerinin sayısı ve ortalama hızlarının çarpımı ile doğrudan ilişkilidir. Yapılan çalışmalarda, “Volt” biriminin yanı sıra, birbirine yakın anlamlara sahip “Flow”, ve “Flux” biriminin de kullanıldığı

görülmektedir. Son yıllarda yapılan çalışmalarda ise, genellikle “Perfüzyon” (PU) birimi kullanılmaya başlanmıştır. Ancak, cihazdan elde edilen perfüzyon değerinin mutlak olmadığı ve belirli bir sürede, belirli hacimdeki bir dokudan geçen gerçek hücre sayısı gibi, fizyolojik bir tanımlamayı ifade etmediği bildirilmektedir (122,138,139). Bu bakımdan “Avrupa Lazer Doppler Kullananlar Grubunun” yaptığı toplantıda (European Laser Doppler Users' Groups-ELDUG, London, Great Britain, 1992) “1 Perfüzyon (PU)=10mV” olması konusunda görüş birliğine varılmıştır.

Bizim çalışmamızda da, “Perfüzyon (PU)” birimi tercih edilmiş ve 1 Perfüzyon (PU)=10mV olarak kabul edilmiştir. Bu nedenle LDF cihazından elde edilen “Volt” cinsinden değerler, “Perfüzyon (PU)” birimine çevrilmiştir.

Bu konuda ortaya çıkan bir başka problem ise, bir cihazın yaptığı ölçümün evrensel olarak kabul edilmiş standartlarda kalibre edilmesinin gerekliliğidir. Ancak, LDF ile mikro dolaşım ölçümlerinde, hedef dokunun değişkenliği ve fonksiyonu nedeniyle böyle bir standart kalibrasyon yöntemi henüz geliştirilememiştir.

Son yıllarda, Avrupa’daki LDF cihazı üreticilerinden birisi olan Perimed Şirketi, “Brownian Hareketi” olarak adlandırılan, bir tüp içerisinde bulunan koloidal sıvıdaki polystyrene küreciklerinin hareketini esas alan “Motility Standart” ismiyle bir kalibrasyon metodu geliştirmiştir (122,138). Bu süspansiyon, 20°C de, %0.5 yoğunlukta, 0.48 µm çaplı, polystyrene mikro kürecikleri içerir. Sürekli hareket halindeki mikro küreciklerin bu hareketine “Brownian hareketi” denilmekte olup, aynı standarttaki tüm süspansiyonlar için eşit değerdedir. Firma bu hareketi 250 perfüzyon ünitesi olarak tanımlamıştır (138). Bu tanımlamanın fizyolojik bir anlamı olmadığından, perfüzyon değerlerinin başka bir cihazdan elde edilen değerlerle karşılaştırılabileceği, fakat mutlak olmadığı bildirilmiştir (122).

Leahy ve ark. (122) geliştirilen bu metodun bazı eksik yönlerinin bulunduğunu bildirmişlerdir.

Solüsyonda saçılan ışığın, doppler kaymasına uğramamış bileşeni çok azdır veya hiç yoktur ve sinyal kendi kendine oluşur. Geri saçılan ışığın seviyesini arttırmak, stabil hale getirmek ve atım frekansının kapsamını arttırarak çoklu doppler kaymasını oluşturmak için solüsyon içerisindeki küreciklerin konsantrasyonunun arttırılması gerekmektedir

Ancak, sedimantasyon oranını düşürmek ve hızı arttırmak için kırmızı kan hücrelerinden çok daha küçük olan polystyrene mikro kürecikleri kullanıldığından, kırmızı kan hücrelerinin oluşturduğu doppler etkisini oluşturabilmesi çok zordur.

Kalibrasyon sinyali, hedef dokuların fizyolojik aralığını ifade etmekten çok uzaktır. Bu nedenle kalibrasyon metodunun geliştirilmeye ihtiyacı vardır.

Çalışmamız sırasında kullandığımız cihazın üreticisi tarafından herhangi bir kalibrasyon metodu önerilmemiştir ve cihaz her ölçüm sonrasında ölçüm değerini sıfırlamaktadır. Henüz tüm kesimler tarafından kabul edilmiş güvenilir bir kalibrasyon yöntemi bulunmadığından, çalışmamız sırasında herhangi bir kalibrasyon metodu kullanılmamıştır.

İdeal bir kalibrasyon metodundan beklenen özelliklerin, normal klinik tecrübeye sahip bir klinisyen tarafından kolaylıkla kullanılabilir özelliklerde olması, uzun yıllar dayanıklı ve geçerli olması, cihazın aktivite alanındaki doğruluğunun kesin olması, doğruluğunun kontrol edilmesine fırsat vermesi ve en az 24 saat stabil kalması gerektiği bildirilmiştir (122).

Son yıllarda, LDF cihazı üretimi yapan firmaların, yapılan çalışmalardan elde edilen verileri kullanarak, kalibrasyona gerek duymayan yeni nesil cihazlar geliştirmeye çalıştıklarını bildirmelerine karşın (139), farklı LDF cihazı ve farklı prob tipleri ile elde edilen değerlerin birbiri ile kıyaslanabilmesi için, yeni ve güvenilir bir kalibrasyon metoduna da ihtiyaç olduğu açıktır.

LDF'den elde edilen değer ile dokunun gerçek kan akımı arasında her zaman doğrusal bir ilişki bulunmadığından, çıkış sinyal değerinin %100 artması, kan akımının %100 arttığı anlamına gelmeyebilir (140). Bu durum, LDF'den elde edilen perfüzyon değerlerinin, fizyolojik açıdan değerini sınırlamaktadır (137).

Bu olumsuz durumu ortadan kaldırmak için, cihazın sinyal işlemci kısmı önemli görev üstlenir. Sinyal işlemci foto-detektörden gelen sinyali, anlamlı verilere dönüştüren kısımdır. Akım hesaplamasındaki ideal bir algoritma, akım, doku tipleri ve hematokritin tüm değerleri ile doğrusal ilişkiye sahip olmanın yanı sıra, çoklu saçılma etkilerini hesaba katmalıdır. Farklı düşünceler öne sürülmesine rağmen, henüz etkili bir algoritma geliştirilememiştir.

Yapılan klinik ve laboratuvar çalışmalarından optimum sonuçların elde edilmesi, elde edilen sonuçların birbiriyle kıyaslanabilmesi ve bir algoritmanın

oluşturulabilmesi için mümkün olan tüm faktörlerin standardizasyonunun sağlanması gerekmektedir.

Standardize edilmesi gereken cihaza ait başlıca parametreler, lazer ışığının dalga boyu, ışığı dokuya taşıyan ve toplayan fiberlerin (fiber sayısı, fiberler arası mesafe vb.) fiziksel ve optik özellikleri, detektörün ve sinyal üreten elektroniğin band genişliği ve etkinliği, eğer mevcut ise frekansı hesaplayan programın niteliği, sinyal işlemcinin algoritması, zaman sabiti, örnek frekansı ve kalibrasyon metodu gibi veri toplama parametreleridir (5,122,124,125).

Bu faktörlerin büyük bir kısmı, cihaza ve tercih edilen ölçüm protokolüne ait olduğundan standartlaştırılması mümkündür (122). Bu nedenle bir araştırma yapılırken standardizasyonu sağlanan cihazın tipi ve band genişliği, lazer ışığının dalga boyu, probun tipi, probun fiber sayısı ve fiberler arası mesafe gibi parametrelerin çalışmada belirtilmesi gerektiği bildirilmiştir (5,122,124,125,).

Belirlediğimiz bir başka problem ise, şu ana kadar perfüzyon ile fizyolojik durum arasında bir ilişki kurulabilmesi için birçok çalışma yapılmış olmasına karşın, bireyler ve dokular arası fizyolojik çeşitlilik çok fazla olduğundan, halen her bir diş için normal standart perfüzyon değerlerinin bilinmemesidir. Bu nedenle, LDF'nin diş hekimliğinde etkili bir şekilde kullanılabilmesi için, her yaş grubu ve her diş tipi için normal standart değerlerin belirlenmesine ihtiyaç vardır.

Elde ettiğimiz PKA değerlerinin kıyaslamasını yapabilmek amacıyla, kullanmakta olduğumuz LDF cihazı, probu ve ölçüm yöntemi ile ön çalışmalar gerçekleştirilmiştir. Ortalama perfüzyon değerleri, üst orta keser dişler için 10.13 PU, yan keser dişler için 11.61 PU, alt I. süt azı dişler için 11.87 PU ve II. süt azı dişler için ise 12.1 PU olarak saptanmıştır. Ancak, bu güne kadar yapılan çalışmalarda, birbirinden farklı özelliklerde cihaz, prob ve ölçüm yöntemi kullanıldığından, elde edilen bu değerlerin, diğer çalışmalardan elde edilen değerlerle kıyaslanabilmesi mümkün olamamıştır.

Yaklaşık iki yıl süren ön çalışmalarımız sırasında belirlenen birçok problem, çözümlenmeye ve çalışmamız sırasında kullanılacak olan ölçüm yönteminin detayları belirlenmeye çalışılmıştır. Bu bakımdan, çalışmaya geçmeden önce aynı hekim tarafından yapılacak ölçümlerin tekrarlanabilirlik düzeyinin belirlenmesine ihtiyaç duyulmuştur. Bu amaçla yaşları 12-18 arası değişen 10 hastanın, üst çene orta

ve yan keser dişlerinden, PKA ölçümleri LDF ile, aynı hekim tarafından, aynı metot ile, sabah ve öğleden sonra, 2 kez gerçekleştirilmiştir. Her iki ölçüm değerleri arasında istatistiksel olarak herhangi bir farklılığın bulunmadığı ($p=0.422$) ve LDF'den elde edilen ölçüm değerlerinin Kappa oranının ise 0.82 olduğu belirlenmiştir.

Ramsay ve ark. da (160), bulgularımızla uyumlu olarak, LDF ile aynı noktalardan farklı zamanlarda yaptıkları ölçümler arasında, istatistiksel olarak önemli bir farklılığın bulunmadığını belirtmişlerdir.

Tekrarlanabilirlik düzeyinin belirlenmesini takiben, LDF'nin canlı ve cansız dişlerin ayırt edilmesinde güvenilir bir vitalite test yöntemi olup olmadığının araştırılmasına başlanmıştır.

Çalışmamızın birinci bölümünde, LDF'nin güvenilirliği, yaşları 12-18 arası değişen 51 hastadaki, karşılaştırılabilir dişine kök-kanal tedavisi yapılmış, 59 adet, sağlıklı, üst çene keser dişte araştırılmıştır. LDF ile kök-kanal tedavisi yapılmış (1.09 ± 0.6 PU) ve sağlıklı simetrik dişlerden (11.02 ± 3.4 PU) elde edilen PKA değerleri arasında istatistiksel olarak ileri derecede anlamlı farklılık olduğu ($p=0.0001$) saptanmıştır. LDF ile, kök-kanal tedavisi yapılmış ve sağlıklı dişlerden elde edilen PKA değerleri arasında, yaklaşık olarak 1/10 oranı bulunduğundan, LDF'nin, araştırma kapsamında PKA ölçümü yapılan, sağlıklı ve kök-kanal tedavisi yapılmış dişlerin tümünün canlılığını doğru olarak değerlendirdiği belirlenmiştir. Bunun üzerine LDF metodunun duyarlılığının ve seçiciliğinin her ikisinin de 1.0 olarak kabul edilmesinin uygun olacağı sonucuna varılmıştır. Elde ettiğimiz bu sonuçlar, LDF'nin sağlıklı ve nekroze dişleri belirlemede güvenilir sonuçlar verdiğini bildiren çalışmalarla uyum içerisindedir (142,146,157-164).

Kök-kanal tedavisi yapılmış dişlerden oluşturulan kontrol grubundan, LDF ile 0.13 PU ile 2.35 PU arasında (1.09 ± 0.60 PU) bir perfüzyon değeri elde edilmiştir. Sağlıklı dişlerle kıyaslandığında çok düşüğe olsa, elde edilen bu PKA değerinin nedeninin, PKA ölçümlerinde elde edilen sinyalin, sadece pulpadan değil, periodontal ve çevre dokuların kan akımlarından da etkilenmesi olduğu düşünülmüştür (146). Pulpal kan akımı ölçümlerinden elde edilen değerlerin çok büyük bir kısmının, pulpa kaynaklı olmayabileceğini belirten bazı çalışmalar bulunmaktadır (162,171,232-234). Diş etinin, PKA ölçümünü olumsuz etkilememesi

için rubber-dam (lastik örtü), periodontal pat veya silikon esaslı ölçü maddesinin kullanımını önerilmektedir (5,232,235,236).

Hartman ve ark. (171), LDF ile yaptıkları çalışmalarında, PKA üzerine, prob tutucunun, dişin izolasyonunun ve ölçüm yapılan bölgenin etkisini araştırmışlar ve silikon splintin, poli-üretan splinte göre daha iyi sonuçlar verdiğini bildirmişlerdir. Rubber-dam (lastik örtü) izolasyonunun da yararlı olacağını bildiren araştırmacılar, ne yapılırsa yapılsın PKA ölçümlerinin periodontal kontaminasyondan etkilendiğini öne sürmüşlerdir.

Çalışmasında rubber-dam (lastik örtü) kullanılan grup ile kullanılmayan grup arasında herhangi bir fark bulamayan Ikawa ve ark. (146), doğru prob seçimi ve konumlandırılmasının, çevresel dokulardan kaynaklanan hatalı sinyalleri en aza indirmede etkili olduğunu bildirmişlerdir

Bu bilgiler ışığı altında, yapmış olduğumuz ön çalışmalarda, doğru prob seçimi ve konumlandırılması ile birlikte, ışığı yansıtmayan koyu ve mat bir renge sahip silikon esaslı ölçü maddesi ile hazırlanan prob tutucuların, çevre dokuların izolasyonunun sağlanmasında etkili sonuçlar verdiği görülmüştür. Ayrıca, rubber-dam (lastik örtü) uygulaması ve silikon esaslı ölçü maddesi ile bireysel prob tutucu hazırlama işlemlerinin aynı anda kullanılmasının birçok aksaklık yarattığı belirlenmiştir. Bu nedenle büyük çoğunluğunu çocukların oluşturduğu çalışmamız sırasında rubber-dam (lastik örtü) kullanılmamıştır.

