

İÇİNDEKİLER

Sayfa No

KISALTMALAR	vi
TABLO LİSTESİ	vii
ŞEKİL LİSTESİ	viii
ÖZET	xii
SUMMARY	xiii
1. GİRİŞ	1
2. LASER	4
2.1. Laserin Tarihsel Gelişimi	6
2.2. Laser Üretimi	8
2.2.1. Laser Üretimi İçin Önemli Olan Olgular	9
2.2.1.1. Osilasyon	9
2.2.1.2. Q-Anahtarlaması	9
2.2.1.3. Mode kilitlenmesi	9
2.3. Laser Işınımının Özellikleri	10
2.3.1. Yönlendirilme	10
2.3.2. Dalga Boyu	10
2.3.3. Şiddet	10
2.3.4. Faz Uygunluğu	11
2.4. Laser Üretim Cihazlarının Temel Bileşenleri	12
2.4.1. Aktif Kaynak	12
2.4.2. Uyarma Mekanizması	12
2.4.3. Yüksek Yansıtıcı Ayna	12
2.4.4. Kısmi Geçirgen Ayna	12
2.5. Laser İletim Sistemleri	13
2.5.1. Mafsallı Kollar	14
2.5.2. Optik Fiberler	15
2.5.3. Oyuk Dalga Kılavuzu (Hollow Waveguides)	17
2.5.4. Mikromanipülatörler	18
2.5.5. Endoskop	19
2.6. Laser Kullanım Alanları	19
2.6.1. Laserin Endüstride Kullanımı	19
2.6.1.1. Ölçme Amaçlı Laser Kullanımı	20
2.6.1.2. İşleme Amaçlı Laser Kullanımı	20
2.6.1.3. Analiz Amaçlı Laser Kullanımı	21
2.6.2. Stratejik Amaçlı Laser Kullanımı	21
2.6.3. Arkeometrik Amaçlı Laser Kullanımı	21
2.6.4. Haberleşmede Laser Kullanımı	22
2.6.5. Tıp Amaçlı Laser Kullanımı	22
2.6.5.1. Diş Hekimliğinde Laser	23
2.7. Laser Çeşitleri	24
2.7.1. Katı Hal Laserleri	24
2.7.2. Yarı İletken Laserleri	26
2.7.3. Gaz Laserleri	26
2.6.4. Kimyasal Laserler	27
2.6.5. Sıvı Laserler	27

2.8. Tıpta Kullanılan Laserler	27
2.8.1. Argon Laserleri	27
2.8.2. Karbondioksit Laserleri	28
2.8.3. Yarı İletken Diyot Laserleri	28
2.8.4. Erbiyum Laserleri	28
2.8.5. Holmiyum Laserleri	28
2.8.6. Nd:YAG Laserleri	29
3. Er:YAG LASER TEKİNİĞİ	30
3.1. Er:YAG Tekniğinin Gelişimi	30
3.2. Er:YAG Tekniğinin Özellikleri	31
3.3. Er:YAG Laserleri ile Doku Kesimi	32
3.4. Klinik Çalışmalar	32
3.5. Er:YAG Tekniği Cihazları	33
3.5.1. Waterlase	33
3.5.2. DELight	34
3.5.3. Twinlight	34
3.5.4. Kavo Key	34
4. DENEYSEL ÇALIŞMALAR	36
4.1. Dişlerin Tanıtımı	36
4.1.1. Dişlerin Anatomik Yapısı	37
4.1.2. Dişlerin Histolojik Yapısı	38
4.1.3. Deneyde Kullanılan Dişler	40
4.2. Deneyde Kullanılan Cihaz ve Elemanlar	41
4.2.1 VersaWave Er:YAG Laser	42
4.2.1.1. VersaWave Er:YAG Laser Kullanımında Göz Önüne Alınması Gereken Değişkenler	44
4.2.1.2. VersaWave Er:YAG Laser Cihazının Özellikleri	48
4.2.1.3. VersaWave Er:YAG Laser Cihazı ile Deney Düzeneği ve Deney Geometrisi	51
4.2.1.3. VersaWave Er:YAG Laser Cihazı ile Yapılan Çalışmalara İlişkin Deney Parametreleri	52
4.2.2. Mastar Eleman	54
4.2.3. Homojenite Ortamı	55
4.2.4. Volumetrik Tomografi Cihazı	56
4.2.4.1. Volumetrik Tomografi Cihazının Özellikleri	58
4.2.4.2. Volumetrik Tomografi Cihazı ile Çalışma Parametreleri	58
4.2.4.3. Volumetrik Tomografi Cihazı ile Deney Geometrisi	59
4.2.5. Bilgisayar Sistemi	60
4.2.6. Bilgisayar Yazılımı	61
4.3. Deneyin Yapılışı	61
5. DENEY SONUÇLARI	65
5.1. Enerji Değişimi Deneylerinin Sonuçları	65
5.1.1. 55 mJ Enerji Şartında Farklı Frekanslarda Yapılan Deneylerden Elde Edilen Deney Sonuçları	65
5.1.2. 85 mJ Enerji Şartında Farklı Frekanslarda Yapılan Deneylerden Elde Edilen Deney Sonuçları	67

5.1.3. 115 mJ Enerji Şartında Farklı Frekanslarda Yapılan Deneylerden Elde Edilen Deney Sonuçları	68
5.1.4. 145 mJ Enerji Şartında Farklı Frekanslarda Yapılan Deneylerden Elde Edilen Deney Sonuçları	70
5.1.5. 175 mJ Enerji Şartında Farklı Frekanslarda Yapılan Deneylerden Elde Edilen Deney Sonuçları	71
5.1.6. 205 mJ Enerji Şartında Farklı Frekanslarda Yapılan Deneylerden Elde Edilen Deney Sonuçları	73
5.1.7. 235 mJ Enerji Şartında Farklı Frekanslarda Yapılan Deneylerden Elde Edilen Deney Sonuçları	74
5.1.8. 265 mJ Enerji Şartında Farklı Frekanslarda Yapılan Deneylerden Elde Edilen Deney Sonuçları	76
5.1.9. 295 mJ Enerji Şartında Farklı Frekanslarda Yapılan Deneylerden Elde Edilen Deney Sonuçları	77
5.1.10. 325 mJ Enerji Şartında Farklı Frekanslarda Yapılan Deneylerden Elde Edilen Deney Sonuçları	79
5.2. Frekans Değişimi Deneylerinin Sonuçları	80
5.2.1. 10 Hz Frekans Şartında Farklı Enerjilerde Yapılan Deneylerden Elde Edilen Deney Sonuçları	80
5.2.2. 15 Hz Frekans Şartında Farklı Enerjilerde Yapılan Deneylerden Elde Edilen Deney Sonuçları	82
5.2.3. 20 Hz Frekans Şartında Farklı Enerjilerde Yapılan Deneylerden Elde Edilen Deney Sonuçları	83
5.2.4. 25 Hz Frekans Şartında Farklı Enerjilerde Yapılan Deneylerden Elde Edilen Deney Sonuçları	85
5.3. Deney Sonuçlarının Mukayeseli İncelenmesi	86
5.3.1. Enerji Değişim Deneylerinin Mukayeseli İncelenmesi	87
5.3.2. Frekans Değişim Deneylerinin Mukayeseli İncelenmesi	88
6. SONUÇ VE TARTIŞMA	89
KAYNAKLAR	93
ÖZGEÇMİŞ	95

KISALTMALAR

A.B.D.	: Amerika Birleşik Devletleri
Er:YAG	: Erbium Yttrium Aliminium Gallium
FDA	: Food and Drug Administration
IAEA	: International Atomic Energy Agency
LASER	: Light Amplification by Stimulated Emission of Radiation
MASER	: Microwave Amplification by Stimulated Emission of Radiation
MIR	: Mid Infrared
MIS	: Minimal Invasive Surgery
Nd:YAG	: Neodmium Yttrium Aliminium Gallium
NIR	: Near Infrared
VIS	: Visible
YAG	: Yttrium Aliminium Gallium
YSGG	: Yttrium Scandinium Gallium Garnet

TABLO LİSTESİ

<u>No</u>		<u>Sayfa</u>
Tablo 2.1.	Laserin Gelişimi	7
Tablo 2.2.	Laser Çeşitleri	25
Tablo 4.1.	Deneyisel Çalışmalarda Kullanılan Dişlerin Özellikleri	41
Tablo 4.2.	Versa Wave Er:YAG 2940 Laser Cihazının Teknik Özellikleri	48
Tablo 4.3.	Versa Wave Er:YAG 2940 Laser Cihazının Teknik Özellikleri	49
Tablo 4.4.	Versa Wave Er:YAG 2940 Laser Cihazı Kullanılarak Yapılan Çalışmalara İlişkin Deney	53
Tablo 4.5.	NewTom QR-DVT 9000 Volumetrik Tomografi Cihazının Özellikleri	58
Tablo 4.6.	NewTom QR-DVT 9000 Volumetrik Tomografi Cihazının Çalışma Parametreleri	59
Tablo 4.7.	Bilgisayar Sistemi Özellikleri	60
Tablo 5.1.	55 mJ'de Elde Edilen Deney Sonuçları	65
Tablo 5.2.	85 mJ'de Elde Edilen Deney Sonuçları	67
Tablo 5.3.	115 mJ'de Elde Edilen Deney Sonuçları	68
Tablo 5.4.	145 mJ'de Elde Edilen Deney Sonuçları	70
Tablo 5.5.	175 mJ'de Elde Edilen Deney Sonuçları	71
Tablo 5.6.	205 mJ'de Elde Edilen Deney Sonuçları	73
Tablo 5.7.	235 mJ'de Elde Edilen Deney Sonuçları	74
Tablo 5.8.	265 mJ'de Elde Edilen Deney Sonuçları	76
Tablo 5.9.	295 mJ'de Elde Edilen Deney Sonuçları	77
Tablo 5.10.	325 mJ'de Elde Edilen Deney Sonuçları	79
Tablo 5.11.	10 Hz ile Elde Edilen Deney Sonuçları	80
Tablo 5.12.	15 Hz ile Elde Edilen Deney Sonuçları	82
Tablo 5.13.	20 Hz ile Elde Edilen Deney Sonuçları	83
Tablo 5.14.	25 Hz ile Elde Edilen Deney Sonuçları	85
Tablo 5.15.	10 Farklı Enerji ve 4 Farklı Frekansa Yapılan Deney Sonuçları	86
Tablo 6.1.	Er:YAG laser ile diş sert dokusunda kavite oluşturulmasına ilişkin önerilen parametreler	92

ŞEKİL LİSTESİ

<u>No</u>		<u>Sayfa</u>
Şekil 2.1.	Lasere İlişkin Bohr Atom Modeli	4
Şekil 2.2.	Laser İçin Kullanılan Elektromanyetik Spektrum Bölgesi	5
Şekil 2.3.	Laser Üretimine İlişkin çalışma prensibine ilişkin şematik görünüm	8
Şekil 2.4.	Laserin Özelliklerine İlişkin Şematik Gösterim	11
Şekil 2.5.	Laserin Temel Bileşenleri	12
Şekil 2.6.	Mafsallı Kol Temel Bileşenleri	14
Şekil 2.7.	Optik Fiber Temel Bileşenleri	16
Şekil 2.8.	Oyuk Dalga Kılavuzu Temel Bileşenleri	18
Şekil 2.9.	Tıpta kullanılan laserler	29
Şekil 3.1.	Laser doku emilim grafiği	34
Şekil 4.1.	Kalıcı Dişlerin Ağız İçindeki Dizilimi	36
Şekil 4.2.	Dişin Anatomik Yapısı	37
Şekil 4.3.	Dişin Histolojik Yapısı	39
Şekil 4.4.	Deneysel Çalışmalarda Kullanılan Dişler	40
Şekil 4.5.	Deneylerde Kullanılan VersaWave Er:YAG 2940 Laser Cihazının Üstten Görünüşü	42
Şekil 4.6.	Deneylerde Kullanılan VersaWave Er:YAG 2940 Laser Cihazının Yandan Görünüşü	43
Şekil 4.7.	Oral Dokuların Karşılaştırılmalı Bileşenleri	44
Şekil 4.8.	VersaWave Er:YAG 2940 Laser Cihazı ile Kullanılabilen Laser Uçları	46
Şekil 4.9.	Deneylerde Kullanılan Dik Uç	47
Şekil 4.10.	VersaWave Er:YAG 2940 Laser Cihazının Kullanım Paneli	48
Şekil 4.11.	VersaWave Er:YAG 2940 Laser Cihazına ilişkin blok şeması	50
Şekil 4.12.	VersaWave Er:YAG 2940 Laser Cihazına ilişkin optik düzenek resmi	50
Şekil 4.13.	VersaWave Er:YAG 2940 Laser Cihazı ile yapılan Deneysel	51