Kan akımı değerinin tamamen sıfıra düşmemesinin bir başka nedeninin de, kan hücrelerinin yeniden dağılımına bağlı oluşan küçük hareketlerin, perfüzyon değerinin tam olarak sıfıra düşmesini engellemesi olduğu düşünülmektedir (125). Hayvanlardan çıkarılan herhangi bir doku, birkaç saat sonra *in vitro* olarak incelendiğinde, çok küçük de olsa bir perfüzyon değerinin görülebileceği bildirilmiştir. Aynı durum, arterin tamamen tıkanması sırasında, parmak ucundan kan akımı ölçüldüğünde de ortaya çıkabilmektedir. Hücre akımının sıfıra düştüğü tam damar tıkanması süresince, hücrelerinin yeniden dağılımına bağlı oluşan küçük hareketler nedeniyle ölçülen bu değer, “biyolojik sıfır” olarak adlandırılmaktadır (125).

Literatürde LDF'nin, travmaya uğramış dişlerin vitalitesinin takibinde de güvenilir bir tanı aracı olarak kullanılmasının mümkün olduğu görülmüştür.

Travmaya uğramış dişlerin pulpasındaki sinirlerin geçici parestezisinden dolayı, vasküler sirkülasyonun devam ettiği ama nöral incinmenin olduğu durumlarda geleneksel vitalite test yöntemlerine cevap alınmadığı bilinen bir gerçektir.

Travma geçirmiş dişlerde LDF'nin etkinliği üzerine ilk çalışma, Olgart ve ark. (143) tarafından, 1986 yılında yayımlanmıştır. Yer değiştirme yaralanması bulunan ve pulpal durumu tam olarak bilinmeyen 16 dişten, LDF ile normal veriler elde edilirken, pulpasında nekroz bulguları saptanan 33 dişten elde edilen LDF verilerinin, sağlam simetriklerine göre, daha düşük olduğu tespit edilmiştir. Bu sonuçlara göre araştırmacılar, geleneksel metotlar yetersiz kaldığı takdirde, LDF'nin travmaya uğramış dişlerin vitalitesini değerlendirmede başarıyla kullanılabileceğini bildirmişlerdir.

Birçok araştırmacının, çeşitli travmatik yaralanmaların değerlendirilmesinde ve ortaya çıkan komplikasyonların takibinde, LDF'nin etkinliğine yönelik yaptıkları çalışmaların sonuçlarına göre, LDF'nin travmatik yaralanmalarda güvenle kullanılabileceğini saptamışlardır (199-207,237,238).

Yayımlanan olgu raporlarında da, LDF'nin klinik olarak geleneksel vitalite test yöntemlerine göre çok daha güvenilir ve etkili sonuçlar verdiği gösterilmiştir (208-210).

LDF'nin çocuk diş hekimliğinde, özellikle travmaya uğramış dişlerin vitalitesinin değerlendirilmesinde ve uzun dönem takibinde etkin ve güvenilir bir şekilde kullanılabileceği görülmektedir.

LDF'nin, canlı ve nekroze dişlerin ayırımında ve travmaya uğramış dişlerin değerlendirilmesi ve takibinde güvenle kullanılabilmesinin yanı sıra, periodontoloji (144,176-181), cerrahi (188-195), protez (196-198) ve ortodonti (146,182-188, 239) olgularında da güvenle kullanılabileceğini bildiren çalışmalar mevcuttur.

LDF'nin diş hekimliğinde birçok alanda güvenle ve etkili bir şekilde kullanılabileceğini gösteren çok sayıda çalışma bulunmasına karşın, metodunun, rutin klinik kullanıma girmesini engelleyen ve açıklığa kavuşturulması gereken birçok eksik yönünün bulunduğunu ve ileri çalışmalarla geliştirilmesi gerektiğini bildiren çalışmalar da mevcuttur (4,5,8,122,124,125,235).

LDF'nin eksik yönlerinin başında, dişe gönderilen lazer ışınların büyük bir kısmının pulpaya ulaşmadan saçılması veya absorbe olması gelmektedir. Ayrıca, kan elemanlarından yansıyan ışınların da bir kısmı, aynı şekilde dönüşte saçılmakta ve absorbe olmaktadır. Sonuç olarak, elde edilen değerlerin normal değerleri yansıtıp yansıtmadığı konusunda şüpheler oluşmaktadır.

Yapılan bir çalışmada, dişe uygulanan lazerin, periodontal dokulara iletilip, geri dönebildiği ve lazer ışınının kökün 6 mm derinliğine kadar ulaşabildiği gösterilmiştir. Ancak, daha derinlere ulaşıp ulaşmadığı incelenmemiştir. Bununla birlikte, 6 mm derinlikte, lazerin şiddetinin sınıra düşmediği belirlenmiştir (146).

Lazerin, mine sement birleşiminden itibaren, 4 mm derinliğe kadar yoğun bir şekilde ulaşabildiğini gösteren Polat ve ark. (240), lazer ışınının 13 mm derinliğe kadar ulaşabildiğini belirtmişlerdir.

Lazer ışınının diş kökünün derinliklerine kadar ulaşması, çoklu çarpışmaların ve saçılmaların çok fazla olduğunu düşündürmektedir. Birden fazla hareketli nesneye çarpan ışının frekansında, doppler kayması sayısının artacağı ve bu frekans kaymasının, cihazın hassas olduğu frekans aralığının dışında kaldığı takdirde, elde edilen sinyalin ölçüm değerine bir katkısının olmayacağı bildirilmektedir (235).

Bu noktada ortaya çıkan problemlerin, fiberin ve diş dokularının ışık iletim özelliklerinden kaynaklandığı görülmektedir (235,240-245).

LDF'de lazer ışınını, dokuya ulaştırmak ve geri toplamak için fiber optik kablolar kullanılmaktadır. Bu kablolar, ışığı "tam iç yansıma" prensibine göre taşırlar. Eğer ışık, yoğun ortamdan az yoğun ortama geçerse, bir kırılma meydana gelir ve ışığın bir kısmı yansır. Eğer ışığın geliş açısı kritik açıdan daha büyük olursa kırılma meydana gelmeden, tam bir yansıma olur ve ışık yoğun ortama geri döner. Bu olaya "tam yansıma" denmektedir. Tam yansıma olabilmesi için LDF'de kullanılan fiber optik kabloların çekirdeğinin, çeperinden daha yoğun olması gerektiği belirtilmiştir (245).

Fiber optik kablolarının taşıma prensiplerinden dolayı da saçılmalar artmaktadır. Teorik olarak, tamamen düz duran bir fiber kablonun içine belli açıyla giren bir ışın, diğer ucundan yine aynı açıyla çıkmaktadır. Ancak, pratik uygulamalarda, çoklu iç yansımalar, fiber uzunluğu, mikro pürüzlülük, üretim

hataları ve fiberin düz durmaması gibi nedenlerle ışın giriş açısından iki kat daha fazla kırılarak iletilmektedir.

Fiber optik kabloların bir “kabul konileri” vardır. Işığın fibere girebilmesi için kritik açıdan daha küçük bir eğimle gelmesi gerekmektedir. Işığın çıkışında ise kabul konisinden daha geniş olan bir koni oluşmaktadır (235,245). Sonuçta, ışın pulpaya dik olarak iletilmemektedir. Kırılmaların etkisi ile fiber ucundan çıkan ışın belli açılarla etrafa yayılmakta ve tepesi fiber ucunda, tabanı dış üzerinde olan, konik şekilde bir yayılım olmaktadır (235,245).

Fiber optik kablolardakine benzer problemler, lazer ışınının mine ve dentinden pulpaya doğru geçişi sırasında da karşımıza çıkmaktadır.

Mine prizmalarının kırılma katsayısının 1.619, prizmalar arası maddenin ise 1.573 olduğu bildirilmiştir (241). Bu nedenle, mine prizmaları için tam iç yansıma prensibi geçerli olduğu ve fiber gibi davrandıkları düşünülmektedir (240).

Fried ve ark. (242) minenin, 543nm ve 1060nm dalga boyları arasındaki ışığı, zayıf bir şekilde saçtığını ve emilen kısmın ise ihmal edilebilir düzeyde olduğunu göstermişlerdir.

Minedeki temel iletim prensibi fibere benzemekte ancak, saçılmalar da meydana gelmektedir. Saçılmaların mine prizmalarının düz bir şekilde değil, eğimler yaparak ilerlemesinden kaynaklandığı düşünülmektedir (241). Saçılmaların bir başka nedeninin de hidroksiapatit kristalleri olduğu öne sürülmüştür (235).

Zijp ve ark. (243) hidroksiapatit kristallerinin daha çok, ışının geri yansımından, mine prizmalarının ise, saçılmadan sorumlu olduğunu bildirmişlerdir.

Minedeki renklenme, çatlak, mine ve dentinin mineralizasyon oranlarının farklı oluşunun da, ışığın emilimini etkileyebildiği bildirilmiştir (171,244).

Mineden farklı olarak dentin tübüllerinin kırılma katsayısı 1.33, peritübüler dentinin ise 1.59 olduğu belirlenmiştir (243). Bu nedenle, dentin tübüllerinde tam iç yansıma prensibinin geçerli olmadığı ve fiber gibi davranmadıkları düşünülmektedir (235,240).

Dentindeki ışın saçılmalarını inceleyen araştırmacılar, en önemli etkenin dentin tübülleri olduğunu, mineral kristallerinin ve kollojen fibrillerin ise önemli bir etkisinin olmadığını gözlemlemişlerdir (243).

Görünür ve kızıl-ötesi dalga boyundaki ışığa karşı dentinin cevabını inceledikleri çalışmalarında araştırmacılar, dentinin güçlü saçılma ve zayıf bir emilim özelliği gösterdiğini saptamışlardır (242).

Polat ve ark. (240) yayımladıkları çalışmalarında, dentinin ışık iletiminin, fiberden farklı olarak saçılma tarzında olduğu görüşünü öne sürmüşlerdir.

Bunun dışında önemli olan bir konu da, geri dönebilen ışın miktarıdır. Bölgedeki ışınlar, ölçüm ucunda bulunan toplayıcı fiber aracılığı ile toplanır. Kabul konisinin dışında kalan ışınlar toplayıcı fibere giremeyecektir (245). Bu kadar fazla saçılma olan bir ortamda ışınların ne kadarının cihaza geri dönebileceğinin tahmin edilmesinin mümkün olamayacağı düşünülmektedir (235).

Çalışmamızın sonucunda LDF metodu, PO ve EPT'ye göre çok daha başarılı bulunmuş olmasına karşın, literatürden ve çalışmamızdan elde ettiğimiz sonuçlar değerlendirildiğinde, LDF'nin, eksik yönleri giderilmeden, mevcut haliyle, rutin klinik kullanıma girmesinin çok zor olduğu görülmektedir. Başarılı bir tedavi ancak, doğru bir tanı ile mümkün olabileceğinden, diş hekimi, doğru bir tanı koyabilmek için bilgisini, tecrübesini ve tüm imkânlarını ortaya koymalıdır. Bu amaçla elindeki mevcut tanı yöntemlerinden faydalanmalıdır. Diş hekimliği kliniklerinde en fazla kullanılan tanı yöntemi olan geleneksel vitalite test yöntemlerinin, çocuk ve genç erişkin hastalarda, çeşitli nedenlerle güvenilir sonuçlar veremediği bilinen bir gerçektir. Başta çocuk diş hekimliği olmak üzere, vitalite test yöntemlerini tanı aracı olarak kullanan birçok bölümün, güvenilir bir vitalite test yöntemine ihtiyaç duyduğu muhakkaktır. Fakat kullanılmakta olan geleneksel vitalite test yöntemlerinin, çözümlenmesi mümkün olmayan birçok dezavantajı bulunduğundan, diş hekimleri bu konuda ortaya çıkan problemleri kendi klinik tecrübeleriyle çözmeye çalışmaktadırlar. Bu konuda yapmış olduğumuz çalışmalardan ve literatür incelemesinden elde ettiğimiz sonuçlar göstermiştir ki, üzerinde çalışılmakta olan metotlar arasından bu ihtiyacı karşılayabilme potansiyeli en yüksek olan yöntem LDF yöntemidir. Ancak, LDF'nin de geliştirilmesi gereken birçok eksik yönü bulunmaktadır. Araştırmacılar, ilerleyen teknolojiyi de kullanarak, LDF cihazının ve metodunun eksik yönlerini gidermeye ve daha da geliştirmeye çalışmaktadırlar.

İlerleyen zaman içerisinde çözümlenmesi ve geliştirilmesi beklenen ve bu yönde çalışmalar yürütülen başlıca konular şu şekilde özetlenebilir.

LDF tekniği ile ilgili olarak bir ‘‘Standart Perfüzyon Biriminin’’ geliştirilmesi amaçlanmakta ve yapılan ortak toplantılarda böyle bir sistemin geliştirilmesi tartişılmaktadır (122). Eğer böyle bir standart birim geliştirilebilir ve yeteri kadar uygulanabilirse, yeni nesil, standart kalibre edilmiş LDF cihazları geliştirilebilmesinin n açılacaktır. Böylece farklı cihazlardan elde edilen ölçüm değerlerinin birbirleri kıyaslanabilmesi ve LDF’nin rutin klinik kullanıma girmesi yolunda çok büyük bir aşama kaydedilmiş olacaktır.