	Çalışmalarda Kullanılan Düzenek ve Geometri	
Şekil 4.14.	VersaWave Er:YAG 2940 Laser Cihazı ile Yapılan Deneysel Çalışmalarda Kullanılan Düzenek ve Geometriye İlişkin Şematik Çizim	52
Şekil 4.15.	Mastar Elemana Yerleştirilmiş Dişler	54
Şekil 4.16.	Glob İçinde Oluşturulan Su Ortamındaki Mastar Elemanla Dişler	54
Şekil 4.17.	NewTom QR-DVT 9000 Volumetrik Tomografi Cihazı	56
Şekil 4.18.	NewTom QR-DVT 9000 Volumetrik Tomografi Cihazının Blok Şeması	57
Şekil 4.19.	NewTom QR-DVT 9000 Volumetrik Tomografi Cihazı ile Yapılan Deneyin Geometrisi	59
Şekil 4.20.	Kullanılan Bilgisayar Sistemi	60
Şekil 4.21.	Markalanmış Bir Diş	61
Şekil 4.22.	VersaWave Er:YAG 2940 Laser Cihazının Ophir Nova L40(150)A Power Detektor Sistemi ile Kalibre Edilişi	62
Şekil 4.23.	Diş Üzerinde Açılmış Bir Kavite	63
Şekil 4.24.	Ölçüm alınan Diş Kavite Görüntüsü	64
Şekil 5.1.	55 mJ’de Farklı Frekanslarda Açılan Diş Kavitelerinin Tayin Edilen Derinlikleri	66
Şekil 5.2.	55 mJ’de Farklı Frekanslarda Açılan Diş Kavitelerinin Tayin Edilen Çapları	66
Şekil 5.3.	85 mJ’de Farklı Frekanslarda Açılan Diş Kavitelerinin Tayin Edilen Derinlikleri	67
Şekil 5.4.	85 mJ’de Farklı Frekanslarda Açılan Diş Kavitelerinin Tayin Edilen Çapları	68
Şekil 5.5.	115 mJ’de Farklı Frekanslarda Açılan Diş Kavitelerinin Tayin Edilen Derinlikleri	69
Şekil 5.6.	115 mJ’de Farklı Frekanslarda Açılan Diş Kavitelerinin Tayin Edilen Çapları	69
Şekil 5.7.	145 mJ’de Farklı Frekanslarda Açılan Diş Kavitelerinin Tayin Edilen Derinlikleri	70
Şekil 5.8.	145 mJ’de Farklı Frekanslarda Açılan Diş Kavitelerinin Tayin	71

	Edilen apları	
Şekil 5.9.	175 mJ’de Farklı Frekanslarda Açılan Diş Kavitelerinin Tayin Edilen Derinlikleri	72
Şekil 5.10.	175 mJ’de Farklı Frekanslarda Açılan Diş Kavitelerinin Tayin Edilen apları	72
Şekil 5.11.	205 mJ’de Farklı Frekanslarda Açılan Diş Kavitelerinin Tayin Edilen Derinlikleri	73
Şekil 5.12.	205 mJ’de Farklı Frekanslarda Açılan Diş Kavitelerinin Tayin Edilen apları	74
Şekil 5.13.	235 mJ’de Farklı Frekanslarda Açılan Diş Kavitelerinin Tayin Edilen Derinlikleri	75
Şekil 5.14.	235 mJ’de Farklı Frekanslarda Açılan Diş Kavitelerinin Tayin Edilen apları	75
Şekil 5.15.	265 mJ’de Farklı Frekanslarda Açılan Diş Kavitelerinin Tayin Edilen Derinlikleri	76
Şekil 5.16.	265 mJ’de Farklı Frekanslarda Açılan Diş Kavitelerinin Tayin Edilen apları	77
Şekil 5.17.	295 mJ’de Farklı Frekanslarda Açılan Diş Kavitelerinin Tayin Edilen Derinlikleri	78
Şekil 5.18.	295 mJ’de Farklı Frekanslarda Açılan Diş Kavitelerinin Tayin Edilen apları	78
Şekil 5.19.	325 mJ’de Farklı Frekanslarda Açılan Diş Kavitelerinin Tayin Edilen Derinlikleri	79
Şekil 5.29.	325 mJ’de Farklı Frekanslarda Açılan Diş Kavitelerinin Tayin Edilen apları	80
Şekil 5.21.	10 Hz İle Farklı Enerjilerde Açılan Diş Kavitelerinin Tayin Edilen Derinlikleri	81
Şekil 5.22.	10 Hz İle Farklı Enerjilerde Açılan Diş Kavitelerinin Tayin Edilen apları	81
Şekil 5.23.	15 Hz İle Farklı Enerjilerde Açılan Diş Kavitelerinin Tayin Edilen Derinlikleri	82
Şekil 5.24.	15 Hz İle Farklı Enerjilerde Açılan Diş Kavitelerinin Tayin Edilen apları	83

Şekil 5.25.	20 Hz İle Farklı Enerjilerde Açılan Diş Kavitelerinin Tayin Edilen Derinlikleri	84
Şekil 5.26.	20 Hz İle Farklı Enerjilerde Açılan Diş Kavitelerinin Tayin Edilen Çapları	84
Şekil 5.27.	25 Hz İle Farklı Enerjilerde Açılan Diş Kavitelerinin Tayin Edilen Derinlikleri	85
Şekil 5.28.	25 Hz İle Farklı Enerjilerde Açılan Diş Kavitelerinin Tayin Edilen Çapları	86
Şekil 5.29.	Dört Farklı Frekansta Enerji Değişimine Bağlı Kavite Derinliği Mukayesesi	87
Şekil 5.30.	Dört Farklı Frekansta Enerji Değişimine Bağlı Kavite Çapı Mukayesesi	87
Şekil 5.31.	On Farklı Enerjide Frekans Değişimine Bağlı Kavite Derinliği Mukayesesi	88
Şekil 5.32.	On Farklı Enerjide Frekans Değişimine Bağlı Kavite Çapı Mukayesesi	88

Er:YAG LASER TEKNİĞİ İLE DİŞ SERT DOKUSUNDA KAVİTE OLUŞTURULMASINA İLİŞKİN ÇALIŞMA ŞARTLARININ İNCELENMESİ VE OPTİMAL PARAMETRELERİN TAYİNİ

ÖZET

Laser yaygın kullanımı olan bir cihaz olup, farklı amaçlara hizmet verebilmektedir. Günümüzde çeşitli laser tipleri bulunmaktadır. Bunlardan; Er:YAG laserler diş hekimliğinde yaygın kullanımı olan bir laser türü olarak ortaya çıkmaktadır.

Bu Yüksek Lisans Tezinde, diş hekimliğinde, diş dokularında çürük temizlemek ve doku şekillendirmesi amacıyla kullanılan halen uygulamadaki gelişkin ve ileri tekniklerden biri olan Er:Yag laserle diş sert dokusundaki kavite açılmasına ilişkin bir çalışma yapılarak, uygulama için önemli olan parametrelerin tekniğe etkisi deneysel olarak incelenmeye çalışılmıştır. Bu amaçla, farklı kurumların imkanları kullanılarak bir dizi deney yapılmıştır.

Er: YAG laser tekniğine ilişkin olarak, kullanılan laser cihazı için, başlıca iki önemli uygulama parametresi söz konusu olmaktadır. Bunlar; uygulanan enerji ve frekans parametreleridir. Bu çalışmada, 10 farklı enerji ve 4 farklı frekans değeri ile çalışılmıştır.

Bu parametrelerin Er:YAG laser tekniğine etkisine ilişkin deneyler titizlikle gerçekleştirilmiştir. Er:YAG Laser cihazı olarak VersaWave Er:YAG 2940 Laser, fantom olarak sağlıklı diş dokusu ve ölçümleme için ise NewTom Volumetrik Tomografi cihazı kullanılmıştır.

Yapılan çalışmalarla çeşitli frekans ve enerji seviyelerine karşın sağlıklı diş dokusunda açılan kavitelerin derinlik ve çapları ölçülerek belirlenmiştir. Bu değerlerin değerlendirilmesi yapılarak, karşılaştırmalı olarak incelenmiş ve deneysel verilerden hareketle optimal çalışma şartları belirlenmiştir.

INVESTIGATION OF WORKING PARAMETERS FOR CAVITY PREPARATION ON DENTAL HARD TISSUES BY USING Er:YAG LASER TECHNIQUE AND DETERMINATION OF OPTIMAL PARAMETERS

SUMMARY

Laser is an widely use equipment, can serve for diffferent purposes. Today, different types of lasers are available Among those; Er:YAG laser is a widely used type for dentistry.

In this thesis, for dental applications, still one of the high end techniques, the Er:YAG laser which can be used for caries removal and tissue recoutering, is used for our study regarding the cavity preparation in dental hard tissues in order to evaluate the effects of the technique on the optimum parameters experimentally. Regarding this, a series of experiments planned with the use of the opportunities of several companies.

Regarding the Er: YAG laser technique, Er:YAG source is used and two important parameters are evaluated. Those parameters are applied energy and frequency used. In this study, 10 different energy and 4 different frequency is used for evaluation of their efficacy on the cavity sizes.

The experiments regarding the efficacy of the parameters on the Er:YAG technique is done with fussiness. VersaWave Er:YAG 2940 Laser as Er:YAG equipment, healty teeth tissue as phantom and for the measurements NewTom Volumetric Tomografy equipment is used.

With the study different the cavity depth and the diameter are established for different frequency and the energy levels. These measurements will be evaluated and searhed for the comparison and with the outcomes the optimal working parameters will be established.

BÖLÜM 1

GİRİŞ

Bilim ve teknoloji alanındaki gelişmeler, hemen her alanda büyük ilerlemeler kaydetmekte olup, çeşitli alanlarda yeni ufuklar açmaktadır. İnsanlığın gelişmesinde de önemli rol oynayan bu gelişim; özellikle nükleer teknoloji, iletişim ve bilgisayar teknolojisi konularında büyük aşamalar kaydetmiş bulunmaktadır (**Földiák, 1986**). Çoğu kez analitik teknikler olarak karşımıza çıkan bu teknikler, kullanım amaçlarına bağlı olarak hayli çeşitlenmiş bulunmaktadır (**IAEA, 2004**).

Bu bağlamda elektromanyetik radyasyonun kullanımı ve uygulamaları da yaygınlaşmıştır. Laserin keşfini takiben, yirminci yüzyılın dördüncü çeyreğinde lazer teknikleri gelişmiş ve farklı alanlarda uygulamaları söz konusu olmuştur. Geliştirilen lazer teknikleri çoğu kez rekabet gücünün artmasında önemli bir rol oynamakta olup, ilgili konularda performansları önemli ölçüde artırmak yönünde sonuçlara ulaştırabilmektedir (**Wilson, 1987**).

Lazer teknolojisinin gelişimi, farklı amaçlara hizmet edecek uygulamaların ortaya çıkmasına olanak sağlamıştır. Gelişen lazer teknikleri, günümüzde farklı alanlarda başarı ile kullanılabilmektedir. Bu farklı alanlar; tıptan endüstriye, stratejik kullanımdan arkeolojiye kadar gerçekten hayli geniş sahaları kapsayacak şekilde geliştirilmişlerdir. (**Wilson, 1987**).

Lazer teknikleriyle, malzeme hakkında farklı yönlerden bilgi sahibi olunabilmektedir. Bu tekniklerin bir kısmı tahribatsız muayene metodları içinde yer almaktadır. Tahribatsız olma özelliği lazer tekniklerinin tercih edilmesinde önemli bir rol oynamaktadır.

Tahribatsız değerlendirme metodlarının ilk kullanılanlarından olan optik değerlendirme görsel değerlendirme olarak karşımıza çıkmaktadır. Günümüzde inceleme sistemlerinin yapıtaşı olarak kabul edilen flaş lambaları ile başlayan optik değerlendirme alanında birçok teknolojik gelişmeler olmuştur (**Hecht, 1992**).

Flaş lambalarının temel fonksiyonu insan gözü ile görüntü verilerini değerlendirmede yardımcı olmaktır. Bu sayede, incelenen parçanın kabul edilir olup olmadığı konusunda karar vermeyi kolaylaştırmaktır.

1960'ların ilk dönemlerinde ortaya çıkan laser teknolojisi, optik profilometri teknolojisi bağlamında yüzey özelliklerini hayli hassas ölçümler ile eşzamanlı inceleme imkanı tanımaktadır. Laser optik profilometri ile nükleer reaktörler ve ısı değiştiricisi tüplerinin incelenmesi mümkün olmaktadır. Laser profilometri ile, yüzey akış incelemesi yapılabildiği gibi, en az yüzey akışı kadar önemli olan kapalı yüzeylerde akışın incelemesinin yapılması da mümkündür. Nitekim, laserin ikincil etkisinden yararlanılarak yapılan ölçümlemeler ile kapalı yüzeylerde akışkanların incelenmesi mümkün olmaktadır (**Hecht, 1992**).

Ayrıca, laser teknikleri genellikle ileri hassasiyet ile uygulanabilen tekniklerdir. Dolayısı ile, atomik boyutlarda uyarma yapılabilir (Wilson, 1987) Bu husus da laser tekniklerinin pek çok alanda tercih edilmesini sağlamaktadır.

Öte yandan, laser teknikleri ile malzemeye şekil verme yönünde uygulamalar da söz konusu olabilmektedir. Buna örnek olarak laser ile kesme uygulaması verilebilir. Bu uygulamada, konvansiyonel uygulamalara göre fire az olmaktadır ki; bu husus da laser tekniğinin tercih edilmesinde etken olmaktadır (**Wilson, 1987**)

Laser tekniklerinin gelişimi hayli yeni olmasına karşın, çeşitli tercih unsurlarının bulunması nedeniyle kullanımları hayli yaygınlaşmış bulunmaktadır. Nitekim, laser teknolojisinde kullanılmak üzere geliştirilmiş özel cihazlar bulunmaktadır (**Lazzari, 1976**)

Laser tekniklerinin başarı ile uygulandığı önemli bir alan tıptır. İnsan hayatının söz konusu olduğu tıp bilimine laser teknikleri önemli ölçüde katkıda bulunmuş bulunmaktadır. Laser uygulamaları günümüzde tıbbın hemen hemen tüm branşlarda kullanılmaktadır.

Tıp uygulamaları teşhis ve tedavi olarak başlıca iki kısımda ele alınmaktadır. Bununla beraber, laser uygulamalarının daha çok tedavide kullanıldığını görmekteyiz. Özellikle cerrahi müdahalelerde başarı ile kullanılmaktadır (**Öge, 1997**)

Bu bağlamda, göz ameliyatlarında lazer kullanımı hayli yaygınlaşmıştır. Bilgisayar desteği ile geliştirilen bu kullanımlar, hayli hassas ve kritik ameliyatların başarı ile gerçekleştirilmesini sağlamaktadır (**Öge, 1997**).

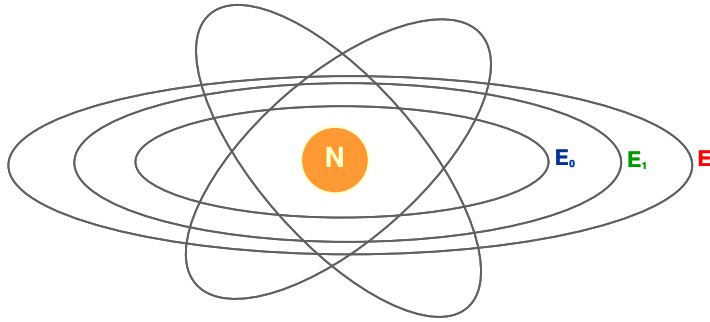
Bu yüksek lisans tezinde, tıpta uygulamaları içinde günümüzde önemli bir yeri olan Er:YAG Laser tekniğı uygulaması konusunda bir çalışma yapılması amaçlanmıştır. Bu bağlamda, Er:YAG laserin farklı çalışma parametreleri ile çalışılması halindeki performans değerlendirmesi yapılması hedeflenmiş bulunmaktadır.

BÖLÜM 2

LASER

Laser, ingilizce “**L**ight **A**mplification by **S**timulated **E**mission of **R**adiation (LASER)” kelimelerinin baş harflerinden oluşmuş bir kısaltma sözcüktür ve “Laser” uyarılmış ışınım yayınımla ışık kuvvetlendirmesi anlamına gelmektedir. Laser, tek renkli, düzenli, yoğun ve aynı fazlı paralel dalgalar halinde genliği yüksek güçlü ışık demetini ifade etmektedir. Normal ışık, farklı faz ve frekanslarda, çeşitli dalga boylarından oluşmaktadır. Laser ise, yüksek genlikli, aynı fazda birbirine paralel, tek renkli ve hemen hemen aynı frekansta olan dalgalardan meydana gelmektedir.

Laser ile ilgili ilk teorik bilimsel çalışmalar Einstein tarafından yapılmıştır. Daha sonra ise Bohr tarafından da foton emisyonunun atomik modülasyonu gerçekleştirilmiştir. (Hecht, 1992). Şekil 2.1’de lasere ilişkin Bohr atom modeli görülmektedir. En düşük enerji seviyesinde bulunan bir atoma dışarıdan bir foton verilirse, atom enerjisi kazanarak E_2 enerji seviyesinden E_1 enerji seviyesine uyarılmış olur. Bu atom kendi halinde bırakılırsa, uyarılmış bulunduğu E_1 enerjisinden bir foton vererek tekrar E_2 enerji seviyesine döner. Uyarılarak enerji seviyesi E_2 ’den E_1 ’e yükseltilen atom enerjisini geriye foton olarak yaymaya başlarken bir foton daha çarptırılırsa atomu birbiri ile aynı özellikte iki foton terk eder. Bu şekilde atom kat kat enerji seviyelerine çıkarılırsa bu seviyelerden düşerken de katlar halinde foton üretir.

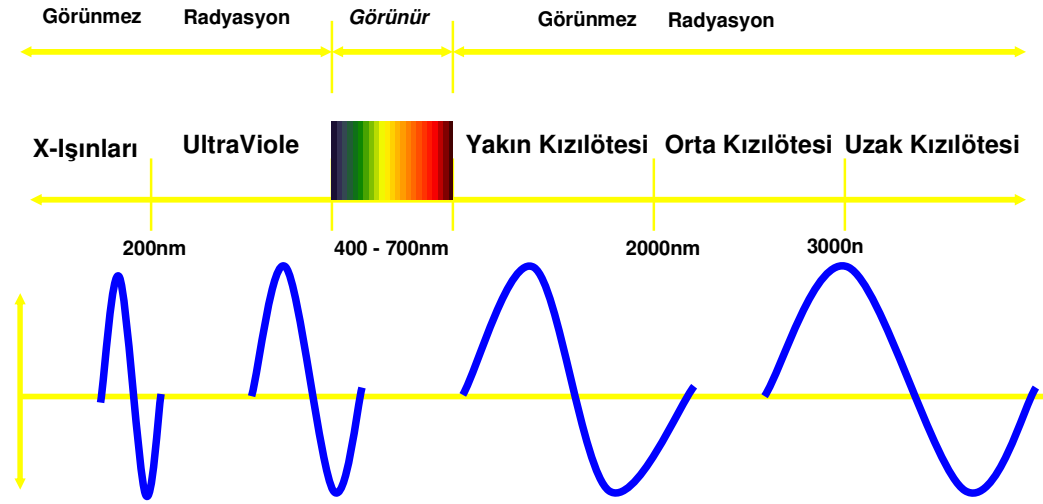


Şekil 2.1. Lasere İlişkin Bohr Atom Modeli

Güçlü ışık üretilmesi düşüncesini, ABD’li bilim adamları Arthur Leonard Schawlow ve Charles Hard Townes 1958 yılında ileri sürmüşlerdir (Temel Britanica, 1992). Charles Townes, laserin geliştirilmesine ilişkin kuramsal çalışmasına başlamadan önce, radyo dalgalarının yükseltilmesi konusu üzerine yoğunlaşmıştı. Townes,

iletişimde kullanılan mikrodalgaları denetlemek üzere bir sistem geliştirmeye çalışıyordu. Sonuçta, laser gibi belli frekanslarda uyarılan enerjiye dayalı olarak çalışan “maser”i bulmuştur.

Maser sözcüğü, İngilizce “**M**icrowave **A**mplification by **S**timulated **E**mission of **R**adiation (MASER)” sözcüklerinin ilk harflerinden türetilmiştir. Maserler mikrodalgaları, bir başka deyişle, radyo, televizyon ve radarlarda kullanılan elektromanyetik dalgaları yükseltmektedir. Laser ise, temel olarak, ışık (görünür ışık ve ona yakın ışınlamaları) frekanslarında çalışmaktadır. Elektromanyetik spektrum bölgesi Şekil 2.2.’de görülmektedir.



Şekil 2.2 Laser İçin Kullanılan Elektromanyetik Spektrum Bölgesi

Maser ile laser aynı esasa dayanmakla beraber kullanılan elektromanyetik radyasyonun dalgaboyu farkı, uygulamada önemli farklılıklar olarak karşımıza çıkmaktadır. Bir başka deyişle, kullanılan ışının frekansı, kullanımda ve teknik geliştirmede önem arz etmektedir.

2.1. Laserin Tarihsel Gelişimi

Laser, 1960 yılında ABD’de Theodore H. Maiman tarafından uygulamalı olarak geliştirilmiştir. Bu tarihten sonra da laser çalışmaları yoğunlaşmış ve hızla gelişmiş bulunmaktadır.

Albert Einstein lazerin babası sayılabilir. 80 yıl önce fotoelektrik etki ile ilgili yaptığı araştırmalar sonucunda fotonlar ve uyarılmış emisyon postullarından bahsetmiş ve bu konuyla ilgili Nobel ödülüne layık görülmüştür. Buna rağmen, 1940’lı yılların sonuna kadar, bu konuyla ilgili ciddi bir pratik çalışma yapılmamıştır. 1950’lerin başlarında birkaç mühendis, uyarılmış emisyon yoluyla enerji üretimine ilgi duymuş ve ciddi çalışmalara başlamıştır. Bunlar; University of Columbia’dan Charlers Townes, University of Maryland’dan Joseph Weber ve Lebedev Laboratuar’larından Alexander Prokhorov ve Nikolai G Basov’dur.

Bu aşamada mühendisler genel olarak MASER çalışmalarına ağırlık vermekteydi. (Microwave Amplification by the Stimulated Emission of Radiation) Işık yerine mikrodalga güçlendirilmesi üzerine olan bu çalışmalar, daha sonra telekomünikasyon teknolojisinde kullanılmaya başlandı. Prokhorov ve Townes’ın öncülük ettiği çalışmalara rağmen, ilk lazer 1960 yılında Theodore M. Maiman tarafından yoğunlaştırılmış ışık üretmek için yakut kullanmasıyla bulunmuş oldu. 1964 yılında ise, Prokhorov ve Townes Nobel ödülüne layık görüldüler. (**Hecht, 1992**)

İlk başlarda lazer, amaçsız bir teknoloji gibi görünüyordu. Stratejik amaçlı üretilmesi düşünülen ışın silahları için yeterince güçlü değildi. Bilgi transferi için ise gerekli olan bulut ve yağmur gibi hava olaylarında etkili değildi.

Ancak, kısa zamanda lazerin farklı amaçlar için kullanılma yolları bulundu. Maiman ve arkadaşları, silahlar için lazer görüntü sistemlerini geliştirdiler. Ayrıca, cerrahide kullanılmak üzere veya noktasal ısı kaynağı olarak lazerlerin kullanımı bulundu. (**Absten, 2004.**) . Lazerin gelişimi, Tablo 2.1’de genel olarak görülmektedir.

Tablo 2.1. Lazerin Gelişimi

Laser Gelişiminin Tarihçesi		
Yıl	İsim	Başarı
1916	Albert Einstein	Işık emisyonu teorisi.Uyarılmış emisyon düşüncesi.
1928	Rudolph W Landenburg	Uyarılmış emisyonun ve negatif soğurulmanın varlığını inceledi.
1947	Willis E Lamb R C Retherford	Hidrojen spektrumunda indüklenmiş emisyon şüphesi. İlk uyarılmış emisyon gösterimi.
1951	Charles H Townes	MASER'in geliştirilmesi. (Microwave Amplification of Stimulated Emission of Radiation)Uyarılmış emisyon ile çalışan ilk aygıt.1964 yılında Nobel ödülü aldı.
1951	Joseph Weber	MASER fikrini Townes ile ilk ortaya koyan bilim adamı
1951	Alexander Prokhorov Nikolai G Basov	MASER'in bağımsız mucitleri. 1964 yılında Nobel ödülü aldılar.
1954	Robert H Dicke	"Optik Bomba" patenti. "Molecular Amplification and Generation system" için Fabry-Perot rezonans odası
1956	Nicolas Bloembergen	Üç seviyeli katı hal MASER'inin ilk teklifi. Harvard Üniversitesi.
1957	Gordon Gould	LASER'i açıklayan ilk çalışma. 1970'li yıllarda patent ile ödüllendirildi.
1958	Arthur L Schawlow Charles H Townes	İlk defa Optik MASER'i anlatan detaylı yazı. Maser fikri ile ortaya Laser düşüncesinin çıkması
1960	Arthur L Schawlow Charles H Townes	LASER patent No. 2,929,922.
1960	Theodore Maiman	Yakut ile çalışan ilk LASER'in geliştiricisi. Mayıs 16 1960, Hughes Araştırma Laboratuvarı
1960	Peter P Sorokin Mirek Stevenson	İlk Uranium LASER'i – Genel ikinci LASER.
1961	Ali Javan William Bennet Jr. Donald Herriot	Helyum Neon (HeNe) LASER - Bell Laboratuvarı.
1962	Robert Hall	Yarı-iletken LASER'in keşfi. General Electric Labs.
1964	J E Geusic H M Markos L G Van Uiteit	İlk çalışan Nd:YAG LASER'in keşfi. Bell Labs.
1964	Kumar N Patel	İlk CO2 LASER - Bell Labs.
1964	William Bridges	İlk Argon İyon LASER . Hughes Labs Inc.
1965	George Pimentel J V V Kasper	İlk kimyasal LASER. California Üniversitesi, Berkley.
1966	William Silfvast Grant Fowles ve Hopkins	İlk metal buharı LASER'i - Zn/Cd – Utah Üniversitesi
1966	Peter Sorokin, John Lankard	İlk boya lazeri denemesi. IBM Labs.
1969	G M Delco	Otomobil uygulamaları için ilk endüstriyel laser montajı.
1970	Nikolai Basov's Grubu	İlk Excimer LASER. Lebedev Labs
1977	John M J Madey's Grubu	İlk serbest elektron lazeri. Stanford Üniversitesi.
1980	Geoffrey Pert's Grubu	İlk X-ray laser raporu. Hull Üniversitesi.
1981	Arthur Schawlow Nicolas Bloembergen	Optik ve spektroskopik çalışmaları sebebiyle Nobel Fizik Ödülü.