Benzer standart kalibrasyonlar, kullanılan prob tipleri içinde gerçekleştirilmelidir. Özellikle kullanılan fiber sayısının ve fiberler arası mesafenin standartlaştırılması, pratik olarak elde edilen ölçümlerin karşılaştırılabilmesi için önemlidir (122). Ancak, ideal prob tipinin özellikleri konusunda bir fikir birliği henüz sağlanamamıştır.

Mikro-vasküler yapıdaki varyasyonlar, incelenen her bir dokunun hematokrit ve optik özelliklerinin çok farklı olması vb. birçok nedenden dolayı, LDF metodunda, lm Őartlarının standartlaştırılması çok zordur (122).

Kan akımının incelenmesi ile ilgilenen tüm kesimler tarafından, bir kısım lm Őartlarının standardizasyonun da bile anlaşma sağlanabilse, LDF cihazlarının geliştirilmesinin ve rutin klinik kullanıma girmesinin önündeki engellerden en önemlisinin üstesinden gelinmesinde, büyük aşama kaydedilmiş olacaktır. Bu Şekilde geliştirilecek analitik modeller sayesinde, çoklu doppler kaymasına neden olarak saçılan bir fotonun, mikro-vasküler yapı içerisindeki hareketi ve elde edilecek sinyaller önceden rahatlıkla tahmin edilebilecek, farklı doku ve prob kombinasyonlarının hassasiyeti önceden belirlenebilecek ve hedef doku için en doğru prob seçilebilecektir.

LDF tekniği konusunda, Avrupa Birliği destekli bir çalışma grubu, uluslararası standardizasyon protokolü oluşturabilmek için çalışmalarına devam etmektedir (128, 122). Açıkça belirtilmelidir ki, mevcut hali ile LDF’den elde edilen PKA lm değerlerinin, birbiri ile karşılaştırılabilmesi mümkün değildir. Bu konuda yapılacak olan kapsamlı çalışmalar, yeni nesil LDF cihazı geliştirme sürecine olumlu katkı sağlayacaktır.

5.3 PO ve LDF'den Alınan Sonuçların Karşılaştırılması

Yaptığımız inceleme sonucunda literatürde, PO ve LDF yöntemlerinin her ikisinin birden aynı çalışmada kullanılması ve elde edilen verilerin karşılaştırılmasıyla yapılan, kliniklerde pulpa dokusunun kanlanması tespitinde etkin ve güvenilir bir şekilde kullanılabilirliğine yönelik herhangi bir çalışma bulunamamıştır.

PO ve LDF'nin güvenilirliğinin araştırıldığı çalışmamızın birinci bölümünde, 51 hastadaki, sağlıklı 59 adet üst çene daimi keser dişten çalışma grubu, kök-kanal tedavisi tamamlanmış karşılaştırılabilir dişlerden ise kontrol grubu oluşturulmuştur.

Çalışma sonunda, 3 yanlış negatif ve 11 yanlış pozitif cevap alınan PO'nun duyarlılığı 0.813, seçiciliği 0.949 olarak hesaplanmıştır.

LDF ile kök-kanal tedavisi yapılmış dişlerden elde edilen PKA ölçüm değerlerinin, sağlıklı olan karşılaştırılabilir dişlerden elde edilen değerlere göre istatistiksel olarak anlamlı derecede daha düşük olduğu saptanmıştır ($p=0.0001$). Kök-kanal tedavisi yapılmış dişlerden ve sağlıklı olan karşılaştırılabilir dişlerden, elde edilen LDF değerleri arasında yaklaşık 1/10 oranı bulunduğu ve LDF'nin tüm dişlerin canlılığını ayırt edebildiği görüldüğünden, LDF'nin duyarlılığının ve seçiciliğinin her ikisinin de 1.0 olarak kabul edilmesinin uygun olacağı sonucuna varılmıştır.

Bu sonuçlara göre LDF metodunun sağlıklı ve kök-kanal tedavisi yapılmış dişlerin tespitinde PO'ya göre çok daha güvenilir sonuçlar verdiği ortadadır.

Kök gelişimini henüz tamamlamamış ve tamamlamış genç daimi dişlerin canlılığının değerlendirildiği çalışmamızın ikinci bölümünde, LDF verileri ile yaş ($r=-0.60$, $p=0.0001$) ve kök gelişim seviyesi ($r=-0.42$, $p=0.0001$) arasında negatif korelasyon, kök ucu açıklığı (milimetre) arasında ise ($r=0.85$, $p=0.0001$) pozitif korelasyon bulunduğu saptanmıştır.

PO ile yapılan ölçümlerden elde edilen veriler ile kök gelişim seviyesi kök ucu açıklığı (milimetre) ve hastanın yaşı arasında herhangi anlamlı bir korelasyon tespit edilememiştir ($p>0.05$).

Elde edilen bu sonuçlara göre PO metodu, genç daimi dişlerin kök ucu gelişimine bağlı olarak oluşan PKA değişikliklerini göstermede, LDF'ye göre daha yetersiz bulunmuştur.

Literatürde, genç daimi dişlerin vitalitesinin değerlendirilmesi sırasında, LDF ve PO'nun birlikte kullanılması ve etkinliklerinin karşılaştırılmasına yönelik bir çalışmanın bulunmadığı görülürken, her bir metodun ayrı ayrı olarak değerlendirilmesiyle yapılan birer çalışma bulunduğu belirlenmiştir.

Goho (7), PO'nun etkinliğini, yaşları 4 ile 10 arası değişen çocuklardaki çürüksüz, herhangi bir gelişimsel anomali göstermeyen, Nolla sınıflamasına göre 6. ile 9. evreler arasındaki, olgunlaşmamış üst çene daimi keser dişlerde incelemiştir. Çalışma sonunda, kök-kanal tedavisi yapılmış kontrol grubu dişlerden herhangi bir sonuç elde edilemezken, henüz olgunlaşmamış 48 genç daimi dişten ise sağlıklı olduklarını gösteren sonuçlar elde edilmiştir. Genç daimi dişlerin ortalama SaO₂ değerini %94 olarak hesaplayan araştırmacı, PO'nun henüz olgunlaşmamış, genç daimi dişlerde güvenle kullanılabileceğini bildirmiştir.

Çalışmamızda PO yöntemi ile, genç daimi dişlerden %97.1 oranında doğru sonuçlar elde edilirken, kök-kanal tedavisi yapılmış dişlerden ise ancak, %81.35 oranında doğru sonuç elde edilebildiği belirlenmiştir.

LDF ile, yaşları 8-75 yaş arası değişen, 22 kişinin sağlıklı üst çene orta keser dişlerinde, PKA'nın yaşa bağlı olarak değişimini inceleyen Ikawa ve ark. (165), yaş arttıkça PKA'nın azaldığı sonucuna varmışlardır ($r = -0.428$, $p < 0.05$). Araştırmacılar, bu durumun, yaşa bağlı olarak pulpa dokusunda meydana gelen arteriosklerotik değişikliklerden ve yaş arttıkça sekonder dentin yapımına bağlı olarak pulpanın hacimce azalmasından kaynaklandığını savunmuşlardır (165).

Elde ettiğimiz bulgular ile araştırmacıların bulgularının birbiriyle uyumlu olduğu görülmesine karşın, araştırmacıların çalışmasında, çalışma grubunun yaş aralığı çok geniş tutulmuş fakat çalışmaya sadece 22 kişi dâhil edilmiştir. Kırk beş hastanın, farklı kök gelişim seviyesindeki toplam 138 diş üzerinde gerçekleştirilen çalışmamızda ise çalışma grubunun yaş aralığı 8-12 arasında değişmektedir. Bu bakımdan elde etmiş olduğumuz sonuçlarımızı, Ikawa ve ark. (165) çalışmasından elde edilen sonuçlarla kıyaslanmanın doğru olmayacağı kanısındayız. Ancak, literatürde bu konuda yapılmış başka çalışma bulunmamaktadır. Yaş ve kök gelişim

seviyesi arttıkça PKA'da anlamlı derecede bir azalma olduğu sonucuna varılabilmesi için bu konuda geniş kapsamlı daha fazla sayıda çalışma yapılması gerektiğini düşünmekteyiz.

Çalışmamızın üçüncü bölümünde ise, PO ve LDF'nin süt azı dişlerindeki etkinliği, yaşın ve fizyolojik kök rezorbsiyonunun ilerlemesine bağlı olarak, PKA'da meydana gelen değişimleri değerlendirme kapasiteleri incelenmiştir.

Yapılan istatistiksel analiz sonucunda, dişlerin rezorbsiyon derecesine göre (başlamamış veya yeni başlamış, orta dereceli ve ileri dereceli) oluşturulan üç grubun her birinden elde edilen LDF değerlerinin, istatistiksel olarak, anlamlı derecede birbirinden farklı olduğu tespit edilmiştir ($p=0.0001$). Yapılan ikili karşılaştırmalar sonucunda, farklılığın ileri derecede fizyolojik kök rezorbsiyonu bulunan gruptan elde edilen LDF değerlerinden kaynaklandığı saptanmıştır.

Ancak, LDF'den farklı olarak, PO değerleri ve rezorbsiyon derecesine göre oluşturulan üç grup arasında istatistiksel olarak anlamlı herhangi bir farklılık saptanamamıştır ($p=0,109$).

LDF değerleri ile rezorbsiyon derecesi ($r=0.50$, $p=0.0001$) ve yaş ($r=0,39$ $p=0.0001$) arasında pozitif yönde bir korelasyon bulunduğu belirlenirken, PO'dan elde edilen değerler ile, yaş ($p=0.120$) ve rezorbsiyon derecesi ($p=0.087$) arasında anlamlı herhangi bir korelasyon belirlenmemiştir.

Bu sonuçlara göre, yaş ve fizyolojik kök rezorbsiyonu ilerledikçe, özellikle ileri derecede fizyolojik kök rezorbsiyonu bulunan süt azı dişlerinin pulpal kanlanmasının arttığı belirlenmiştir. LDF pulpadaki bu değişimin incelenmesinde başarılı bulunurken, tüm süt dişlerinde bir ölçüm yapılabilmesine karşın, PO, süt azı dişlerinin PKA'nın değişiminin incelenmesinde yeterli bulunmamıştır.

Bu güne kadar literatürde, PO ve LDF metotlarını aynı anda kullanarak süt dişlerinde etkinliğini inceleyen herhangi bir çalışma bulunamamıştır. Sadece yapılan 2 farklı çalışmada, Goho (7) PO'nun ve Komatsu ve ark. (246) ise LDF'nin etkinliğini süt keser dişlerde incelemiştir.

Süt ve karışık dişlenme dönemindeki çocukların sağlıklı süt keser dişlerinde, PO'nun etkinliğini inceleyen araştırmacılar (7), 45 süt üst çene orta ve yan keser dişten çalışma grubu ve kök-kanal tedavisi tamamlanmış 10 süt dişinden ise kontrol grubu oluşturmuşlardır. Kulak için üretilen probun modifiye edilmesiyle geliştirilen,

bir diş probu yardımı ile gerçekleştirilen ölçümlerden, süt keser dişlerin ortalama SaO₂ değeri %93 olurken, kontrol grubunda ise bu oran %0 olarak bulunmuştur. Bunun üzerine araştırmacılar, PO'nun, süt dişlerinde diğer geleneksel vitalite test yöntemlerine göre çok daha etkili ve güvenilir sonuçlar verdiğini bildirmişlerdir.

Alt ene süt azı dişlerinde gerçekleştirdiğimiz çalışmamızın üçüncü bölümünde, PO ile, tüm dişlerden bir SaO₂ değeri elde edilebilmiştir. Ancak, ilerleyen yaş ve fizyolojik kök rezorbsiyonuna bağlı olarak alt çene süt azı dişlerin PKA'larında meydana gelen değişimleri incelemede, PO'nun yeterli olmadığı saptanmıştır.

Komatsu ve ark. (246) tarafından son yıllarda yayımlanan bir çalışmada, yaşları 4 ile 8 arası değişen, 12 çocuğun, sağlıklı, 21 üst çene süt keser dişlerinin PKA'sını LDF ile inceleyen araştırmacılar, bizim çalışmamızdan farklı olarak PKA'nın süt dişlerinde zamanla bir azalma eğiliminde olduğunu öne sürmüşlerdir. Bu durumun yaş ve fizyolojik kök rezorbsiyonuna bağlı olarak, süt dişi pulpasındaki kan damarlarında oluşan morfolojik değişikliklerden kaynaklanabileceğini düşünmüşlerdir.

Normal şartlar altında, fizyolojik kök rezorbsiyonu ileri seviyelere ulaşıncaya kadar, süt dişi pulpasının yapısında herhangi bir değişikliğin oluşmadığı öne sürülmektedir (247). Ancak, fizyolojik kök rezorbsiyonunun ileri seviyelere ulaşması ile, pulpada iltihabi hücrelerin görülmeye ve buna bağlı olarak odontoblastların yapısının bozulmaya başladığı bildirilmiştir (248). İlk odontoklastik aktivitenin, kuron pulpasının, apikal kısmının yüzeyinde görülmeye başlamasını takiben, predentinden, dentine doğru bir rezorpsiyonun başladığı da belirlenmiştir (247,248).

Daimi dişlerde, genç daimi dişlerin pulpası hacimce daha geniş iken, hayat boyu yapılmakta olan sekonder dentin ve tamir dentini nedeniyle, zamanla daralmakta ve şekil değiştirmektedir (14,23). Ancak, süt azı dişlerinde, daimi dişlerdeki bu değişime benzer bir değişimin meydana gelmediği düşünölmektedir. Fizyolojik kök rezorbsiyonunun ilerlemesine bağlı olarak, pulpanın evre periodontal dokularla olan ilişkisinde zamanla bir artış söz konusudur. Bu bakımdan yaşın ve fizyolojik kök rezorbsiyonunun ilerlemesine bağlı olarak PKA'da bir artışın olması beklenebilir.