2.2. Laser Üretimi

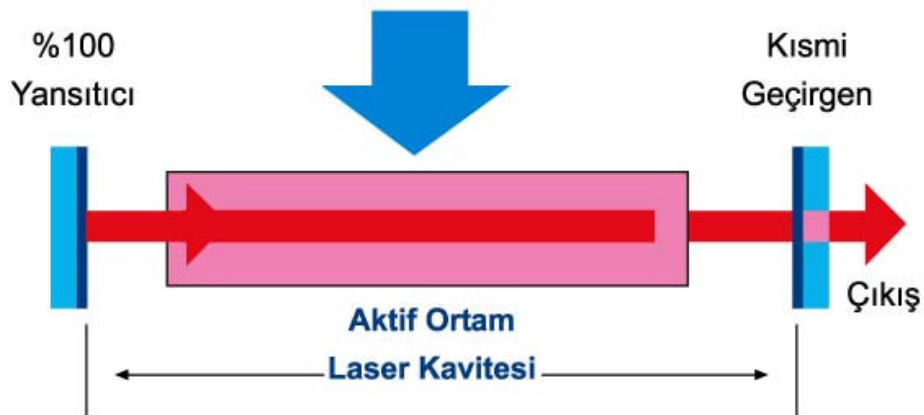
Laser üretiminde atomların bir dış kaynak tarafından uyarılması söz konusudur. Işık ışınlarının yolu üzerine yayılım doğrultusuna dik olarak yerleştirilmiş iki paralel plaka yer almaktadır. Işık enerjisi iki plaka arasında birikir. Enerji yoğunluğu, bu bölgede, gelen ışık dalgasındakinden hayli büyük değerlere ulaşmaktadır.

Laserin oluşumu açısından ortam atomlarının durumu, üzerinde durulması gereken bir hususu oluşturmaktadır. Bir başka deyişle, ortamın içeriği yeni teknikler geliştirme bağlamında önemli olmaktadır.

Dolayısıyla laser; optik bakımdan saydam, bir ucundan tam sırlı ve yansıtıcı, diğer ucunda yarı sırlı kısmen yansıtıcı iki ayna bulunan bir tüp yardımı ile oluşturulmaktadır. Ortama; gaz, sıvı ve katı bir kaynak madde doldurulmaktadır. Uyarılma; ışık verme, elektrik akımı geçirmek veya kimyasal bir yolla elde edilen enerjinin, ortamdaki atomlara ulaştırılması ile gerçekleştirilmektedir. Bu atomların bazıları enerjiyi soğururlar. Fazla enerji, atomları kararsız hale getirir. Kendisine bir foton çarpmasıyla uyarılmış ve kararsız hale gelmiş olan atom, fazla enerjisini foton açığa çıkararak vermektedir. (Mani, 2004)

Fotonlar benzer şekilde diğer fotonların oluşumunu sağlamaktadırlar. Uçlara ulaşan fotonlar, aynalardan yansıyarak geri dönerler ve olay böylece devam eder. Uyarma ortamdaki fotonları arttırmış olmaktadır.

Atomların hemen hemen hepsi foton yaymaya başlayınca kuvvetlenen ışık, yarı sırlı uçtan dışarı çıkmaktadır. İşte söz konusu bu ışık, “laser” ışınıdır. Laser üretimine ilişkin çalışma prensibine yönelik şematik görünüm Şekil 2.3’de verilmektedir.



Şekil 2.3. Laser üretimine ilişkin çalışma prensibine yönelik şematik görünüm

2.2.1. Laserin Üretimi İçin Önemli Olan Olgular

2.2.1.1. Osilasyon

Tersine çevrilmiş dağılım elde edildikten sonra, bu ortamdan geçen ışık rezonans durumuna getirilmektedir. Optik osilator olarak da isimlendirilebilecek bu ortamın; yansıma, kırılma ve diğer kayıpları karşılayacak durumda olması gerekmektedir. Bu amaçla laser ortamı, uzunluğuna doğru bir parça şeklinde düzenlenmekte ve iki ucuna çok kuvvetli yansıtıcılar konarak ışının bunlar arasında ileri-geri yansıması sağlanmaktadır. Bu yansıtıcılardan biri, bir ölçüde saydam yapılarak rezonans frekansına ulaşan ışının laser ışını olarak ortamdan dışarı çıkmasını sağlamaktadır. (Wilson, 1987)

2.2.1.2. Q-Anahtarlaması

Çok kısa ve çok güçlü çıkış enerjileri Q-anahtarlaması kullanılarak depo edilmiş laser ışınlarından elde edilebilmektedir. Burada, yansıtıcılardan biri, pompalama aralığının bir kısmında yansıtmayacak şekilde düzenlenir. Daha sonra yansıtıcı hale getirilir. Bu düzenleme sonucu pompalama devresinin bir kısmında depo edilen enerji, diğer kısmında büyük bir darbe olarak yayılmaktadır. Q-anahtarlamasının en kolay şekli bir aynanın çok hızlı dönmesiyle gerçekleştirilebilir. Bu aynanın diğer ayna ile aynı eksene geldiği zaman da laser yayılımı ortaya çıkmaktadır. Bu konuda uygulanabilecek diğer bir teknik, laser frekansına ışık absorbe eden seyreltilmiş bir çözelti ortamı kullanmaktır. Bu şekildeki emilim enerjinin depo edilmesini sağlanmaktadır. (Wilson, 1987)

2.2.1.3. Mod kilitlemesi

Çözelti kullanılarak ve anahtarlama ile elde edilen laser ışınının gücü mod kilitlenmesi ile daha da arttırılabilmektedir. Böyle bir durumda birbirine yakın ve aralarında belirli bağıntının bulunduğu “kilitli” frekanslarda aynı zamanda titreşim meydana gelmektedir. Böylece, çok daha kısa zamanda yüz trilyon Watt’a yaklaşan bir güç elde edilir ki, bu dünyadaki bütün elektrik santrallerinin toplam üretiminden daha fazla olmaktadır. (Wilson ve diğ. 1987)

2.3. Laser Işınının Özellikleri

En büyük özelliği tek yönde olması ve yön verilebilmesidir. Bu özelliğinden ile mesafe ölçme ve fiber optik teknolojisi geliştirilmiştir. Dalga boyunun küçük olması dağılmayı da büyük ölçüde azaltır. Uyarılan atomlar her yön yerine belli yönlerde hareket ederler. Bu laserin çok parlak olmasını doğurur. **(Hecht,1992)**

Laser ışığının, nitelikleri geleneksel ışık kaynaklarından farklı özellikleri bulunmaktadır. Gerçekte bu özellikler, laseri, diğer konvansiyonel olarak kullanılan ışıktan ayırmaktadır. Laser ışığının özellikleri dört ana başlık altında toplanabilir.

2.3.1 Yönlendirilme

Laserin diğer ışıklardan farkı ve en büyük özelliği dağılmaz olarak kabul edilebilecek olması ve yön verilebilmesidir. Laser demetinin ıraksaklığı birkaç yay saniyesi ile sınırlandırılabilir. Uyarılan atomlar belli bir yönde hareket ederler. Bu da lazerin parlak olmasını sağlamaktadır. **(Hecht, 1992)**

2.3.2. Dalga boyu

Lazer ışığının bir özelliği de dalga boyunun tek olmasıdır. Başka bir deyişle, laser, monokromatik özellik taşır. Bu bağlamda dalga boyu dolayısıyla da frekans küçük bir sapma ile belirlenebilmektedir. Frekans dağılım aralığı laser frekansının milyonda biri civarındadır. Aynı zamanda, laserin cinsine göre farklı renklerde laser üretmek ve kullanmak mümkün olabilmektedir. Dalga boyunun küçük olması, dağılmayı da büyük ölçüde azaltmaktadır. **(Hecht, 1992)**

2.3.3. Şiddet

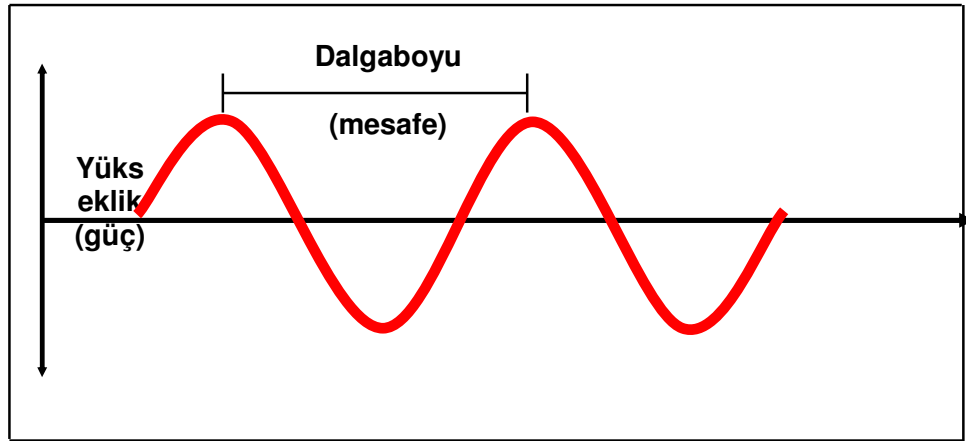
Laser kaynağından yayılan ışın demeti, dar bir demet içinde yoğunlaşır. Bu bağlamda, genliği yüksek ışık dalgalarının yöresel olarak üretimi mümkün olmaktadır. Bu özellik, lasere dağılmazlık bağlamında bir özellik kazandırmaktadır. Lazer ışığının dağılmaz olması özelliği, onun aynı zamanda kısa darbeler halinde yayınlanabilmesini mümkün kılmaktadır. Bu sayede kayıpsız yüksek enerji nakilleri yapılabilmektedir. **(Hecht, 1992)**

2.3.4. Faz Uygunluğu

Laser dalgasının fazı, hayli uzun bir süre sabit kalan sinüsoidal özellik göstermektedir. Oysa, normal ışık kaynağından yayılan dalgalarda faz farkları raslantısallık göstermektedirler.

Laser ışını, dalga boyu tek olduğundan monokromatik özellik taşır. Frekans dağılım aralığı, frekansının bir milyonda biri civarındadır. Bu sebepten istenilen frekansta çok sayıda dalgalarda laser dalgası üzerine bindirilmek suretiyle haberleşmede iyi bir sinyal jeneratörü olarak iş görmektedir. Bu bağlamda, aynı anda birçok bilgi, bir yerden başka yere gönderebilir. (Hecht, 1992)

Laser, dağılmaz olduğundan kısa darbeler halinde yayınlanabilmesi mümkündür. Kayıpsız yüksek enerji nakli yapılması bu özelliği ile sağlanabilmektedir. Laser kendisinde bulunan yüksek enerji sayesinde farklı amaçlar için kullanılabilir. Ayrıca, laser darbesinin çok kısa olmasından da yararlanılmaktadır. Laser ışını tek dalga boyuna sahip olduğu için laser cinsine göre çeşitli renkte ışınlar elde etmek mümkündür. Laserin özelliklerine ilişkin şematik gösterim Şekil 2.4’de verilmektedir.



Şekil 2.4. Laserin Özelliklerine İlişkin Şematik Gösterim

2.4. Laser Üretim Cihazlarının Temel Bileşenleri

Laser cihazları farklılıklar arz etmekle birlikte temel bileşenlerinden bahsetmek mümkündür. Söz konusu temel bileşenler, dört ana başlık altında toplanabilmektedir. (Wilson ve diğ. 1987)

2.4.1. Aktif Ortam

Aktif kaynak yakut ya da Nd:YAG katıhal kristalleri olabildiği gibi sıvılar, CO₂ yada Helium Neon gazlarından veya GaAs gibi yarıiletkenlerden olabilir. Aktif kaynaklar bir enerji kaynağından uygulanan enerji ile elektronları kararsız hale geçebilen atomlardan oluşur.

2.4.2. Uyarma Mekanizması

Uyarma mekanizması; uyarma enerjisinin aktif kaynağa optik, elektrik yada kimyasal metodlardan birini yada birden fazlasının kullanarak iletilmesidir.

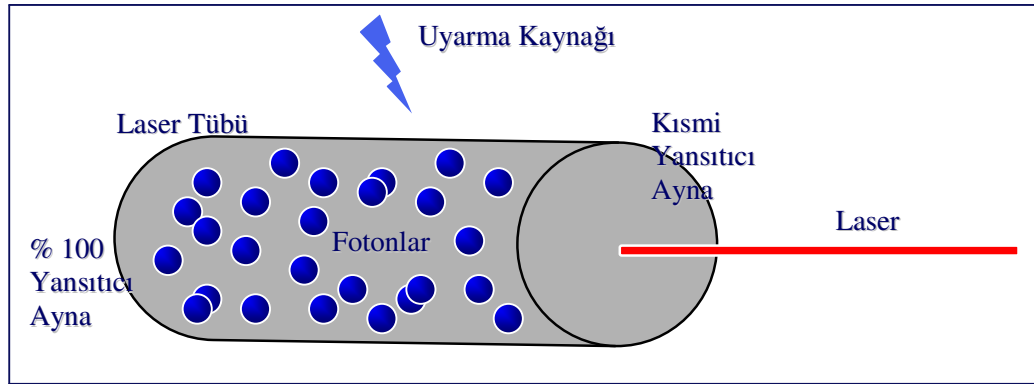
2.4.3. Yüksek Yansıtıcı Ayna

Laser ışığını % 100 oranında yansıtan ayna kastedilmektedir.

2.4.4. Kısmi Geçirgen Ayna

Laser ışığının % 100 ünden azı yansıtılmakta ve kalan ise geçirilmektedir.

Şekil 2.5'te laserin temel bileşenleri, şematik olarak görülmektedir.



Şekil 2.5 Laserin Temel Bileşenleri

2.5. Laser İletim Sistemleri

Laserin enerjisinin laserden tedavi edilecek dokuya iletimi sırasında kullanılan fiziksel donanımlara laser iletim sistemleri diyeceğiz. Bu tanım uygulayıcı tarafından kontrol edilen aygıtların tamamını içermektedir. Laser iletim sistemleri aynı zamanda laser ışını hastaya iletilirken ışının etrafını çevrelemeyi de kapsar. Bu sayede oda içinde çalışan diğer personel, laser enerjisinden etkilenmez.

Laser iletim sistemlerinin kullanılması ve tasarlanmasında doku geçişi ve terapi kontrolü önemli etkenlerdir. İletim sistemin çalışan ucu veya distal parçası, uygulayıcı için rahat, hasta için güvenli olacak şekilde hedef dokuya ulaşım sağlanmalıdır.

Çıplak gözle görülebilmesi için geniş kesiklerin açılması ve iç organların tamamen ortaya çıkması durumlarında en az zarar vermesi gereken cerrahi müdahale (MIS-minimally invasive surgery) uygulamaları etkili olmaya başlar. MIS'ın sağlanması için kullanılan laser iletim sistemleri, aynı zamanda doktora verdiği geri bildirimlerle de kullanımında kolaylık olmaktadır. (**Absten, 2004**)

Genelde MIS sırasında endoskop adı verilen optik bir teleskop kullanılır. Hastanın içine yerleştirilen bu parça sayesinde, iç bölgelerin durumu gözle görülebilir hale getirilir. Endoskoplar tedavi edilecek bölgenin direk görüntülerini sağlarlar. Laser iletim sistemlerini birkaç ara başlık altında toplamak istersek;

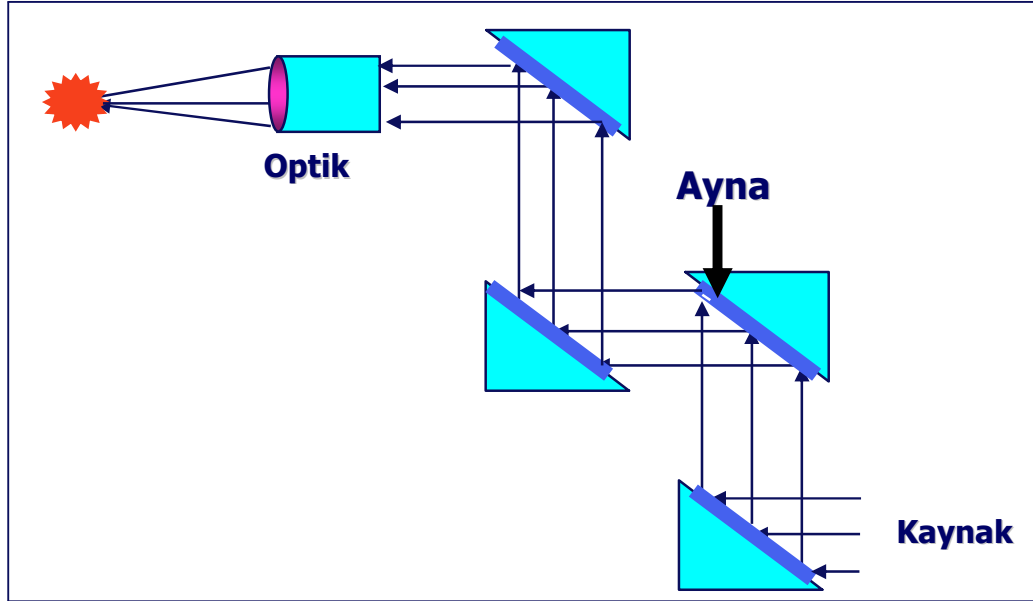
- a) Laser enerjisini laserden hastaya transfer etmek için kullanılan aparatlar (ışın transfer araçları)
- b) Uygulanacak noktadaki laser enerjisini kontrol eden donanımlar (ışın uygulama araçları)
- c) Laser enerjisinin dokudaki etkilerini görebilmek amacıyla kullanılan direk veya indirek metotlar (görüntü araçları)

Laser ışınlarını hastaya göndermekte kullanılan araçlar içinde mafsallı kollar, oyuk dalga kılavuzları, ve optik fiberler vardır. Fiberoptik sistemler elverişli olmaları ve ekonomi açısından tercih edilir ama pratikte ve uygulamada her zaman mümkün olmayabilir.

2.5.1. Mafsallı Kollar

Bir mafsallı kolun birkaç “eklemi” veya kolun ucunu istenilen yere getirebilmek veya eğebilmek için birkaç tane ek yeri olur. Laser enerjisi distal uçtan çıkana kadar kol içinde muhafaza edilir ve kol içinde yol alır. Mafsallı kollar laser tedavilerinde geniş bir yere sahip oldular. Bunun en önemli sebebi günümüze kadar karbondioksit laserlerinin iletiminde kullanılabilen yegane iletim sistemi olmalarıdır. Bunun dışında endoskopik amaçlar için mafsallı kollar pek de kullanışlı sayılmazlar.

Laser ışını, aktif ortamdan çıktıktan sonra optik yolla içi boş metal tüplerin bulunduğu bir ortama gelir. Tipik olarak 2-4 tüp vardır ve tüplerin çapı 0.5 mm ile 1 mm arasında olur. Tüpler birbirlerine uç noktalarından bağlıdır. Şekil 2.6’da mafsallı kol bileşenleri, şematik olarak görülmektedir. Bu bağlantılar, komşu iki tüpün birbiri arasında ayarlanabilir bir açı yapmasını sağlar. Laser cerrahı, son tüpün distal ucunun gerekli dokuyu tedavi etmesini sağlayacak şekilde kolların açılarını ayarlar. Kolun bütün uzunluğu 1,5 – 2 metre arasında, tasarımına bağlı olmak üzere değişmektedir.



Şekil 2.6 Mafsallı Kol Temel Bileşenleri

Her eklemi bağlantı noktasındaki bir ayna, laser ışınını bir sonraki tübün merkezine yansıtmak için kullanılır. Normal çalışma koşullarında laser ışını kollardaki oyuk tüplerin boşluk kısmına denk gelmez. Kolların aynaları bunun olmasını engellemek

için ayarlanırlar. Kol, fabrikada bir kez ayarlandıktan sonra, -veya kurulum esnasında- aynalar cerrahi müdahale sırasında distal ucun hareket etmesi durumunda bile ayarlı kalır.

Laser ışını kolun distal ucuna ulaştığı anda, ışın tipik olarak dokuya bir odaklayıcı lens yardımıyla gönderilir. Bu lens bir şekilde kola tutturulmuş olmalıdır ve en önemli amacı laser ışınının doku yüzeyi üzerindeki çapını küçültmektir. Bu sayede ışın yoğunluğu artarak istenen doku etkilerine ulaşmak kolaylaşacaktır. Odaklayıcı lens kolun ucuna vidalanmış bir el parçası ile veya daha sonra bahsedilecek olan micromanipulator adı verilen bir cihaz yardımıyla kullanılır. Bu, odaklanmış laser enerjisinin daha kesin bir biçimde dokuya gönderilmesini sağlar. (Mani, 2004)

Mafsallı kolların, MIS prosedürleri göz önünde bulundurulacak olursa, birkaç problemi vardır. Çoğu kolun dış çapı 0.5 mm ile 1 mm arasındadır ve boyları da uzundur. Bu durumda dış çaplar, küçük bir kesik içinden veya doğal deliklerden içeri yerleştirme işlemleri için çok büyük kalmaktadır. Özellikle aynı kesik içinden başka şeylerin de yerleştirilmesi gerekiyorsa mafsallı kollar ile dokularda çalışma çok zor olmaktadır. Bu sebeple basit bir cerrahi işlem için cerrahın büyük bir kesik açması ve iç organları açığa çıkarması gerekmektedir. Burada büyük kesikten kasıt cerrahın iki elinin de girebileceği büyüklükte bir kesiktir.

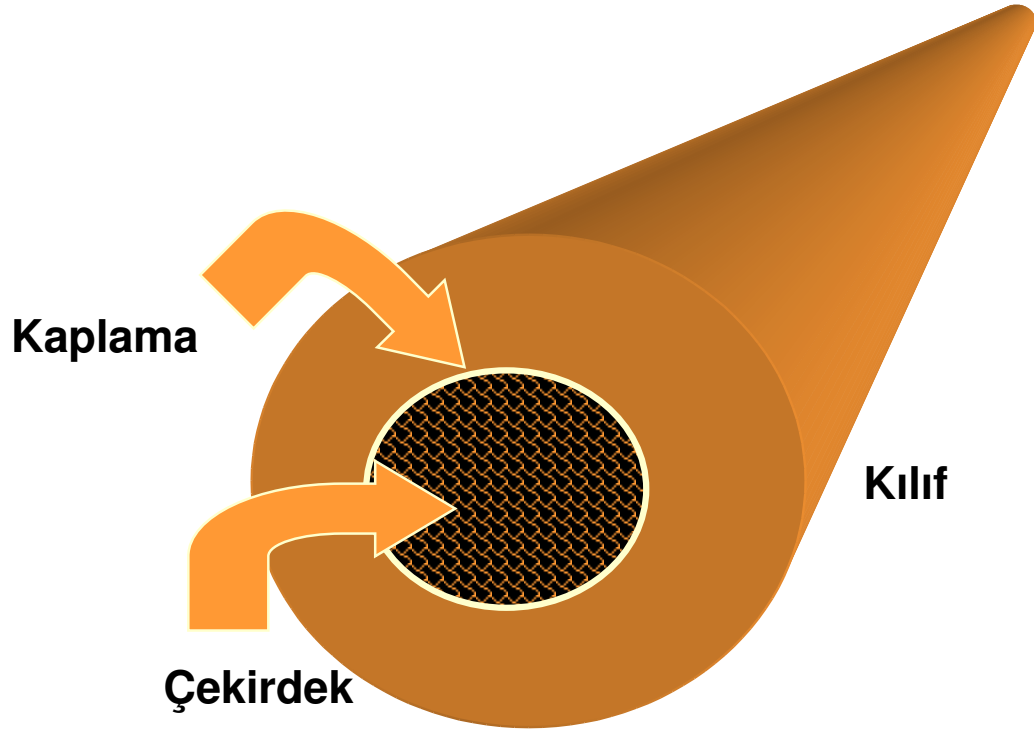
Bunun haricinde mafsallı kolların endoskopik cerrahi dışında da dezavantajları vardır. Teoride mafsallı kollar, fabrikada bir kez ayarlandıktan sonra veya kurulum esnasındaki ayarlamalardan sonra ayarlı kalması gerekmektedir. Ancak gerçek şudur ki, kullanım sayısı arttıkça ayar bozuklukları ortaya çıkmaya başlar. Ayar bozuklukları ortaya çıkmaya başladığı zaman, koldan çıkan enerji ile kola giren enerji arasında farklar oluşmaya başlar. Aynı zamanda çıkan laser ışınının şekli de değişir. Bu durum laserin ya güvenli ya da etkili kullanımını engeller. Çoğu durumda servisin çağırılması ve kolun ayarının yaptırılması gerekmektedir.