Alt çene süt azı dişlerinin PKA'larının araştırıldığı çalışmamızın üçüncü bölümünden elde etmiş olduğumuz sonuçlar ile, Komatsu ve ark.'nın (246) yaptığı çalışmadan elde edilen sonuçların farklı çıkmasının en büyük nedeninin, çalışma grubumuzun araştırmacılarınkinden farklı olmasından kaynaklandığını düşünmekteyiz. Komatsu ve ark. (246), 12 çocuğun, 21 adet, üst çene, süt ön dişinde PKA ölçümü gerçekleştirirken, çalışmamızda PKA ölçümleri, 41 çocuğun toplam 86 adet alt çene süt azı dişinde gerçekleştirilmiştir. Ayrıca, sonuçların farklı çıkmasının diğer bir nedeni de, her iki çalışmaya dâhil edilen diş gruplarının farklı olması olabilir. Araştırmacılar çeşitli fizyolojik kök rezorbsiyon seviyesindeki üst çene süt keser dişlerde PKA ölçümü yaparlarken çalışmamızda ise daha geniş pulpa hacmine sahip olan süt azı dişleri tercih edilmiştir.

Çalışmamıza katılan hastaların cinsiyetlerinin ve kan basınçlarının (sistolik, diastolik) ne PO, ne de LDF ile ölçülen PKA değerleri üzerinde herhangi anlamlı bir etkisinin bulunmadığı saptanmıştır ($p>0.05$).

Sağlıklı ve kök-kanal tedavisi yapılmış dişlerde PO ve LDF'nin güvenilirliğini incelediğimiz, çalışmamızın birinci bölümünde, sağlıklı dişlerden elde edilen LDF ölçüm değerleri ile hastaların nabız ($r=0.30$, $p=0.019$) ve parmaktan ölçülen sistemik SaO_2 , ($r= 0.34$, $p=0.009$) değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı, pozitif bir korelasyon saptanırken, kök-kanal tedavisi yapılmış dişlerden (I. bölüm), farklı kök gelişim seviyesindeki genç daimi dişlerden (II. bölüm) ve süt azı dişlerden (III. bölüm) elde edilen LDF değerleri ile hastanın nabız ve sistemik SaO_2 değerleri arasında herhangi anlamlı bir ilişkiye rastlanmamıştır.

PO cihazı ile, çalışmamızın birinci bölümünde, SaO_2 seviyelerini incelediğimiz sağlıklı üst çene keser dişlerden elde edilen değerler ile sadece hastaların nabız değerleri arasında ($r= 0.28$, $p=0.034$) bir pozitif korelasyon saptanırken, kök-kanal tedavisi yapılmış dişlerden (I. bölüm), farklı kök gelişim seviyesindeki genç daimi dişlerden (II. bölüm) ve süt azı dişlerden (III. bölüm) elde edilen SaO_2 değerleri ile hastaların nabız değerleri arasında herhangi anlamlı bir ilişkiye rastlanamamıştır. Ayrıca, hastaların sistemik SaO_2 değerlerinin dişlerden elde edilen PO değerleri üzerinde, herhangi bir anlamlı etkisinin olmadığı da saptanmıştır ($p>0.05$).

Çalışmamızın üç bölümünden elde edilen sonuçlar incelendiğinde, pulpanın kanlanması ve vitalitesinin değerlendirilmesinde en güvenilir verilerin, LDF metodundan elde edildiği belirlenmiş ve vitalite test yöntemi olarak LDF, sağlıklı ve canlılığını kaybetmiş dişlerin, genç daimi dişlerin ve süt azı dişlerin vitalitesinin tespitinde başarılı bulunmuştur. PO ile, PKA'nın SaO₂ seviyesi belirlenmeye çalışılan dişlerin %93'ünden bir SaO₂ değeri ölçülebilmeye karşın, metodun güvenilirliği ve etkinliği yeterli bulunmamıştır. Uygulama kolaylığı ve maliyetinin düşük olması nedeniyle kliniklerde rutin olarak kullanılmakta olan EPT'ye karşı, PO metodunun, bir üstünlüğünün bulunmadığı da belirlenmiştir.

LDF, üzerinde çalışılmakta olan diğer PKA ölçüm metodlarına göre invaziv olmayan bir yöntem olması, objektif ve gerektiğinde tekrarlanabilir ölçümler yapması ve ağırlı bir uyarana içermediğinden hastalar tarafından kabul edilebilirliğinin yüksek olması gibi birçok avantajı bulunmaktadır. Ayrıca, cihazdan elde edilen verilerin cihaza bağlı bir bilgisayar vasıtasıyla eş zamanlı olarak izlenmesi, kaydedilmesi ve istatistiksel analizlerinin yapılmasının ve invaziv olan veya olmayan çeşitli uygulamalarla ve sistemlerle birlikte kolaylıkla kombine edilebilmesinin mümkün olması, LDF'nin diğer önemli avantajlarıdır (4,5,8,122, 124,125,235).

Ancak, PKA ölçüm yöntemi olarak üzerinde yaklaşık otuz yıldır çalışmalar yürütülmesine ve ideal bir vitalite test yönteminden beklenen birçok özelliğe sahip olmasına karşın, LDF'nin birçok eksik yönü bulunmaktadır ve mevcut haliyle diş hekimliğinde rutin klinik kullanıma girmesi henüz mümkün görünmemektedir.

LDF'de ölçülen değerler en ufak hareketten etkilendiğinden ağız gibi hareketli bir alanda ölçümlerin tam ve doğru yapılması oldukça zordur. Ayrıca, kalp ve tansiyon ilaçları başta olmak üzere hastanın kullandığı vazo-aktif ilaçlar, hastanın pozisyonu ve ortamın sıcaklığı vb. birçok faktör LDF ile ölçülen değerleri etkileyebildiğinden, güvenilir ölçümlerin yapılabilmesi için hekimin uzun süreli tecrübesi gerekmektedir.

Diş hekimliğinde kullanılmak üzere halen ideal özelliklere sahip bir diş probu geliştirilemediğinden ve kullanılmakta olan LDF sistemlerinin penetrasyonu sınırlı olduğundan, bazı dişlerde kayıt yapılması çok zor olmaktadır. Azı dişlerde ölçüm yapılırken probun konumlandırılması ve stabilitesinin sağlanması konusunda

sıkıntılar yaşanmaktadır. Ayrıca, cihazın ve probun mevcut haliyle, yeni sürmekte olan veya travma sonucu intrüze olmuş dişlerden PKA ölçümü yapılması mümkün görülmemektedir.

Halen, LDF ile gerçekleştirilen PKA ölçümlerinin kalibrasyonunu sağlamak amacıyla kullanılabilen ideal özelliklere sahip bir kalibrasyon yöntemi geliştirilememiş ve LDF'den elde edilen verileri ifade edebilmek için ortak bir birim belirlenememiştir.

LDF cihazları ve probları çok pahalıdır ve LDF'nin biyolojik yapılara hiçbir olumsuz etkisinin olmadığı bildirilmesine karşın, bu konuda yapılmış uzun dönem çalışmalar henüz bulunmamaktadır.

Çalışmamız sırasında vitalite test yöntemi olarak etkinliği ve güvenilirliği araştırılan metotlar arasında en etkili ve en güvenilir metot olduğu görülen LDF'nin, vitalite test yöntemi olarak rutin klinik kullanıma girebilmesi için, metodun, cihazın ve probun geliştirilmesi gerektiği ortadadır. Bu konuda çalışmamıza benzer, geniş kapsamlı çalışmalara ihtiyaç vardır. Teknolojinin de gelişmesi ile eksik yönleri giderilmiş bir vitalite test yönteminin klinik kullanıma girmesi, diş hekimlerine büyük kolaylık sağlayacaktır.

Literatürün gözden geçirilmesi sırasında, PO ve LDF'yi aynı çalışmada inceleyerek, güvenilirliklerini ve etkinliklerini karşılaştıran herhangi bir çalışma bulunmadığı görüldüğünden, üç bölüm halinde gerçekleştirdiğimiz, PO ve LDF'nin güvenilirliğini ve etkinliğini geniş kapsamlı olarak inceleyerek, elde edilen sonuçların karşılaştırılmasını amaçladığımız, bu doktora tez çalışmasının, ideal özelliklere sahip bir vitalite test yönteminin geliştirilmesi sürecine ve literatüre olumlu katkılarının olacağı ve bu konuda araştırma yapan veya yapmayı planlayan araştırmacılara ışık tutacağı, önemli katkılar sağlayacağı kanısındayız.

5.4 SONUÇLAR

5.4.1 Ön çalışmalar

1. LDF ile gerçekleştirilen ön çalışmalar neticesinde sağlıklı üst çene, orta keser dişin normal PKA değeri 10.135 ± 3.725 PU, yan keser dişin 11.614 ± 3.474 PU, alt çene, I. süt azı dişin 11.871 ± 2.454 PU ve II. süt azı dişin ise 12.105 ± 2.796 PU olarak hesaplanmıştır.

2. PO ile gerçekleştirilen ön çalışmalar neticesinde ise sağlıklı, üst çene, orta keser dişin normal SaO_2 değeri $\%84.479 \pm 4.211$, yan keser dişin $\%85.393 \pm 4.282$, alt çene, I. süt azı dişin $\%84.709 \pm 4.443$ ve II. süt azı dişin ise $\%83.582 \pm 5.094$ olarak belirlenmiştir.

5.4.2 Birinci Bölüm; PO ve LDF'nin Güvenilirliği

1. EPT, PO ve LDF'nin vitalite test metodu olarak güvenilirliğinin değerlendirildiği, çalışmamızın birinci bölümünde, kök-kanal tedavisi yapılmış (1.09 ± 0.6 PU) ve sağlıklı simetrik dişlerden (11.02 ± 3.4 PU) elde edilen LDF değerleri arasında istatistiksel olarak ileri derecede anlamlı bir farklılık olduğu saptanmıştır ($p=0.0001$).

2. EPT, PO ve LDF'nin duyarlılığı sırası ile 0.915, 0.813 ve 1.0, seçiciliği ise sırası ile 0.881, 0.949 ve 1.0 olarak hesaplanmıştır.

3. EPT'den alınan negatif/pozitif sonucun, prediktif değeri 0.885/0.912 olarak bulunurken, PO'dan elde edilen negatif/ pozitif sonucun prediktif değeri 0.94/ 0.835 olarak tespit edilmiştir.

4. Üst çene, kök gelişimini tamamlamış, sağlıklı orta ve yan keser dişlerde EPT'nin hata oranı $\%11.9$ olarak tespit edilmiştir.

5. Sağlıklı dişlerden elde edilen PO ve LDF ölçümleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir pozitif korelasyon tespit edilmiştir ($r= 0.32$, $p=0.016$).

6. Sağlıklı ve kök-kanal tedavisi yapılmış dişlerden elde edilen LDF değerleri arasında da pozitif bir korelasyon ($r=0.59$, $p=0.0001$) belirlenmiştir

7. Sağlıklı dişlerden elde edilen LDF değerleri ile hastanın nabız ($r=0.30$, $p=0.019$) ve sistemik SaO_2 ($r= 0.34$, $p=0.009$) değerleri arasında anlamlı, pozitif bir korelasyon saptanmıştır.

8. Sağlıklı dişlerden elde edilen PO değerleri ile, sadece hastanın nabız değerleri arasında ($r= 0.28$, $p=0.034$) anlamlı, pozitif bir korelasyon saptanabilmektedir.

9. Hastanın, kan basıncının ve cinsiyetinin PO ve LDF ile yapılan PKA ölçümleri üzerinde anlamlı bir etkisinin bulunmadığı belirlenmiştir ($p>0.05$).

10. LDF'den, sağlıklı ve kök-kanal tedavili dişlerin canlılığının tespitinde, PO ve EPT'ye göre, çok daha etkili ve güvenilir sonuçlar elde edilmiştir.

5.4.3 İkinci Bölüm; PO ve LDF'nin Genç Daimi Dişlerde Etkinliği

1. Çalışmanın ikinci bölümünde PKA ölçümü yapılan 138 dişten elde edilen LDF verileri ile yaş ($r= -0.60$, $p=0.0001$) ve kök gelişim seviyesi ($r= -0.42$, $p=0.0001$) arasında negatif korelasyon saptanırken, kök ucu açıklığı (milimetre) arasında ise ($r= 0.85$, $p=0.0001$) pozitif korelasyon olduğu belirlenmiştir.

2. PO ile yapılan ölçümlerden elde edilen veriler ile kök gelişim seviyesi, kök ucu açıklığı (milimetre) ve hastanın yaşı arasında herhangi anlamlı bir korelasyon tespit edilememiştir ($p>0.05$).

3. Kök gelişimini henüz tamamlamamış ve tamamlamış dişlerden elde edilen LDF değerlerinin, istatistiksel olarak ileri derecede birbirinden farklı olduğu ($p=0.0001$) tespit edilirken PO değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık da bulunamamıştır ($p=0.512$).

4. Orta ve yan keser dişlerden elde edilen LDF değerleri arasında istatistiksel olarak ileri derecede anlamlı farklılık bulunurken ($p=0.006$), PO değerleri arasında ise herhangi anlamlı bir farklılığa rastlanamamıştır ($p=0.068$).

5. Çocukların cinsiyetinin, sistemik SaO_2 , nabız ve kan basıncının elde edilen LDF ve PO'dan elde edilen verileri üzerinde, istatistiksel olarak anlamlı bir etkisinin olmadığı görülmüştür ($p>0.05$).