2.5.2. Optik Fiberler

Optik fiberler, mafsallı kollarda ortaya çıkan problemlerin çoğunu engellerler. Bu sayede yüksek güç laser iletimi kolaylaşmakta ve laserin tedavi amaçlı kullanımındaki rolü artmaktadır. Fiberoptik iletim sistemlerinin gelişmesi ile yeni prosedürler daha rahat, daha etkili ve daha güvenli bir biçimde uygulanmaktadır.

Medikal laser iletim sistemlerinde kullanılan optik fiberler quartz maddesinden yapılmıştır. (cam) Bu fiberlerin çapları 0.1 mm ile 1mm arasında çok çeşitli değerler alabilir. Camın bu kadar ince tel hali esnek aynı zamanda mekanik olarak çok güçlü bir yapıya sahiptir. Çapı 0.1 mm ile 0.3 mm arasında değişen quartz fiberleri o kadar esnektir ki kalem etrafına kırılmadan dolanabilir. Çapı 1mm civarında olan fiberler doğal olarak daha serttir ama mafsallı kollar ile karşılaştırıldıklarında, çok esnek kalırlar. Uygulanacak tedavi prosedürlerine ve diğer faktörlere göre kullanılacak farklı fiber çapları, iletilecek laser enerjisini değiştirecektir. (Mani, 2004)

Optik fiberler laser enerjisini, bahçe hortumunun suyu yönlendirdiği gibi yönlendirirler. Optik fiber temel bileşenleri şekil 2.7’ de gösterilmektedir. Bir uçtan enerji girişi olduğu anda, bu enerji distal uca ulaşana kadar eğimli, kıvrımlı, bükülen yerlerden dolaşır. Laser enerjisinin bu yönlendirilebilir oluşu, yüksek esneklik, aşırı incelik, mekanik dayanıklılık gibi faktörler toplandığı zaman, optik fiberlerin endoskopik ve MIS işlemleri için çok kullanışlı olduğu ortaya çıkıyor. Optik fiberler milimetre boyutlarındaki kesiklerden, vücut açıklıklarından ve endoskop için açılmış kanallardan içeri nüfuz edebilirler. Çok esnek yapıya sahip oldukları için keskin anatomik köşelerden daa kolay geçebilirler.



Şekil 2.7 Optik Fiber Temel Bileşenleri

Optik fiberler her ne kadar mafsallı kollardaki gibi ayna sistemleri ile çalışmıyor olsalar da, bu sistemlerde de ayar bozukluğu meydana gelebilir. Ancak optik parçaların sayısı, mafsallı kollara göre daha az olduğu için optik fiberlerin güvenilirliği daha büyüktür. Aslında optik fiberlerin ayarlarının bozulması problemi çok nadir görülmektedir. Kaldı ki aynı fiber ile doğrultucu ve tedavi edici ışını gönderilerek, üst üste binmeleri sağlanmaktadır. Bu yolla ayar bozukluğu hemen görülebilir. Bazı laser iletim sistemlerinde bu üst üste bindirme otomatik olarak gerçekleştirilir. (Mani, 2004)

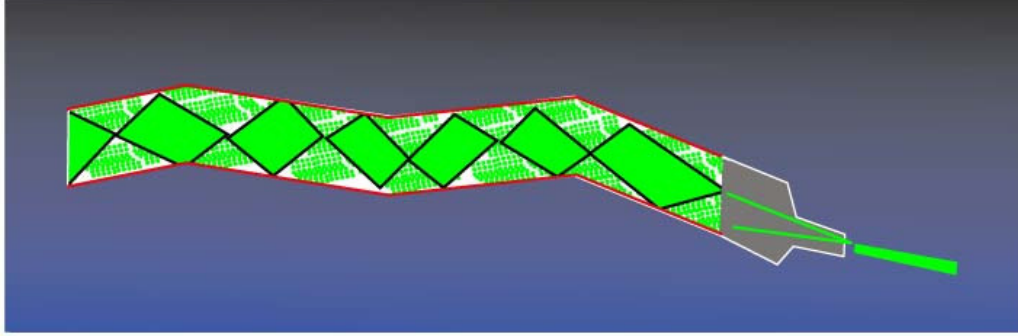
Buradaki sorun ise quartz fiberlerinin 300 nm ile 2400 nm arasındaki dalga boylarını etkili olarak iletebilmesidir. 2-4 m uzunluğundaki quartz fiberlerinde geçiş etkinliği % 80 ile % 90 arasındadır. Ancak, 300 nm den küçük, 2400 nm den büyük dalga boylarında, uzun fiberlerin geçiş etkinliği neredeyse sıfırdır. Bu dalga boyları quartz tarafından soğurulur. Yani başka bir deyişle gelen enerji quartz içinde anlamı olmayan bir ısı kaynağına dönüşür.

10600 nm dalga boyunda çalışan karbondioksit laseri muhtemelen bu durum için en uygun örnektir. Endoskopik prosedürler için en uygun olabilecek bu laser çeşidinde kullanılabilen dalga boyu quartz tarafından birkaç milimetrelilik mesafede tamamen soğurulduğu için bu alanda hiç kullanılamaz. Gümüş halojenür ile alternatif malzemelerden yapılan optik fiberler, karbondioksit enerjisini iletmek için faydalıdır ve günümüzde kullanılmaktadır.

2.5.3. Oyuk Dalga Kılavuzu (Hollow Waveguides)

Oyuk dalga kılavuzu sistemleri optik fiberlerin performansını taklit ederler ve optik fiberlerin istendiği ancak kullanılabılır olmadıkları durumlar için ideal görünmektedirler. Oyuk dalga kılavuzu sistemi özel tasarlanmış bir oyuk metal, plastik veya seramik bir tüpün laser enerjisini iç lümeni ile iletmesi işlemidir. Rijid veya yarı esnek modelleri bulunmaktadır. Tasarımına göre, laser enerjisi oyuk tüpün iç duvarları içinde yansıtılarak iletilir. Bu sayede ayna sistemleri ve bunların ayarlanmasına da gerek kalmaz. Optik fiberler gibi bu iletim sistemi de doğrultucu ve tedavi edici ışınların üst üste binmesiyle doku yüzeyine etki eder.

Dalga kılavuzlar mafsallı kollardan çok daha incedirler ve laser enerjisini vücut içine iletmek için genelde daha pratik çözümler sunarlar. Şekil 2.8. 'de Oyuk dalga kılavuzlarının bir çizimi gösterilmektedir. (Mani, 2004)



Şekil 2.8. Oyuk Dalga Kılavuzu

Optik fiberler ile karşılaştırıldığında, dalga kılavuzlarının en büyük dezavantajları, esnekliklerinin ve toplam mesafelerinin daha az olmasıdır. Dalga kılavuzları 1.5m veya daha az bir uzunlukta olmalıdır. Ancak medikal alanda kullanılan optik fiberler 3-4m uzunluğunda olmaktadır. Bu da laserin ana güç kaynağının cerrahi müdahalenin yapıldığı yerden uzaklaşması ve cerrahın kullanacağı alanın büyümesini sağlar. Dalga kılavuzları çoğu zaman uzaklık problemini çözebilmek için mafsallı kolların ucuna eklenirler. Bu da mafsallı kollarla oluşan problemlerin hepsinin dalga kılavuzları için de geçerli olması anlamına gelmektedir.

2.5.4. Mikromanipülatör

Bir mikromanipülatör, hareket edebilen bir ayna/odaklanabilir lens birleşimidir. Bu sistem doku üzerine odaklanmış laserin pozisyonunun kontrolü için kullanılır. Bu sayede mikroskopik kesinlik sağlanır. Mikromanipülatörler, genelde cerrahi bir mikroskoba bağlanmış olarak kullanılır. Böylece çok küçük yapılar bile çok küçük laser noktalarıyla gözlenebilir ve tedavi edilebilir. Mikromanipülatörler mafsallı kollar veya fiber optik iletim sistemleriyle birlikte kullanılabilir.

Mikromanipulatorler, hareket edebilen aynası sayesinde dokuya odaklanmış laser ışınının konumunu değiştirebilirler. Bu sistem bir kontrol çubuğu ile yönlendirilir. Aynanın sürücü mekanizması yakınsak olduğu için cerrahın eli ile laser ışınının hareketi aynı oranda olmaz. Örneğin cerrahın elinin 10mm hareket etmesi, laser ışınının doku yüzeyinde 1mm'ye karşılık gelir. (Wilson ve diğ. 1987)

2.5.5. Endoskop

Endoskop, ince tüp şeklinde, vücut içine küçük bir kesik yardımıyla yerleştirilen optik bir aygıttır. Asıl amacı içeri gönderildiği bölgede büyütme ya da küçültme yaparak nesnelerin gözlenmesini sağlamaktır.

Bütün endoskoplar çok ince bir demet optik fiberin ampul kaynağından distal uca ışık transferi yaparlar. Bu sayede iç yapıyı aydınlatır. Rijid endoskop, uygulayıcı tarafından eğilip bükülemeyen bir seri kalın çubuk şeklinde cam lens kullanır. Rijid bir endoskop, 0, 30, 70, 90 ve 120 derece görüş açılarına sahip olabilir.

2.6. Laserin Kullanım Alanları

Laser kullanımı yirminci yüzyılın ikinci yarısında gelişmiş bir metod olmasına karşın, kullanımı düşünülenin üzerinde bir hızla yaygınlaşmış ve tercih edilir olmuştur. (Wilson ve diğ. 1987) Laser çok farklı alanlarda başarı ile uygulanabilmektedir. Söz konusu bu kullanım alanlarını dört ana grupta toplayabiliriz. Bunları;

1. Endüstride laser kullanımı
2. Stratejik amaçlı laser kullanımı
3. Arkeometride laser kullanımı
4. Haberleşmede laser kullanımı
5. Tıpta laser kullanımı olarak sayabiliriz.

2.6.1. Laserin Endüstride Kullanımı

Endüstride ise lazerler metal, cam, plastik malzemelerinin tamamında kaynak ve kesme işlemleri için kullanılır. Mesafe ölçümleri de lazerle yapılabilir. Lazerler ile

yapılan mesafe ölçümlerinin hata payları çok daha küçük olur. Bunların yanı sıra lazer, inşaatlarda boru ve tünel yapımında, yön ve doğrultu tayininde ve tespitinde klasik yöntemlerden çok daha etkili olduğunu kanıtlamıştır. Son olarak lazerler holografi ve fotoğrafçılıkta kullanılırlar. Lazerle görüntü kaydetme süresi saniyenin 10 trilyonda biridir.

Lazer, endüstride farklı amaçlarla kullanılabilir. Bunların başlıcaları;

1. Ölçme amaçlı kullanım
2. İşleme amaçlı kullanım
3. Analiz amaçlı kullanım' dır.

2.6.1.1. Ölçme Amaçlı Lazer Kullanımı

Lazer ışınları, klasik makineler tarafından işlenen parçaların boyutlarını, doğrudan ve büyük bir hassasiyet ve kesinlikle ölçmek için kullanılabilir. Bu işlem, üretim bandı üzerinde gerçekleştirilebilir. Ölçme işlemi üretim bandının çalışması durdurulmadan da yapılabilir. Zira, lazer dalgaları ışık hızı ile hareket etmektedirler (**Wilson ve diğ. 1987**).

Ayrıca, ölçme işlemlerinin hassasiyeti ve kesinliği yüksektir. Burada, dalga boyunun küçük olması ve lazer demetinin dağılmazlık özelliği öne çıkmaktadır. Bu bağlamda, kozmolojik boyutta ölçümlerde de lazer kullanılmaktadır. Nitekim ay ile dünya arasındaki mesafe lazer kullanılarak en hassas şekilde tayin edilebilmiştir.

2.6.1.2. İşleme Amaçlı Lazer Kullanımı

İşleme amaçlı lazer kullanımında, belli (ve tek) renkli uygun bir lazer kullanımı esas olmaktadır. Lazerin özellikleri bağlamında, malzeme işleminde sapmalar minimize edilmiş olmaktadır. Sapmalar, odaklaşmada kullanılan lazerin dalga boyu mertebesinde olmaktadır.

İşleme amaçlı kullanımda; lazer; kesme, şekil verme ve yüzey işleme amaçlı kullanılabilir. Ancak, bu işlemler sırasında ısı üretimi de söz konusu olmaktadır.

Kesme amaçlı kullanımda da laserden yararlanılmaktadır. Böylelikle, sert malzemeler, seramik ve zirkonyumun kesilmesi ve bu malzemelerde delik açma başarı ile gerçekleştirilebilmektedir.

Laser ile işlemede fire ve kayıplar düşmekte, buna karşın hassasiyet ve kesinlik artmaktadır. Bu bağlamda ileri derecede toleranslarla ve hızlı bir şekilde çalışmak olası olabilmektedir.