6. EPT'nin seçiciliği 0.95 olarak hesaplanmıştır.

7. Farklı kök gelişim seviyelerine sahip dişlerde, EPT'nin hata oranı %4.4 olarak belirlenmiştir.

8. LDF, PO ve EPT metotlarına göre, genç daimi dişlerin vitalitesinin değerlendirilmesinde daha başarılı bulunmuştur.

5.4.4 Üçüncü Bölüm; PO ve LDF'nin Süt Dişlerinde Etkinliği

1. Dişlerin rezorbsiyon derecesine göre oluşturulan üç grubun her birinden elde edilen LDF değerlerinin, istatistiksel olarak, anlamlı derecede birbirinden farklı olduğu tespit edilmiştir ($p=0.0001$). Bu farklılığın ileri derecede fizyolojik kök rezorbsiyonuna sahip dişlerin bulunduğu 3. gruptan kaynaklandığı belirlenmiştir.

2. PO değerleri ve rezorbsiyon derecesine göre oluşturulan 3 grup arasında istatistiksel olarak anlamlı bir ilişki tespit edilememiştir ($p=0.109$).

3. LDF değerleri ile rezorbsiyon derecesi ($r=0.50$, $p=0.0001$) ve yaş ($r=0.39$, $p=0.0001$, orta) arasında pozitif yönde bir korelasyon saptanmıştır.

4. PO'dan elde edilen değerler ile yaş ($p=0.120$) ve rezorbsiyon derecesi ($p=0.087$) arasında anlamlı herhangi bir korelasyon belirlenememiştir.

5. Alt çene I. (11.87 ± 2.4 PU) ve II. süt azı (12.11 ± 2.79 PU) dişlerden elde edilen LDF değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunamamıştır ($p=0.784$).

6. PO ile alt çene I. (84.71 ± 4.44) ve II. süt azı (83.58 ± 5.09) dişlerden elde edilen SaO_2 değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunamamıştır ($p=0,372$).

7. Cinsiyetin, sistemik SaO_2 , nabız ve kan basıncının, LDF ve PO'dan elde edilen değerler üzerinde istatistiksel olarak anlamlı bir etkisinin olmadığı görülmüştür ($p>0,05$).

8. EPT'nin süt azı dişlerindeki seçiciliği 0.81 olarak hesaplanmıştır.

9. Çeşitli derecelerde fizyolojik kök rezorbsiyonu bulunan süt azı dişlerinde EPT'nin hata oranı %18.6 olarak kaydedilmiştir.

10. PO ve EPT fizyolojik kök rezorbsiyonuna bağlı olarak süt azı dişlerinin pulpalarının kanlanmasıda meydana gelen değişikliğin incelenmesinde LDF'ye göre daha yetersiz bulunmuştur.

11. LDF metodu PKA'nın ve dişin vitalitesinin incelenmesinde PO ve EPT'ye göre daha güvenilir ve etkili bulunmasına karşın, vitalite test metodu olarak rutin klinik kullanıma girebilmesi için kapsamlı çalışmalarla geliştirilmesi gerekmektedir.

ÖZET

Süt ve Genç Daimi Dişlerde, Pulse Oksimetri ve Lazer Doppler Flowmetri'nin, Vitalite Test Yöntemi Olarak Etkinliğinin Değerlendirilmesi

Bu çalışma ile; (a) PO ve LDF'nin vitalite test yöntemi olarak sağlıklı ve canlılığını yitirmiş (kök-kanal tedavisi yapılmış) dişler üzerinde güvenilirliklerinin belirlenmesi, (b) farklı kök gelişim seviyesindeki (KGS) genç daimi dişlerde PO ve LDF'nin etkinliğinin incelenmesi (c) PO ve LDF'nin çeşitli derecelerde fizyolojik kök rezorpsiyonu (FKR) bulunan süt azı dişlerindeki etkinliğinin araştırılması ve her bir yöntemden elde edilen sonuçların birbiriyle kıyaslanması amaçlanmıştır.

Bu çalışma 3 bölümde gerçekleştirilmiştir. PO ve LDF ile PKA ölçümleri;

Bölüm I; 51 çocuğun (ort. yaş: 14.6±1,7), sağlıklı ve kök-kanal tedavisi yapılmış toplam 118 üst çene keser dişinde,

Bölüm II; 45 çocuğun (ort. yaş: 9.7±1,1), farklı KGS'ye sahip toplam 138 sağlıklı üst çene keser dişinde,

Bölüm III; 38 çocuğun (ort. yaş: 9.6±1,2), farklı FKR'ye sahip toplam 81 sağlıklı alt çene süt azı dişinde gerçekleştirilmiş ve dişlerin EPT'ye verdikleri cevaplar kaydedilmiştir.

Çalışmamızın bulgularına göre;

Bölüm I; EPT, PO ve LDF'nin duyarlılığı/seçiciliği sırasıyla 0.915/0.881 , 0.813/0.949 ve 1.0/1.0 olarak hesaplanmıştır. Sağlıklı ve kök-kanal tedavisi yapılmış dişlerden elde edilen LDF değerleri birbirinden farklı olduğu saptanmıştır (p=0.0001).

Bölüm II; LDF'den elde edilen değerler ile çocukların yaşları arasında anlamlı negatif korelasyon (r= -0.60, p=0.0001) ve kök ucu açıklığı (mm) arasında ise pozitif korelasyon (r= 0.85, p=0.0001) bulunduğu saptanırken, PO'den elde edilen değerler ile çocukların yaşı ve kök ucu açıklığı arasında herhangi anlamlı bir korelasyon tespit edilememiştir.

Bölüm III; LDF'den elde edilen değerlerin FKR'ye göre oluşturulan gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılıklar gösterdiği (p=0.0001) ve LDF değerleri ile dişlerin FKR dereceleri arasında pozitif korelasyon (r=0.46, p=0.0001) bulunduğu saptanırken, PO'dan elde edilen değerler ile FKR grupları arasında herhangi anlamlı bir ilişki saptanamamıştır (p=0.116).

Sonuç olarak; LDF metodu PKA'nın ve dişin vitalitesinin incelenmesinde PO ve EPT'ye göre daha güvenilir ve etkili bulunmuştur. Ancak, vitalite test metodu olarak LDF'nin rutin klinik kullanıma girebilmesi için geliştirilmesi gerekmektedir.

Anahtar Sözcükler: Pulse Oksimetri, Lazer Doppler Flowmetri, Vitalite Test Metotları, Genç Daimi Dişler, Süt Dişleri

SUMMARY

Evaluation the Efficacy of Pulse Oximetry and Laser Doppler Flowmetry as a Vitality Test Method in Primary and Young Permanent Teeth

The aims of this study were to evaluate (a) the reliability of PO and LDF as a vitality test method in healthy and non-vital (root-canal treated) teeth, (b) the efficacy of PO and LDF in immature young permanent teeth which have different root formation level (RFL), (c) the efficacy of PO and LDF in primary molars that have different physiological root resorption levels (PRRL) and to compare the results which were achieved from each of the methods.

This study was performed in 3 different sections. Recordings of PO and LDF and the responses of electrical pulp tests (EPT) were taken from;

Section I; 118 healthy and non-vital (root canal treated) maxillary permanent incisors in totally 51 children (mean age 14.6 ± 1.7).

Section II; 138 healthy maxillary permanent incisors which have different RFL, in totally 45 children (mean age 9.7 ± 1.1).

Section III; 81 healthy mandibular primary molars which have different PRRL, in totally 38 children (mean age 9.6 ± 1.2).

In results;

Section I; The calculated sensitivity/specificity of EPT, PO and LDF was 0.915/0.881, 0.813/0.949 and 1.0/1.0 respectively. There was a statistically difference between the LDF values of healthy and non-vital (root canal treated) incisors ($p=0.0001$).

Section II; The LDF values demonstrated a negative correlation between children's age ($r= -0.60$, $p=0.0001$) and a positive correlation between root apex distance (millimeter) of teeth ($r= 0.85$, $p=0.0001$) although PO didn't demonstrated any significant correlation.

Section III; The LDF values demonstrated significant difference ($p=0.0001$) between in PRRL groups although PO didn't demonstrated any significant difference ($p=0.116$) and there was a significant positive correlation between LDF values and PRRL ($r=0.46$, $p=0.0001$).

In conclusion; LDF was found to be a more reliable and effective method than PO and EPT in monitoring of PBF and vitality of the teeth. However, the improvement of LDF with further researches is indicated to become a routine vitality test method in practice of dentistry.

Key Words: Pulse Oximetry, Laser Doppler Flowmetry, Vitalite Test Methods, Immature Permanent Teeth, Primary Teeth

6. KAYNAKLAR

1. Alaçam T, Uzel İ, Alaçam A, Aydın M. Endodonti. Barış Yayınları, Ankara, 2000;73-106.
2. Cohen S, Liewehr F. Diagnostic procedures In:Cohen S., Burns R.C. Pathways of the Pulp.(editors) Eighth Ed., Mosby Co., St. Louis, 2002;3-30.
3. Rowe AHR, Ford TRP. The assessment of pulpal vitality. *Int Endod J*, 1990;23(2):77-83.
4. Ford TRP, Patel S. Technical equipment for assessment of dental pulp status. *Endodontic Topics*, 2004;7(1):2-13.
5. Erdem M. Klinik tanıda Laser doppler flowmetry metodundan yararlanılması. Gazi Üniv. Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Diş Hast. ve Ted. A.D. Doktora Tezi, Ankara, 1997.
6. Munshi AK, Hedge AM, Radhakrishnan S. Pulse oximetry: a diagnostic instrument in pulpal vitality testing. *J Clin Pediatr Dent*, 2002;26(2):141-145.
7. Goho C. Pulse oximetry evaluation of vitality in primary and immature permanent teeth. *Pediatr Dent*, 1999;21(2):125-127.
8. Samraj RV, Indira R, Srivisan MR, Kumar A. Recent advances in pulp vitality testing. *Endodontology*, 2003;15:14-19.
9. Bergenholtz G. Inflammatory responses of the dental pulp to bacterial irritation. *J Endod*, 1981;7(3):100-104.
10. Pissiotis E, Spångberg LS. Dentin permeability to bacterial proteins *in vitro*. *J Endod*, 1994;20(3):118-122.
11. Love RM, Jenkinson HF. Invasion of dentinal tubules by oral bacteria. *Crit Rev Oral Biol Med*, 2002;13(2):171-183.
12. Pashley DH. Dynamics of the pulp-dentin complex. *Crit Rev Oral Biol Med*, 1996;7(2):104-133.
13. Suda H, Ikeda H. The Circulation of the pulp. In: Selters and Bender's Dental Pulp. Hargreaves KM, Goodis H. (editors) Rev. ed. of 3rd ed. Chicago:Quintessence Publishing Co, Inc, 2002:123-150.
14. Cengiz T. Endodonti. 3. Baskı. Barış Yayınları, Fakülteler Kitapevi. İzmir, 1990.
15. Derise NL, Ritchey SJ, Furr AK. Mineral composition of normal human enamel and dentin and the relation of composition to dental caries. I. Macrominerals and comparison of methods of analyses. *J Dent Res*, 1974;53(4):847-852.
16. Johansen E. Microstructure of enamel and dentin. *J Dent Res*, 1964;43(Suppl):1007-1020.
17. Mjör IA, Nordahl I. The density and branching of dentinal tubules in human teeth. *Arch Oral Biol*, 1996;41(5):401-412.
18. Garberoglio L, Brannström M. Scanning electron microscopic investigation of human dentinal tubules. *Arch Oral Biol*, 1976;21(6):355-362.

19. Ruschel HC, Chevitarese O. Density and diameter of dentinal tubules of first and second human primary molars-comparative scanning electron microscopy study. *J Clin Pediatr Dent*, 2002;26(3):297-304.
20. Fosse G, Saele PK, Eide R. Numerical density and distributional pattern of dentin tubules. *Acta Odontol Scand*, 1992;50(4):201-210.
21. Schilke R, Lisson JA, Bauss O, Geurtsen W. Comparison of the number and diameter of dentinal tubules in human and bovine dentine by scanning electron microscopic investigation. *Arch Oral Biol*, 2000;45(5):355-361.
22. Ten Cate AR. Oral Histology-Development, Structure and Function. 4th edition, St. Louis: Mosby, 1994;169-217.
23. Peters DD, Mader CL, Donnelly JC. Evaluation of the effects of carbon dioxide used as a pulp test. 3. *In vivo* effect on human enamel. *J Endod*, 1986;12(1):13-20.
24. Zhang JQ, Nagata K, Iijima T. Scanning electron microscopy and immunohistochemical observations of the vascular nerve plexuses in the dental pulp of rat incisor. *Anat Rec*, 1998;251(2):214-220.
25. Matsumoto Y, Kato S, Miura M, Yanagisawa S, Shimizu M. Fine structure and distribution of lymphatic vessels in the human dental pulp:A study using an enzyme-histochemical method. *Cell Tissue Res*. 1997;288(1):79-85.
26. Sawa Y, Yoshida S, Ashikaga Y, Kim T, Yamaoka Y, Suziki M. Immunohistochemical demonstration of lymphatic vessels in human dental pulp. *Tissue Cell*, 1998;30(5):510-516.
27. Uptegrove D, Bishop J, Dorman H. Indirect determination of the blood pressure in the dental pulp. *Arch Oral Biol*, 1968;13(8):929-935.
28. Brown AC, Yankowitz D. Tooth pulp pressure and hydraulic permeability. *Circ Res*, 1964;15:42-50.
29. Christiansen R, Meyer M, Visscher M. Tonometric measurement of dental pulpal and mandibular marrow blood pressure. *J Dent Res*, 1977;56(6):635-645.
30. Tonder KH, Kvinnsland I. Micropuncture measurements of interstitial fluid pressure in normal and inflamed dental pulp in cats. *J Endod*, 1983;9(3):105-109.
31. Tönder KH. Pulpal hemodynamics and interstitial fluid pressure: Balance of transmicrovascular fluid transport. *J Endod*, 1989;15(10):468-472.
32. Kim S. Regulation of pulpal blood flow. *J Dent Res*, 1985;64(spec. issue):590-596.
33. Kim S. Microcirculation of the dental pulp in health and disease. *J Endod*, 1985;11(11):465-471.
34. Pohto M, Antila R. Innervation of blood vessels in the dental pulp. *Int Dent J*, 1972;22(2):228-239.
35. Okamura K, Kobayashi I, Matsuo K, Taniguchi K, Ishibashi Y, Izumi T, et al. An histochemical and ultrastructural study of vasomotor nerves in the microvasculature of human dental pulp. *Arch Oral Biol*, 1995;40(1):47-53.
36. Okamura K, Kobayashi I, Matsuo K, Taniguchi K, Ishibashi Y, Izumi T, et al. Ultrastructure of the neuromuscular junction of vasomotor nerves in the microvasculature of human dental pulp. *Arch Oral Biol*, 1994;39(3):171-176.

37. Schachmann MA, Rosenberg PA, Linke HA. Quantitation of catecholamines in uninflamed human dental pulp tissues by high-performance liquid chromatography. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod*, 1995;80(1):83-86.
38. Parker DA, Marino V, Ivar PM, de la Lande IS. Modulation by presynaptic B-adrenoceptors of noradrenaline release from sympathetic nerves in human dental pulp. *Arch Oral Biol*, 1998;43:949-954.
39. Parker DA, Marino V, Zisimopoulos S, de la Lande IS. Evidence for presynaptic cholinergic receptors in sympathetic nerves in human dental pulp. *Arch Oral Biol*, 1998;43(3):197-204.
40. Parker DA, de la Lande IS, Marino V, Ivar PM. Presynaptic control of noradrenaline release from sympathetic nerves in human dental pulp. *Arch Oral Biol*, 1994;39(1):35-41.
41. Avery JK, Cox CF, Chiego DJ Jr. Presence and location of adrenergic nerve endings in the dental pulps of the mouse molars. *Anat Rec*, 1980;198(1):59-71.
42. Kim S. Ligamental injection: A physiological explanation of its efficacy. *J Endod*, 1986;12(10):486-491.
43. Olgart L. Neural control of pulpal blood flow. *Crit Rev Oral Biol*, 1996;7(2):159-171.
44. Byers MR. Dynamic plasticity of dental sensory nerve structure and cytochemistry. *Arch Oral Biol*, 1994;39(suppl):13S-21S.
45. Byers MR, Närhi MV. Dental injury models: experimental tools for understanding neuroinflammatory interactions and polymodal nociceptor functions. *Crit Rev Oral Biol Med*, 1999;10(1):4-39.
46. Närhi MVO. The characteristics of intradental sensory units and their responses to stimulation. *J Dent Res*, 1985;64(spec. issue):564-571.
47. Byers MR, Taylor PE, Khayat BG, Kimberly CL. Effects of injury and inflammation on pulpal and periapical nerves. *J Endod*, 1990;16(2):78-84.
48. Ikeda H, Tokita Y, Suda H. Capsaicin-sensitive A delta fibers in cat tooth pulp. *J Dent Res*, 1997;76(7):1341-9.
49. D'Souza JE, Walton RE, Peterson LC. Periodontal ligament injection: An evaluation of the extent of anesthesia and postinjection discomfort. *J Am Dent Assoc*, 1987;114(3):341-344.
50. Trowbridge HO, Franks M, Korostoff E, Emling R. Sensory response to thermal stimulation in human teeth. *J Endod*, 1980; 6(1):405-412.
51. Mumford JM. Evaluation of gutta percha and ethyl chloride in pulp testing. *Br Dent J*, 1964;116:338-343.
52. Lundy T, Stanley HR. Correlation of pulpal histopathology and clinical symptoms in human teeth subjected to experimental irritation. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol*, 1969; 27(2):187-201.
53. Rickoff B, Trowbridge H, Baker J, Fuss Z, Bender IB. Effects of thermal vitality tests on human Dental pulp. *J Endod*, 1988;14(10):482-485.
54. Brännström M. A hydrodynamic theory of dentinal painsensation in preparations, caries and dentinal crack syndrome. *J Endod*, 1986;12(10):453-457.
55. Fuss Z, Trowbridge H, Bender IB, Rickoff B, Sorin S. Assessment of reliability of electrical and thermal pulp testing agents. *J Endod*, 1986;12(7):301-304.

56. Peters DD, Baumgartner JC, Lorton L. Adult pulpal diagnosis. I. Evaluation of the positive and negative responses to cold and electrical pulp tests. *J Endod*, 1994;20(10):506-511.
57. Ehrmann EH. Pulp testers and pulp testing with particular reference to the use of dry ice. *Aust Dent J*, 1977; 22(4): 272-279.
58. Jones VR, Rivera EM, Walton RE. Comparison of carbon dioxide versus refrigerant spray to determine pulpal responsiveness *J Endod*, 2002;28(7):531-533.
59. Langeland K, Toben G, Eda S, Langeland LK. The effect of lowered temperatures on dental tissues. *J Connecticut State Dent Assoc*, 1968;43(1):12-25.
60. Shepherd JP. Effects of lowered temperatures on rat pulp and gingiva. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol*, 1976;42(3):386-394.
61. Dowden WE, Emmings F, Langeland K. The pulpal effect of freezing temperatures applied to monkey teeth. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol*, 1983;55(4):408-418.
62. Lutz F, Mormann W, Lutz T. [Enamel cracks caused by vitality tests with carbon dioxide snow] [Article in German] *SSO Schweiz Monatsschr Zahnheilkd*, 1974;84(7):709-725.
63. Bachman A, Lutz F. [Cracks in the dental enamel caused by sensitivity testing with CO₂ snow and dichloro-difluoromethane--a comparative *in vivo* study] [Article in German]. *SSO Schweiz Monatsschr Zahnheilkd*, 1976;86(10):1042-1059.
64. Langeland K. Prevention of pulpal damage. *Dent Clin North Am*, 1972;16(4):709-732.
65. Ingram TA, Peters DD. Evaluation of effects of carbon dioxide used as a pulpal test. Part 2. *In vivo* effect on canine enamel and pulpal tissues. *J Endod*, 1983;9(7):296-303.
66. Augsburger RA, Peters DD. *In vitro* effects of ice, skin refrigerant and CO₂ snow on intrapulpal temperature. *J Endod*, 1981;7(3):110-116.
67. Peters DD, Lorton L, Mader CL, Augsburger RA, Ingram TA. Evaluation of the effects of carbon dioxide used as a pulpal test. 1. *In vitro* effect on human enamel. *J Endod*, 1983;9(6):219-227.
68. Dummer PM, Tanner M. The response of caries-free, unfilled teeth to electrical excitation: a comparison of two new pulp testers. *Int Endod J*, 1986;19(4):172-177.
69. Seltzer S, Bender IB, Ziontz M. The dynamics of pulp inflammation: Correlations between diagnostic data and histologic findings in the pulp. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol*, 1963;16:969-977.
70. Seltzer S, Bender IB, Nazimov H. Differential diagnosis of pulp conditions. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol*, 1965;19:383-391.
71. Dummer PMH, Hicks R, Huws D. Clinical signs and symptoms in pulp disease. *Int Endod J*, 1980;13(1):27-35.
72. Dummer PMH, Tanner M, McCarthy JP. A laboratory study of four electric pulp testers. *Int Endod J*, 1986;19(4):161-171.
73. Lado EA, Richmond AF, Marks RG. Reliability and validity of a digital pulp tester as a test standard for measuring sensory perception. *J Endod*, 1988;14(7):352-356.
74. Cave SG, Freer TJ, Podlich HM. Pulp-test responses in orthodontic patients. *Aust Orthod J*, 2002;18(1):27-34.
75. Schmitt JM, Webber RL, Walker EC. Optical determination of dental pulp vitality. *IEEE T Biomed Eng*, 1991;38(4):346-352.

76. Noblett WC, Wilcox LR, Scamman F, Johnson WT, Diaz-Arnold A. Detection of pulpal circulation *in vitro* by pulse oximetry. *J Endod*, 1996;22(1):1-5.
77. Bishop JG, Dorman HL. Control of blood circulation in oral tissues. *Adv Oral Biology*, 1968;3:1-44.
78. Edwall L, Kindlova M. The effect of sympathetic nerve stimulation on the rate of disappearance of tracers from various oral tissues. *Acta Odontol Scand*, 1971;29(4):387-400.
79. Akkocaoğlu M, Uran N, Ercan M, Etikan İ. Mandibuler vestibuloplastide solvent dehydrate duramater ve palatal mukoza greftinin ¹³³Xe Klerens yöntemiyle kan akımının incelenmesi. *H Ü Diş Hek Fak Derg*, 2002;26(1):51-58.
80. Pelzer M, Larsen M, Friedrich PF, Bishop AT. Measurement of bone blood flow using the hydrogen washout technique-Part I: quantitative evaluation of tissue perfusion in the laboratory rat. *J Orthop Res*, 2008;26(6):741-745.
81. Tönder KH, Aukland K. Blood flow in the dental pulp in dogs measured by local H₂ gas desaturation technique. *Arch Oral Biol*, 1975;20(1):73-79.
82. Hock J, Nuki K. Erythrocyte velocity in vascular networks of young non-inflamed dog gingiva. *J Dent Res*, 1976;55(6):1058-1060.
83. Kaplan ML, Jeffcoat MK, Goldhaber P. Blood flow in gingival and alveolar bone in beagles with periodontal disease. *J Periodont Res*, 1982;17(4):384-389.
84. Kim S, Dorscher-Kim J, Liu MT, Trowbridge HO. Biphasic pulp blood flow response to substance P in the dog as measured with a radiolabelled microspheres method. *Arch Oral Biol*, 1988;33(5):305-309.
85. Daley J, Boyd E, Cooper J, O'Driscoll P. Optical assessment of dental pulp vitality. *J Biomed Eng*, 1988;10(2):146-148.
86. Diaz-Arnold MA, Wilcox RL. Optical detection of pulpal blood. *J Endod*, 1994;20(4):164-168.
87. Diaz-Arnold MA, Arnold MA, Wilcox RL. Optical detection of hemoglobin in pulpal blood. *J Endod*, 1996;22(1):19-22.
88. Nissan R, Trope M, Zhang DC, Chance B. Dual wavelength spectrophotometry as a diagnostic test of the pulp chamber contents. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol*, 1992;74:508-514.
89. Kinnen E, Goldberg HJV. The application of electrical impedance plethysmography to the study of gingival circulation. *J Periodont*, 1978;49(10):528-533.
90. Pogrel MA, Yen CK, Taylor RC. Studies in tooth crown temperature gradients with the use of infrared thermography. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol*, 1989;67(5):583-587.
91. Kells BE, Kennedy JG, Biagioni PA, Lamey PJ. Computerized infrared thermographic imaging and pulpal blood flow: Part 1. A protocol for thermal imaging of human teeth. *Int Endod J*, 2000;33(5):442-447.
92. Kells BE, Kennedy JG, Biagioni PA, Lamey PJ. Computerized infrared thermographic imaging and pulpal blood flow: Part 2. Rewarming of healthy human teeth following a controlled cold stimulus. *Int Endod J*, 2000;33(5):448-462.
93. Hill CM. The efficacy of transillumination in vitality tests. *Int Endod J*, 1986;19(4):198-201.

94. Severinghaus JW. History and recent developments in pulse oximetry. *Scand J Clin Lab Invest*, 1993;53(Suppl. 214):105-111.
95. Yetkin U, Karahan N, Gürbüz A. Klinik uygulamada pulse oksimetre. *Van Tıp Derg*, 2002;9(4):126-133.
96. Seveeringhaus JW, Kelleher JF. Recent developments in pulse oximetry. *Anesthesiology*, 1992;76(6):1018-1038;
97. Murphy GK, Segunda JA, Rockoff MA. Severe burns from a pulse oximeter. *Anesteheiology*, 1990;73(2):350-352.
98. Lawson D, Norley I, Korbon G. Blood for limits and pulse oximeter signal detection. *Anesthesiology*, 1987;67(4):599-603.
99. Schnettler JM, Wallece JA. Pulse oximetry as a diagnostic tool of pulpal vitality. *J Endod*, 1991;17(10):448-490.
100. Oikarinen K, Kopola H., Mäkinieni M, Herrala E. Detection of pulse in oral mucosa and dental pulp by means of optical reflection method. *Endod Dent Traumatol*, 1996;12(2):54-59.
101. Kawakami M, Makimoto K, Noi O, Takahashi H. Feasibility of pulse oximetry to measure arterial O₂ saturation in studies on cochlear blood circulation. *Acta-Otolaryngol-Stockh*, 1991;115(5):908-916.
102. Kahan RS, Gulabivala K, Snook M, Setchell DJ. Evaluation of a pulse oximeter and customized probe for pulp vitality testing. *J Endod*, 1996;22(3):105-109.
103. Gopikrishna V, Kandaswamy D. Assessment of the efficacy of an indigeniously developed pulse oximeter Dental sensor holder for pulp vitality testing. *Int J Dent Res*. 2006;17(3):111-113.
104. Gopikrishna V, Tinagupta K, Kandaswamy D. Comparison of electrical, thermal, and pulse oximetry methods for assessing pulp vitality in recently traumatized teeth. *J Endod*, 2007;33(5):531-535.
105. Gopikrishna V, Tinagupta K, Kandaswamy D. Evaluation of efficacy of a new custom-made pulse oximeter dental probe in comparison with the electrical, and thermal, tests for assessing pulp vitality. *J Endod*, 2007;33(4):411-414.
106. Calil E, Caldeira CL, Gavini G, Lemos EM. Determination of pulp vitality *in vivo* with pulse oximetry. *Int Endod J*, Early View (Articles online in advance of print) Published Online: Jun 28 2008.
107. Pecaro BC, Garehime WJ. The CO₂ laser in oral and maxillofacial surgery. *J Oral Maxillofac Surg*, 1983;41(11):725-728.
108. Miserendino LJ. The history and Development of Laser Dentistry. In: Miserendino LJ, Pick MR. (Eds.) *Lasers in Dentistry*. Quintessence Publishing Co. Inc. Chicago.1995;17-26.
109. Harris DM, Pick MR. Laser Physics. In: Miserendino LJ, Pick MR.(Eds.) *Lasers in Dentistry*. Quintessence Publishing Co. Inc. Chicago.1995;27-38.
110. Stern RH, Vahl J, Sognnaes RF. Lased Enamel: Ultrastructural observations of pulsed carbon dioxide laser effects. *J Dent Res*, 1972;51(2):455-460.
111. Stern RH, Sognnaes RF. Laser beam on dental hard tissues. *J Dent Res*, 1964;43:873.
112. Goldman L, Gray JA, Goldman B, Meyer R. Effects of laser impacts on teeth. *J Am Dent Assoc*, 1965;70:601-606.