Ayrıca, mikro ölçekte küçük parçaların işlenmesi laser başarı ile uygulanabilmektedir. Örneğin; ince parçaların işlenmesinin yapılabilir. Ayrıca, parçalar üzerinde mikron mertebesinde delik açılması mümkün olabilmektedir.

2.6.1.3. Analiz Amaçlı Laser Kullanımı

Laser kullanımı ile malzemelerin atom boyutunda uyarılabilirliği sağlanabilmektedir. Laserin bu özelliğinden yararlanılarak, laserli analiz teknikleri geliştirilmiştir. Böylelikle, malzemelerin yapılarının ileri analizleri yapılabilir. Bu bağlamda ileri ve hassas araştırmalar için laser uygulamaları tercih edilen teknikler durumundadırlar. (Wilson ve diğ. 1987).

2.6.2. Stratejik Amaçlı Laser Kullanımı

Askeri alanda da lazer, geniş bir kullanım alanına sahiptir. Laserin özellikleri, stratejik amaçlı kullanım için kullanıma da olanak vermektedir. Bu bağlamda, silah ayar mekanizmaları ve hedef belirleme amaçlı kullanımlar mümkün olmaktadır. Güdümlü mermiler lazer ışınları kullanılarak infilak ettirilirler.

Ayrıca, malzeme tahrip amaçlı kullanımları söz konusu olabilmektedir. Burada, laserin yoğun ve yüksek şiddette olma özelliğinden yararlanılmaktadır.

2.6.3. Arkeometrik Amaçlı Laser Kullanımı

Laser, arkeolojik buluntular üzerinde yapılacak çalışmalar için başarı ile uygulanmaktadır. Buluntuların tek ve özel olmaları nedeniyle, üzerinde çalışılması ayrı bir özen istemektedir. Bu bağlamda, laserden yararlanılmaktadır. Örneğin; laser ile analiz, arkeometrik amaçlı kullanımda önem arz etmektedir. Ayrıca, ölçme amaçlı

kullanım da söz konusudur. Bunlarda ayrı olarak da restorasyon-konservasyon çalışmalarında laserden yararlanılmaktadır.

2.6.4. Haberleşmede Laser Kullanımı

Laser, haberleşmede çığır açmıştır denebilir. Haberleşmedeki kullanım alanı çok geniştir. Lazer ışını, içi ayna gibi olan lifler ne kadar uzun, kıvrıntılı olursa olsun kayıp olmadan bir yerden diğerine ulaşan liflerden yararlanılarak milyonlarca değişik frekanstaki bilgi aynı anda taşınabilmektedir. Laserin frekans dağılım aralığı, radyo frekansının milyonda biri civarındadır. Bu sebepten istenilen frekansta çok sayıda dalgalar, laser dalgası üzerine bindirilmektedir. Böylelikle de, haberleşmede iyi bir sinyal üretici olarak görev görmektedir. Bu bağlamda, aynı anda birçok bilgi bir yerden başka yere gönderilebilmektedir.

2.6.5. Tıp Amaçlı Laser Kullanımı

Laserin tıp alanında hayli geniş bir uygulaması bulunmaktadır. Özellikle uygulamanın genişliği, ışınların frekansların hassas bir şekilde kontrolünün mümkün olmasından kaynaklanmaktadır. Yayılan ışının yayılma düzeni ve ışınların olağanüstü yoğunluğu da burada etken olmaktadır.

Bu bağlamda, laser tıpta hassas ameliyatlarda başarı ile uygulanabilmektedir. Örneğin; göz ameliyatı gibi ileri özen isteyen operasyonlarda tercih edilmekte ve kullanılmaktadır. (Öge, 1997)

İleri teknoloji lazer sistemlerinin tıpta tedavi amaçlı kullanılmasının sebebi, hem hekime hem de hastaya sağladığı kolaylıklardır. Laserin doku seçici çalışması, koagulasyon ve hemostas karakteri, steril olması, üstün işlem kabiliyeti, hekime yapılacak operasyonda kolaylıklar sağladığı gibi, operasyon sonrasında da iyileşme sürecini hızlandırmaktadır. Cerrahide, vücudun çeşitli bölgelerindeki tümörler bıçakla açılmadan, yerinde kesilerek tedavi edilebilmektedir. Damardaki dokular lazer ışını ile kaynatılarak birleştirilebilmektedir. Kanama olmamaktadır. Özellikle hassas işlem gerektiren operasyonlarda, lazer sistemler kesin tedavi açısından tercih edilmektedir. (Herne ve diğ. 2000)

Laser sistemleri, hastaya, tedavinin kapsamına göre; anestezisiz, cerrahisiz, kanamasız tedavi imkanları sunarken, kısa iyileşme süreçleri ile kolaylıklar sağlamaktadır. Laser tedavilerinde hastalar kısa sürede eski yaşamlarına geri

dönmektedirler. Bu kolaylıklar, tedavi esnasında olduğu gibi tedavi sonrasında da alınan iyi sonuçlar, ve iyileşme sürecinin hızı, post operatif hasta memnuniyetini ortaya çıkarmaktadır.

Laser tedavileri dolaylı yoldan da olsa ebeveynleri de mutlu etmektedir. Özellikle dental laserlerden en son üretilenlerden biri olan Er: YAG laser sistemi, diş tedavileri için anestezi kullanımını gerektirmemektedir. Diş tedavisi olmak zorunda kalan fakat iğneden korkan çocuklar, tedavi olup olmadıklarını bile fark etmemektedirler.

Laserin tıpta en önemli kullanım alanları olarak; dental, estetik cerrahi, kulak burun boğaz, jinekoloji, üroloji, oftalmoloji, fizik tedavi gibi birçok branş sayılabilir. Burada, bu yüksek lisans tez çalışmasında uygulama alanı olan diş hekimliğinde laser konusu üzerinde öz olarak durulmaya çalışılacaktır.

2.6.5.1. Diş Hekimliğinde Laser

Diş hekimliğinde laser 1960'ların başında, ilk laserin üretilmesi ile başlamış ve günümüze kadar oldukça yaygınlaşarak gelmiştir. İlk araştırmacılar lasere, mine yüzeyinde az etki gösteren asit demineralizasyonuna alternatif bir çözüm metodu olarak yaklaşmışlardır. Asit demineralizasyonu, diş çürümelerinin ilerlemesinde en önemli rolü oynamaktadır. Zamanla, laserin diş çürümelerinin azalmasına yönelik uygulamaların sayısı artmıştır. (Absten, 2004)

Diş hekimliğinde, çürük diş çukurları dolgu yapılmak üzere anestezi ve ağrısız temizlenebilmektedir. Diş hassasiyeti tedavisinde hemen sonuç alınabilmektedir. Laser herpetik lezyonları bir daha aynı noktada oluşmayacak şekilde yok edebilmektedir. Sert, yumuşak doku ve endodonti operasyonlarının tamamı yapılabilmektedir.

Geçtiğimiz 40 yıl süresince gelişme gösteren birçok farklı türde laser, araştırmacılara farklı dalga boylarında deneme yapma imkanı sunmuş bulunmaktadır. Cerrahi için en bilinen ve en uygun laser, karbondioksit laseri olarak belirtilmiştir. Bu laser, cerrahide ve genel olarak dişeti operasyonlarında kullanılmıştır. Birçok raporda, bu lazerin kanamasız cerrahi yaptığı için tercih edildiği vurgulanmıştır.

Birkaç yıl önce, FDA kavite operasyonları için yeni bir lazer tedavi yöntemi geliştirilmiştir. Bu tedavi, Er:YAG laseri ile yapılan tedavi olarak açıklanmıştır.

Bu özel laser, mine dentinde çok rahat kavite açarken, hasta tedavi esnasında hiçbir acı veya ağrı hissetmemektedir. (Ishikawa ve diğ. 2003)

En önemlisi ise, laserin, günümüzde kullanılan yüksek hızlı türbinlere kıyasla kavite açma sırasında ses ve vibrasyon oluşturmamasıdır. Bu bağlamda, ses ve vibrasyon, hasta rahatını etkileyen en önemli iki unsur olarak nitelenmektedir. Bu bakımdan, Er: YAG laseri hemen tercih edilir olmuş bulunmaktadır.

Zaman içinde laserler, dental rahatsızlıkların birçoğunun teşhis ve tedavisinde kullanılmaya başlanmıştır. Günümüzde tek cihazla çürük tedavilerinde, sert-yumuşak doku operasyonlarında, endodontide ve estetik diş hekimliğinde dental rahatsızlıklara çözüm sunulabilmektedir. Bütün bu çalışmalar, hem hasta ve hem de hekim rahatını ön planda tutarak, insanların daha sağlıklı dişlere sahip olmasına yardımcı olmaktadır.

2.7. Laser Çeşitleri

Laserler farklılıklar arz etmektedir. Bu bağlamda, laser çeşitlerinden bahsetmek mümkündür. Burada, başlıca laser çeşitleri tanıtılacaktır. Tablo 2.2’de laser çeşitlerinin genel özellikleri bir araya toplanmıştır.

2.7.1. Katı Hal Laserleri

İlk bulunan laser yakut laseridir. Yakut, az miktarda krom ihtiva eden alüminyum oksit kristalidir. Kırmızı laser ışınları yayan, bu kristal içindeki krom atomlarıdır. Krom atomları optik olarak yeşil ve mor ışıkla uyarılmaktadır. Bu tür laser ile saniyenin milyarda biri gibi kısa bir sürede birkaç milyon Watt’lık güç nakledilebilmektedir.

İlk yakut laser sadece bir darbe ile çalıştırılmıştır. Daha sonra, bunun oda sıcaklığında ve sürekli biçimde çalıştırılması mümkün olmuştur. Darbenin gücünün yükseltildiği ikincil laserlerle birlikte kullanılan Q-anahtarlı laser moduyla saniyenin birkaç milyarda biri kadar devam eden birkaç gigawatt güç üretilmektedir.

Tablo 2.2. Laser Çeşitleri

Laser Tipi	Ortam	Işın Tipi	Dalga Boyu (Nanometre)
Excimer Laserler	Argon Florit	(UV)	193 nm
	Kripton Klorit	(UV)	222 nm
	Kripton Florit	(UV)	248 nm
	Xenon Klorit	(UV)	308 nm
	Xenon Florit	(UV)	351 nm
Gaz Laserler	Nitrojen	(UV)	337 nm
	Helium Kadmiyum	(UV)	325 nm
	Helium Kadmiyum	(Mavi)	441 nm
	Argon	(Mavi)	488 nm
	Argon	(Yeşil)	514 nm
	Kripton	(Mavi)	476 nm
	Kripton	(Yeşil)	528 nm
	Kripton	(Sarı)	568 nm
	Kripton	(Kırmızı)	647 nm
	Xenon	(Beyaz)	Çoklu
	Helium Neon	(Yeşil)	543 nm
	Helium Neon	(Sarı)	594 nm
	Helium Neon	(Kavuniçi)	612 nm
	Helium Neon	(Kırmızı)	633 nm
	Helium Neon	(NIR)	1,152 nm
	Helium Neon	(MIR)	3,390 nm
	Hidrojen Florit	(MIR)	2,700 nm
	Karbon Dioxide	(FIR)	10,600 nm
Metal Buharı Laserleri	Bakır Buharı	(Yeşil)	510 nm
	Bakır Buharı	(Sarı)	570 nm
	Altın Buharı	(Kırmızı)	627 nm
	Doubled Nd:YAG	(Yeşil)	532 nm
	Neodmiyum: YAG	(NIR)	1,064 nm
	Erbiyum: Cam	(MIR)	1,540 nm
	Erbiyum: YAG	(MIR)	2,940 nm
	Holmiyum: YLF	(MIR)	2,060 nm
	Holmiyum: YAG	(MIR)	2,100 nm
	Krom Safir (Yakut)	(Kırmızı)	694 nm
	Titanyum Safir	(NIR)	840-1,100 nm
	Aleksandrayt	(NIR)	700-815 nm
Boya Laserleri	Rhodamine 6G	(VIS)	570-650 nm
	Coumarin C30	(Yeşil)	504 nm
Yarıiletken Laserler	Galyum Arsenit (GaAs)	(NIR)	840 nm

Günümüzde kullanılan laser, sert şeffaf kristalden meydana gelmektedir. Kristalde, küçük miktarda genellikle nadir toprak elementleri mevcuttur. Bu kristalin işlem için oda sıcaklığının çok altına indirilmesi gerekmektedir. Sıcaklık ve manyetik alanda yapılacak değişikliklerle çalışma frekansı ayarlanabilmektedir.

Neodimiyum çeşitli kristallerde kullanılan nadir toprak elementlerinden biridir. Enerji düzeyi sebebiyle fazla optik pompalamaya ihtiyaç göstermemektedirler. Bu sebepten dolayı da tercih edilmektedirler. Güneş ışığının kullanılması ise, uzay uydusuna yerleştirilen haberleşme sistemlerinde muhtemel laser kullanımını mümkün kılmaktadır.