113. Taylor R, Shklar G, Roeber F. The effects of laser radiation on teeth, dental pulp and oral mucosa of animals. *Oral Surg Oral Med oral Pathol*, 1965;19:786-795.
114. Adrian JC, Bernier JL, Sprague WG. Laser and the dental pulp. *J Am Dent Assoc*, 1971;83(1):113-17.
115. Lobene RR, Fine D. Interaction of CO₂ laser radiation with oral hard tissues. *J Prosthet Dent*, 1966;16(3):589-97.
116. Lobene RR, Bhussry R, Fine S. Interaction of carbon dioxide laser radiation with enamel and dentin. *J Dent Res*, 1968;47(2):311-317.
117. Kantola S, Laine E, Tarna 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(6):369-79.
118. Melcer J, Chaumette F, Melcer F, Dejardin J. Treatment of dental decay by CO₂ laser beam: preliminary results. *Laser Surg Med*, 1984;4(4):311-321.
119. Melcer J, Chaumette F, Melcer F. Dental pulp exposed to the laser beam. *Laser Surg Med*, 1987;7:347-352.
120. Yamamoto H, Ooya K. Potential of yttrium aluminum garnet laser in caries prevention. *J Oral Pathol*, 1974;3(1):7-15.
121. Yamamoto H, Sato K. Prevention of dental caries by acousto-optically Q switched Nd: YAG laser irradiation. *J Dent Res*, 1980;59(2):137.
122. Leahy MC, de Mul FFM, Nilsson GE, Maniewski R. Principles and practice of the laser-doppler perfusion technique. *Technol Health Care*, 1999;7(2-3):143-162.
123. Yeh Y, Cummins HZ. Localized fluid flow measurements with a He-Ne laser spectrometer. *Appl Phys Lett*, 1964;4:176-178.
124. Güngör K. Lazer doppler flowmetri'nin diş hekimliğindeki önemi, *G Ü Diş Hek Fak Derg*, 2003;20(1):57-63.
125. Polat S, Öztürk M. Diş Hekimliğinde lazer doppler flowmetry. *C Ü Diş Hek Fak Derg*, 1998;1(2):119-125.
126. Cummins HZ, Knable N, Yeh Y. Observation of diffusion broadening of Rayleigh scattered light. *Phys Rev Lett*, 1964;12:150-153.
127. Maiman TH. Stimulated optical radiation in ruby. *Nature*, 1960;187(4736):493-494.
128. Riva C, Ross B, Benedek GB. Laser-doppler measurements of blood flow in capillary tubes and retinal arteries. *Invest Ophthalmol*, 1972;11(11):936-944.
129. Stern MD. *In vivo* evaluation of microcirculation by coherent light scattering. *Nature*, 1975;254(5495):56-58.
130. Holloway GA, Watkins DW. Laser-doppler measurement of cutaneous blood flow. *J Invest Derm*. 1977;69(3):306-309.
131. Stern MD, Lappe DL, Bowen PD, Chimosky JE, Holloway GA, Keiser HR, Bowman RL. Continuous measurement of tissue blood flow by laser-doppler spectroscopy. *Am J Physiol*, 1977;232(4): H441-H448.
132. Watkins D, Holloway GA. An instrument to measure cutaneous blood flow using the doppler shift of laser light. *IEEE Trans Biomed Eng*, 1978;25(1):28-33.

133. Nilsson GE, Tenland T, Öberg PA. A new instrument for continuous measurement of tissue blood flow by light beating spectroscopy. *IEEE Trans Biomed Eng*, 1980;27(1):12-19.
134. Nilsson GE, Tenland T, Öberg PA. Evaluation of a laser-doppler flowmeter for measurement of tissue blood flow. *IEEE Trans Biomed Eng*, 1980;27(10):597-604.
135. Bonner R, Nossal R. Model for laser-doppler measurements of blood flow in tissue. *Appl Opt*, 1981;20:2097-2107.
136. Fischer JC, Parker PM, Shaw WW. Comparison of two laser-doppler flowmeters to the monitoring of dermal blood flow. *Microsurgery*, 1983;(4):164-170.
137. Öberg PA. Laser-doppler flowmetry. *CRC Crit Rev Bioeng*. 1990;18(2):125-163.
138. Periflux Systems: System 4000, Perimed. User's Manual, 1991.
139. Transonic Laser doppler Monitors. BLF21A Series Operator's Manual, Transonic Systems Inc. 1996.
140. Matthews B, Vongsavan N. Advantages and Limitations of laser doppler flowmeters. *Int Endod J*, 1993; 26(1): 9-10.
141. Vongsavan N, Matthews B. Some aspects of the use of laser doppler flowmeters for recording tissue blood flow. *Exp Physiol*, 1993;78(1):1-14.
142. Chandler NP, Pitt Ford TR, Watson TF. Pattern of transmission of laser light through carious molar teeth. *Int Endod J*, 2001;34(7):526-32.
143. Olgart L, Gazelius B, Lindh-Stromberg U. Laser doppler flowmetry in assessing vitality in luxated permanent teeth. *Int Endod J*, 1988;21(5):300-306.
144. Perry DA, McDowell J, Goodis HE. Gingival microcirculation response to tooth brushing measured by laser doppler flowmetry. *J Periodontol*, 1997;68(10):990-995.
145. Gazelius B, Lindh-Stromberg U, Pettersson H, Öberg PA. Laser doppler technique-A future diagnostic tool for tooth pulp vitality. *Int Endod J*, 1993;26(1):8-9.
146. Ikawa M, Vongsavan N, Horiuchi H. Scattering of laser light directed onto the labial surface of extracted human upper central incisors. *J Endod*, 1999;25(7):483-485.
147. Jenkins S, Sepka R, Barwick WJ. Routine use of laser doppler flowmetry for monitoring autologous tissue transplants. *Ann Plastic Surg*, 1988;21(5):423-426.
148. Hoffmann U, Schneider E, Bollinger A. Flow motion waves with high and low frequency in severe ischaemia before and after percutaneous transluminal angioplasty. *Cardiovasc Res*.1990;24(9):711-718.
149. Ahn H, Ivarsson LE, Johansson K, Lindhagen J, Lundgren O. Assessment of gastric blood flow with laser doppler flowmetry. *Scand J Gastroenterol*, 1988;23(10):1203-1210.
150. Fazekas A, Olgart L, Gazelius B, Kerezoudis N, Edwall L. Effects of angiotensin 2 on blood flow in rat submandibular gland. *Acta Physiol Scand*, 1991;142(4):503-507.
151. Tooke JE, Lind PE, Fagrell B. Skin microvascular blood flow control in long duration diabetics with and without complications. *Diabetes Res*,1987;5:189-192.
152. Limbird TJ. Application of laser doppler technology to meniscal injuries. *Clinical Orthopedics*,1991;252:87-91.
153. Khan A, Schall LM, Tur E, Maibach HI, Guy R.H. Blood flow in psoriatic skin lesions:The effect of treatment. *Br J Dermatol*, 1987;117(2):193-201.

154. Staberg B, Serup J. Allergic and irritant skin reactions evaluated by laser doppler flowmetry. *Contact Dermatitis*, 1988;18(1):40-45.
155. Walmsley D, Goodfield MJD. Evidence for an abnormal peripherally mediated vascular responses to temperature in raynaud's phenomenon. *Br J Rheumatol*, 1990;29(3):181-184.
156. Johansson K, Ahn H, Lindhagen J, Tryselius U. Effect of epidural anaesthesia on intestinal blood flow. *Br J Surg*, 1988;75(1):73-76.
157. Gazelius B, Olgart L, Edwall B, Edwall L. Non-invasive recording of blood flow in human dental pulp. *Endod Dent Traumatol*, 1986;2(5):219-221.
158. Fratkin DR, Kenny DJ, Johnston DH. Evaluation of a laser doppler flowmeter to assess blood flow in human primary incisor teeth. *Pediatr Dent*, 1999;21(1):53-56.
159. Wilder-Smith PE. A new method for the non-invasive measurement of pulpal blood flow. *Int Endod J*, 1988;21(5):307-312.
160. Ramsay DS, Artun J, Martinen SS. Reliability of pulpal blood flow measurements utilizing laser doppler flowmetry. *J Dent Res*, 1991;70(11):1427-1430.
161. Ingólfsson ER, Tronstad L, Hersh EV, Riva CE. Effect of probe design on the suitability of laser doppler flowmetry in vitality testing of human teeth. *Endod Dent Traumatol*, 1993;9(2):65-70.
162. Ingólfsson ER, Tronstad L, Hersh EV, Riva CE. Efficacy of laser doppler flowmetry in determining pulp vitality. *Endod Dent Traumatol*, 1994;10(2):83-87.
163. Ingólfsson ER, Tronstad L, Riva CE. Reliability of laser doppler flowmetry in testing vitality of human teeth. *Endod Dent Traumatol*, 1994;10(4):185-187.
164. Evans D, Reid J, Strang R, Stirrups D. A comparison of laser Doppler flowmetry with other methods of assessing the vitality of traumatised anterior teeth. *Endod Dent Traumatol*, 1999;15(6): 284-290.
165. Ikawa M, Komatsu H, Ikawa K, Mayanagi H, Shimauchi H. Age-related changes in the human pulpal blood flow measured by laser Doppler flowmetry. *Dent Traumatol*, 2003;19(1):36-40.
166. Andresen A, Aars H, Brodin P. Effect of cooling and heating of the tooth on pulpal blood flow in man. *Endod Dent Traumatol*, 1994;10(6):256-259.
167. Goodis HE, Winthrop V, White JM. Pulpal responses to cooling tooth temperatures. *J Endod*, 2000;26(5):263-267.
168. Roebuck EM, Evans DJ, Stirrups D, Strang R. The effect of wavelength, bandwidth, and probe design and position on assessing the vitality of anterior teeth with laser doppler flowmetry. *Int J Paediatr Dent*, 2000;10(3):213-220.
169. Firestone AR, Wheatly AM, Thuer UW. Measurement of blood perfusion in the dental pulp with laser doppler flowmetry. *Int J Microcirc Clin Exp*, 1997;17(6):298-304.
170. Odor TM, Pitt Ford TR, McDonald F. Effect of probe design and bandwidth on laser doppler readings from vital and root filled teeth. *Med Eng Phys*, 1996;18(5):359-364.
171. Hartmann A, Azérad J, Boucher Y. Environmental effects of laser doppler pulpal blood-flow measurements in man. *Arch Oral Biol*, 1996;41(4):333-339.
172. Musselwhite JM, Klitzman B, Maixner W, Burkes EJ Jr. Laser Doppler flowmetry: a clinical test of pulpal vitality. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Rad Endod*, 1997;84(4):411-419.

173. Öztürk M, Polat S, Yılmaz D. Farklı oranlarda epinefrin HCL içeren %4 artikain HCL'ün diş ve dişetinin kanlanması üzerinde olan etkilerinin laser doppler flowmetry tekniği ile incelenmesi. *C Ü Diş Hek Fak Derg*, 1998;1:19-23.
174. Liu M, Kim S, Park D, Moskowitz K, Bilotto G, Dorscher-Kim J. Comparison of the effects of intra-arterial and locally applied vasoactive agents on pulpal blood flow in dog canine teeth determined by laser doppler velocimetry. *Arch Oral Biol*, 1983;35(5):405-410.
175. Kim S, Liu M, Markowitz K, Bilotto G, Dorscher-Kim J. Comparison of pulpal blood flow in dog canine teeth determined by the laser doppler and the ¹³³Xenon Washout methods. *Arch Oral Biol*, 1990;35(5):411-413.
176. Baab DA, Öberg PA. Laser doppler measurement of gingival blood flow in dogs with increasing inflammation. *Arch Oral Biol*, 1987;32(8):551-555.
177. Marakoğlu İ, Akpınar A, Çakmak H, Nacitarhan V, Şahin Ö. Düşük doz ultrasonun gingival kan akımı üzerine etkisinin laser doppler flowmetry tekniği ile incelenmesi. *C Ü Diş Hek Fak Derg*, 1999;2(2):105-108.
178. Retzepe M, Tonetti M, Donos N. Gingival blood flow changes following periodontal access flap surgery using laser doppler flowmetry. *J Clin Periodontol*, 2007;34(5):437-443.
179. Marakoğlu İ, Akpınar A, Çakmak H, Gürsoy UK, Demirer S, Sezer H. Evaluation of the changes in gingival microcirculation by laser doppler flowmetry technique after subgingival curettage. *Balkan J Stomatol*, 2004;8(1):49-52.
180. Boutault F, Cadenat K, Hibert PJ. Evaluation of gingival microcirculation by a laser-Doppler flowmeter. Preliminary results. *Cranio Max Fac Surg*, 1989;17(3):105-109.
181. Baab DA, Öberg PA. The effect of cigarette smoking on gingival blood flow in humans. *J Clin Periodontol*, 1987;14(7):418-424.
182. Sano Y, Ikawa M, Sugawara J, Horiuchi H, Mitani H. The effect of continuous intrusive force on human pulpal blood flow. *Eur J Orthod*, 2002;24(2):159-166.
183. Brodin P, Linge L, Aars H. Instant assessment of pulpal blood flow after orthodontic force application. *J Orofac Orthop*, 1996;57(5): 306-309.
184. Barwick PJ, Ramsay DS. Effect of brief intrusive force on human pulpal blood flow. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 1996;110(3):273-279.
185. McDonald F, Pitt Ford TR. Blood flow changes in permanent maxillary canines during retraction. *Eur J Orthod*, 1994;16(1):1-9.
186. Yamaguchi K, Nanda RS. Blood flow changes in gingival tissues due to the displacement of teeth. *Angle Orthod*, 1992;62(4):257-264.
187. Babacan H. Rapid maksiller ekspansiyon sırasında ve retansiyon döneminde destek dişlerin pulpa kan akımlarının laser doppler flowmetry ile değerlendirilmesi. Cumhuriyet Üniversitesi, Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Ortodonti A.D. Doktora Tezi. Sivas-2002.
188. Öztürk M, Doruk C, Özeç İ, Polat S, Babacan H, Bıçakçı AA. Pulpal blood flow:effects of corticotomy and midline osteotomy in surgically assisted rapid palatal expansion. *J Cranio-Maxillofacial Surg*, 2003;31(2):97-100.
189. Justus T, Chang BL, Bloomquist D, Ramsay DS. Human gingival and pulpal blood flow during healing after Le Fort I osteotomy. *J Oral Maxillofac Surg*, 2001;59(1):2-7.

190. Emshoff R, Kranewitter R, Norer B. Effect of Le Fort I osteotomy on maxillary tooth-type- related pulpal blood flow. *Oral Surg Oral Pathol Oral Radiol Endod*, 2000;89(1):88-90.
191. Buckley JG, Jones ML, Hill M, Sugar AW. An evaluation of the changes in maxillary pulpal blood flow associated with orthognathic surgery. *Br J Orthod*, 1999;26(1):39-45.
192. Aanderud-Larsen K, Brodin P, Aars H, Skjelbred P. Laser doppler flowmetry in the assesment of tooth vitality after Lefort I osteotomy. *J Craniomaxillofac Surg*, 1995; 23(6):391-395.
193. Wannfors K, Gazelius B. Blood flow in jaw bones affected by chronic osteomyelitis. *Br J Oral Max Fac Surg*, 1991;29(3):147-153.
194. Verdonck HW, Meijer GJ, Laurin T, Nieman FH, Stoll C, Riediger D, et al. Assessment of vascularity in irradiated and nonirradiated maxillary and mandibular minipig alveolar bone using laser doppler flowmetry. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 2007;22(5):774-778.
195. Emshoff R, Kranewitter R, Brunold S, Laimer K, Norer B. Characteristics of pulpal blood flow levels associated with non-segmented and segmented Le Fort I osteotomy. *Oral Surg Oral Pathol Oral Radiol Endod*, 2008;105(3):379-384.
196. Vag J, Fazekas A. Influence of restorative manipulations on the blood perfusion of human marginal gingiva as measured by laser doppler flowmetry. *J Oral Rehabil*, 2002;29(1):52-57.
197. Develioğlu H, Kesim B, Tuncel A. Evaluation of the marginal gingival health using laser doppler flowmetry. *Braz Dent J*, 2006;17(3):219-222.
198. Polat NT, Özdemir K, Turgut M. Effects of gingival retraction materials on gingival blood flow. *Int J Prosthodont*, 2007;20(1):57-62.
199. Strobl H, Gojer G, Norer B, Emshoff R. Assessing revascularization of avulsed permanent maxillary incisors by laser doppler flowmetry. *J Am Dent Assoc*, 2003;134(12):1597-1603.
200. Strobl H, Emshoff I, Bertram S, Emshoff R. Laser doppler flow investigation of fractured permanent maxillary incisors. *J Oral Rehabil*, 2004;31(1):23-28
201. Strobl H, Haas M, Norer B, Gerhard S, Emshoff R. Evaluation of pulpal blood flow after tooth splinting of luxated permanent maxillary incisors. *Dent Traumatol*, 2004;20(1):36-41.
202. Strobl H, Moschen I, Emshoff I, Emshoff R. Effect of Luxation type on pulpal blood flow mesurements: a long term follow-up luxated permanent maxillary incisors. *J Oral Rehabil*, 2005;32(4):260-265.
203. Emshoff R, Emshoff I, Moschen I, Strobl H. Laser doppler flow measurements of pulpal blood flow and severity of dental injury. *Int Endod J*, 2004;37(7):463-467.
204. Emshoff R, Emshoff I, Moschen I, Strobl H. Diagnostic characteristics of pulpal blood flow levels associated with adverse outcomes of luxated permament maxillary incisors. *Dent Traumatol*, 2004;20(5):270-275.
205. Emshoff R, Emshoff I, Moschen I, Strobl H. Laser doppler flowmetry of luxated permament incisors: a receiver operator characteristic analysis. *J Oral Rehabil*, 2004;31(9):866-872.

206. Emshoff R, Moschen I, Strobl H. Use of laser doppler flowmetry to predict vitality of luxated or avulsed permanent teeth. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod*, 2004;98(6):750-755.
207. Yanpiset K, Vongsavan N, Sigurdsson A, Trope M. Efficacy of laser doppler flowmetry for the diagnosis of revascularization of reimplanted immature dog teeth. *Dent Traumatol*, 2001;17(2):63-70.
208. Mesaros SV, Trope M. Revascularization of traumatized teeth assessed by laser Doppler flowmetry: case report. *Endod Dent Traumatol*, 1997;13(1):24-30.
209. Roeykens HJJ, Van Maele GOG, Martens LCM, De Moor RJC. A two-probe laser Doppler flowmetry assessment as an exclusive diagnostic device in a long-term follow-up of traumatised teeth: a case report. *Dent Traumatol*, 2002;18(2):86-91.
210. Lee YY, Yanpiset K, Sigurdsson A, Vann WF Jr. Laser doppler flowmetry for monitoring traumatized teeth. *Dent Traumatol*, 2001;17(5):231-236.
211. Karayılmaz H, Kırzioğlu Z. Pulse oksimetri ve lazer dopler flowmetrinin vitalite test yöntemi olarak güvenilirliği. Sözlü bildiri. 15. Türk Pedodonti Derneği Uluslararası Kongresi, 17-21 Ekim 2007, Antalya, sayfa;43,44.
212. Karayılmaz H, Kırzioğlu Z. The efficacy of laser doppler flowmetry and pulse oximetry as a pulp vitality test method in primary molars. Poster Presentation with Discussion. 9th Congress of the European Academy of Paediatric Dentistry. 29th May-1st June, 2008, Dubrovnik, Croatia, page;79.
213. Kramer WS, Ireland RL. Measurements of the primary teeth. *J Dent Child*, 1959;26:252-261. (Alınmıştır) Şimşek S, Durutürk L. A flow cytometric analysis of the biodefensive response of deciduous tooth pulp to carious stimuli during physiological root resorption. *Arch Oral Biol*, 2005;50(5):461-468.
214. Lilja J. Innervation of different parts of the predentin and dentin in young human premolars. *Acta Odontol Scand*, 1979;37(6):339-346.
215. Närhi M, Jyvasjarvi E, Virtanen A, Huopaniemi T, Ngassapa D, Hirvnen T. Role of intradental A and C type fibres in Dental pain mechanisms. *Proc Finn Dent Soc*, 1992;88(Suppl 1):507-516.
216. Chambers IG. The role and methods of pulp testing in oral diagnosis. *Int Endod J*, 1982;15(1):1-15.
217. Walton RE, Torabinejad M. Diagnosis and treatment planning. In:Walton RE, Torabinejad M. Principles and Practice of Endodontics, 3rd edn. WB Saunders, Pennsylvania, 2001;49-70.
218. Hyman JJ, Cohen ME. The predictive value of endodontic diagnostic tests. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol*, 1984;58(3):343-346.
219. Fuhr K, Scherer W. Prüfmethodik und ergebnisse vergleichender untersuchungen zur vitalität-sprüfung mit kohlen säureschnee? *Schweiz Mschr Zahnheilk*, 1976;86:1042. (Alınmıştır) Alaçam T, Uzel İ, Alaçam A, Aydın M. Endodonti. Barış Yayınları, Ankara, 2000;73-106.
220. Petersson K, Söderström C, Kaini-Anaraki M, Lévy G. Evaluation of the ability of thermal and electrical tests to register pulp vitality. *Endod Dental Traumatol*, 1999;15(3):127-131.
221. Pollan LD, Kruger GO, Reynolds DC, Mopsik ER. Osseous cryosurgery and its effect on adjacent dental tissues. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol*, 1974;38(5):668-674.

222. Johnsen DC. Innervation of teeth: qualitative, quantitative and developmental assessment. *J Dent Res*, 1985;64(Spec):555-563.
223. Bernick S. Differences in nerve distribution between erupted and non-erupted human teeth. *J Dent Res*, 1964;43:406-411.
224. Johnsen DC, Harshbarger J, Rymer HD. Quantitative assessment of neural development in human premolars. *The Anatomical Record*, 1983;205(4):421-429.
225. Klein H. Pulp responses to an electric pulp stimulator in the developing permanent anterior dentition. *ASDC J Dent Child*, 1978;45(3):199-202.
226. Asfour MA, Millar BJ, Smith PB. An assessment of the reliability of pulp testing deciduous teeth. *Int J Paediatr Dent*, 1996;6(3):163-166.
227. Pileggi R, Dumsha TC, Myslinksi NR. The reliability of electric pulp test after concussion injury. *Endod Dent Traumatol*, 1996;12(1):16-19.
228. Bhaskar SN, Rappaport HM. Dental vitality tests and pulp status. *J Am Dent Assoc*, 1973;86(2): 409-411.
229. Fien M, Gluskin A, Gron W. Evaluation of optical methods of detecting pulp vitality. *J Biomed Optics*, 1997;2(1):58-73.
230. Mills RW. Pulse oximetry: a method of vitality testing for teeth. *Br Dent J*, 1992;172:334-335.
231. Mesaros S, Trope M, Maixner W. Comparison of two laser doppler systems on the measurement of blood flow of premolar teeth under different pulpal conditions. *Int Endod J*, 1997;30(3):167-174.
232. Vongsavan N, Matthews B. Experiments on extracted teeth into the validity of using laser doppler techniques for recording pulpal blood flow. *Arch Oral Biol*, 1993;38(5): 431-439.
233. Polat S, Er K, Akpınar KE, Polat NT. The sources of laser doppler blood-flow signals recorded from vital and root canal treated teeth. *Arch Oral Biol*, 2004;49(1):53-57.
234. Soo-ampon S, Vongsavan N, Soo-ampon M. The sources of laser doppler blood-flow signals recorded from human teeth. *Arch Oral Biol*, 2003;48(5):353-360.
235. Polat S, Er K, Polat NT. Pulpal kan akımı ölçümlerinde lazer doppler akım ölçme tekniğinin güvenilirliği. *G Ü Diş Hek Fak Derg*, 2006;23(2):125-130.
236. Akpınar KE, Er K, Polat S, Polat NT. Effect of gingiva on laser doppler pulpal blood flow measurements. *J Endod*, 2004;30(3):138-40.
237. Emshoff R, Moschen I, Strobl H. Treatment outcomes of dental injury diagnoses as related to blood flow measurements from teeth. *J Oral Rehabil*, 2008;35(3):209-217.
238. Emshoff R, Moschen I, Strobl H. Adverse outcomes of dental trauma splinting as related to displacement injury and pulpal blood flow level. *Dent Traumatol*, 2008;24(1):32-37.
239. Konno Y, Daimaruya T, Iikubo M, Kanzaki R, Takahashi I, Sugawara J, et al. Morphologic and hemodynamic analysis of dental pulp in dogs after molar intrusion with the skeletal anchorage system. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 2007;132(2):199-207.
240. Polat S, Er K, Polat NT. Penetration depth of laser doppler flowmetry beam in teeth. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod*, 2005;100(1):125-129.

241. Zijp JR, ten Bosch JJ, Groenhuis RAJ. He-Ne Laser light scattering by human dental enamel. *J Dent Res*, 1995;74(12):1891-1898.
242. Fried D, Glens RE, Featherstone JDB, Seka W. Nature of light scattering in dental enamel and dentin at visible and near-infrared wavelengths. *Applied Optics*, 1995;34(7): 1278-85.
243. Zijp JR, ten Bosch JJ. Theoretical model for the scattering of light by dentin and comparison with measurements. *Applied Optics*, 1993;32(4):411-415.
244. Heithersay GS, Hirsch RS. Tooth discoloration and resolution following a luxation injury: significance of blood pigment in dentin to laser doppler flowmetry readings. *Quint Int*, 1993;24(9):669-676.
245. Çakır S. Çağımızın iletişim devriminde fiber optik. *Bilim ve Teknik*, 2000;397:34-40.
246. Komatsu H, Ikawa M, Mayanagi H. Age related changes of pulpal blood flow in primary teeth measured by laser doppler blood flowmetry. *Pediatr Dent J*, 2007;17(1):27-31.
247. Rolling I. Histomorphometric analysis of primary teeth during the process of resorption and shedding. *Scand J Dent Res*, 1981;89(2):132-142.
248. Shara N, Okafuji N, Toyoki A, Suzuki I, Deguchi T, Suzuki K. Odontoclastic resorption at the pulpal surface of coronal dentin prior to the shedding of human primary teeth. *Arch Histol Cytol*, 1992;55(3):273-285.