2.7.2. Yarı İletken Laserler

Yarı iletken malzemelerden elde edilen kristallerle de laser yapılmıştır. Galyum arsenik kristali yarı iletken lasere örnek olarak verilebilir. Yarı iletken diod gibi p-n malzemenin birleşmesinden meydana gelmiş olup, p-n malzemenin birleştiği yüzey yakut laserindeki aynalar görevini yapmaktadır.

Birleşim yüzeyinde pozitif gerilim p tarafına ve negatif gerilim n tarafına verildiği zaman elektronlar n malzemesinden p malzemesine geçerken enerjilerini kaybeder ve foton yayarlar. Bu fotonlar tekrar elektronlara çarparak bu elektronların daha çok foton üretmesine sebep olurlar.

Neticede yeterli seviyeye ulaşan foton yayını, laser ışığını meydana getirmiş olur. Yarı iletken laserler verimli ışık kaynaklarıdır. Genellikle boyları bir milimetreden büyük değildir.

2.7.3. Gaz Laserleri

İlk gaz laser asal gazlardan olan helyum ve neon karışımı şeklinde kullanılmıştır. Bu asal gaz karışımı, uzun bir tüpe ve iki küresel ayna arasına yerleştirilerek laser üretimi gerçekleştirilmiştir. (Mani, 2004)

Helyum ve neon gazı ile çalışan laserde bu gazlar yüksek gerilim altında iyonize hale gelmektedir. Helyum atomları elektrik deşarjı esnasında elektronların çarpması ile uyarılarak yüksek enerji seviyelerine çıkmaktadır.

Bunlar, kazandıkları enerjilerini neon atomlarındaki eş enerji seviyelerine aktarırlar. Bu enerji aktarma işlemi fotonun yayılmasına sebep olmaktadır. Aynalar vasıtasıyla yeterli seviyeye ulaştıktan sonra laser ışını elde edilmiş olur. Bu tür laser ışınının dalga boyu 0,6 – 0,8 mikron mertebesinde.

2.7.4. Kimyasal Laserler

Kimyasal laserlerde bir gaz meydana getirilmekte ve kimyasal reaksiyon yoluyla pompalanmaktadır. Kimyasal pompalama, bir eksotermik kimya reaksiyonunda enerji açığa çıkmasıyla olmaktadır. Buna bir örnek; hidrojen ve flor elementleri tersine çevrilmiş bir toplumda hidrojen florür meydana getirmek üzere reaksiyona girdiklerinde laser etkisi ortaya çıkmaktadır. (Mani, 2004)

2.7.5. Sıvı Laserler

En çok kullanılan sıvı laser türü, organik bir çözücü içindeki organik boyanın seyreltik bir çözeltisidir. Bunlarla, mor ötesine yakın ve kızılötesine yakın arasında laser türleri elde edilebilmektedir.

Genellikle, pompalama optik olarak oluşmaktadır. Birkaç laser, paralel olarak çalıştırılabilir. Böylece saniyenin birkaç trilyonda biri devam eden laser darbeleri elde edilebilmektedir. Boya laserlerinin en önemli özelliği dalga boyunun geniş bir alanda hassas bir şekilde ayarlanabilmesidir.

2.8. Tıpta Kullanılan Laserler

Kullanılan laserleri ışın üreten aktif kısımlarına göre ayırılmasına öne çıkabilmektedir. Bunların en temel olanları Argon, Karbondioksit, Yarı-iletken Diyot, Erbiyum, Holmiyum ve Nd:YAG Laserleridir. (Ishikawa ve diğ. 2003)

2.8.1. Argon Laserleri

Argon laserlerinde aktif maddenin bulunduğu tüp, argon gazı ile doludur. Gaz içinden yüksek değerde akım geçirilerek yüklenir ve güçlendirilir. Laser emisyonunu yapan ve mavi-yeşil dalga boyunda oluşan kısım bu elektrikle yüklenmiş iyon halindeki argon atomlarıdır. Aslında isim olarak argon-iyon laseri olması gerekir ama kısaca argon laseri denmektedir.

Temel argon dalga boyu 488.0nm ile 514.5nm arasındadır. Ancak gene de kullanılan dalga boyu, uygulanacak işleme ve laserin yapısına göre değişiklik gösterebilir. Argon laserleri sürekli dalga laserleridir. Darbeli emisyon sağlayan türleri ticari olarak kullanılmamaktadır. Bu tür laserler diş hekimliğinde de kullanılmaktadır.

2.8.2. Karbondioksit Laserleri

Karbondioksit laserleri, laser cerrahisindeki neredeyse her alanda kullanılmaktadır. Karbondioksit laserlerindeki aktif madde, karbondioksit, azot ve helyum gazlarının bir karışımıdır. Buna rağmen sadece karbondioksit gazının molekülleri uyarılmış emisyonu dahil olmaktadır. Bu laser türünün dalga boyu sürekli ve 10600 nm ile kızıl ötesi kısımdadır. Aktif madde, içinden elektrik akımı geçirilerek güçlendirilmektedir.

2.8.3. Yarı İletken Diyot Laserleri

Diyot laserleri portatif ve küçük tasarımıyla ofis bazlı kullanımlar için ideal olarak nitelenmektedir. Transistör ve onun gibi elektronik aletler gibi, diyot laserler de yarı iletken kristalinden yapılan bir katı hal aygıtıdır. Bu laser türü bilinen LED ler gibi çalışmaktadır. İçlerinden elektrik geçince ışık verirler. Diyot laserleri ağız-diş cerrahisinde kullanılabilir. Alüminyum galyum arsenik (AlGaAs) içeren diyot laserleri 800 nm, indiyum, galyum, arsenik (InGaAs) içerenleri 980 nm dalga boyunda emisyon yapmaktadırlar.

2.8.4. Erbiyum Laserleri

Erbium:YAG (Er:YAG) laserleri, Erbiyum (Er 3+) iyonları ile katılandırılmış, YAG ana kristalinden oluşmaktadır. YAG içinde olduğunda, erbiyum iyonları, 2936 nm dalga boyunda laser emisyonu gerçekleştirmektedir. Erbiyum iyonları aynı zamanda krom sentezli YSGG (yttrium skandiyum galyum garnet) ana kristali içine de katılandırılabilirler. Bu yolla üretilen laser, erbiyum, krom YSGG (Er, Cr: YSGG) laseri olmaktadır.

2.8.5. Holmiyum Laserleri

Holmiyum laserleri yumuşak dokuyu hemostasis ile kesebilir veya buharlaştırabilir. Aynı zamanda kuartz optik fiber iletim sistemleri kullanma avantajlarını sağlamaktadır.

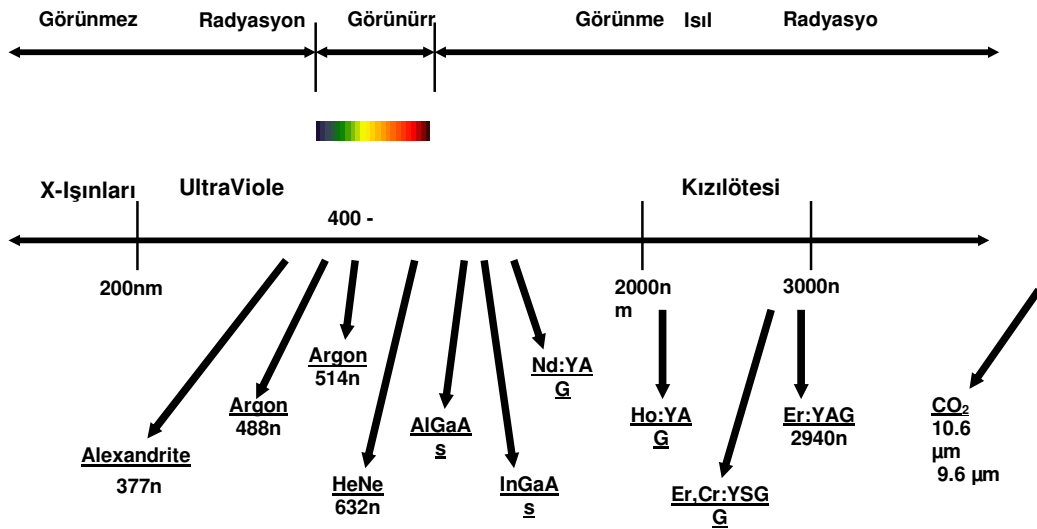
Holmiyum laserleri ampul güçlendiricili sistemlerdir. Aktif maddesi holmiyum ve thulium iyonları katkılı, krom sentezli, yitriyum, alüminyum, garnet ana kristalidir. (Cr-YAG) Krom iyonları, ampul ışığının yeşil ve mavi dalga boylarını soğurmakta ve holmiyum iyonlarına transfer etmektedir. Holmiyum iyonları (Ho 3+) 2100nm dalga boyundaki laserin oluşma sebebidir. Aktif madde Tm, Ho, Cr:YAG veya THC:YAG dır ancak genel olarak holmiyum laseri olarak bilinir.

2.8.6. Nd:YAG Laserleri

Darbeli Nd:YAG laserleri temel olarak yumuşak doku ve ağız cerrahisi için kullanılır. Ancak daha yüksek pik enerjili olan laserler diş üzerinde de çalışma yapma olanağı sağlamaktadır.

Diğerlerinde olduğu gibi Nd:YAG laserlerinde de aktif parça, YAG ana kristali içine neodymium (Nd 3+) iyonlarının katkılanması ile oluşur. Laser emisyonunu yapan kısım bu Nd iyonları olmaktadır. Bu laser türünde üç temel dalga boyu oluşmaktadır. Bunlar; 1064 nm, 1320/1340nm, 1444 nm olmaktadır. Şu anda A.B.D. de sadece 1064 nm dalga boyunda çalışan modeller kullanılmaktadır.

Tıpta kullanılan tüm laserler şekil 2.9 ' da incelenebilir.



Şekil 2.9. Tıpta kullanılan laserler

* Bu yüksek lisans tez çalışmasında, deneysel çalışmalarda kullanılan Er:YAG laseri ayrı bir bölüm halinde tanıtılmaktadır.

BÖLÜM 3

Er:YAG LASER TEKİNİĞİ

3.1. Er: YAG Tekniğinin Gelişimi

Zharkov, 1974 yılında 2490 nm dalga boyunda ışık üretimi yapan katı hal laserini tanıtmıştır. Bu Er:YAG laseri idi. Bütün orta-kızıl ötesi ışın yayınlayan laserler içinde Er:YAG laserleri su tarafından emilimi en yüksek olanıdır. Zira, 2490 nm suyun emilim bant genişliği ile iyi bir uyum sağlamaktadır. Suyun emilme katsayısı teorik hesaplarda karbondioksit ve Nd:YAG laserlerinden 15000-20000 kat fazla olmaktadır. OH gruplarının da maksimum soğurma dalga boyu 2800nm civarında olmasına karşın, 2940 nm lik dalga boyları bu gruplar tarafından da yüksek miktarlarda soğurulmaktadır. Sekil 3.1. ' de laser doku emilim grafiğinde gösterilmektedir. Er:YAG laserleri, bütün biyolojik dokular su içerdiğine göre sadece yumuşak dokularda değil, sert dokularda da kullanılabilir olmaktadır.

Lazer araştırmaları komitesinin isteklerini karşılayacak biçimde tasarlanan Er:YAG lazerleri, ilk defa 1980'li yılların sonlarına doğru bilimsel araştırmalar ve uygulamalar için üretilmeye başlanmıştır. Daha sonra özel cerrahi kapasitesi kanıtlandıktan sonra kullanımı yaygınlaşmıştır.

Diş hekimliğinde, serbest çalışan darbeli Er:YAG laserleri, kavitasyon hazırlıkları ve yumuşak doku tedavisinde kullanılmaktadır. FDA, Er:YAG laserleri için bu işlemleri 1997 yılında onaylamıştır.

Er:YAG laserin su tarafından yüksek miktarda soğurulması, ışıma esnasında çevre dokulardaki termal etkileri minimize etmektedir. Er:YAG laser, deride bir kesik için non-kontakt modda çalıştırıldığında, sadece 10-50 mikrometrelik mesafedeki tabakalarda ısı değişime gözlenmektedir. Sert doku prosedürlerinde, bir miktar ısı üretimi kaçınılmaz olmaktadır. Ancak, bu tür dokular da az miktarda su içerdiğinden sorun olmamaktadır. Bunlara ek olarak, sert doku kesimlerinde su spreyinin kullanılması halinde, hedef, sürekli nemli tutulmaktadır. Su soğutmalı Er:YAG ışıması, diş kemiklerinde 5-15 mikrometrelik mesafelerde değişime yol açmaktadır.

İlk Er:YAG laserleri darbe frekansı 10 Hz. veya altında çalışırken, bugünkü yeni ürünlerin darbe frekansı 30 Hz.'e kadar çıkabilmektedir. Günümüzde erbium laserlerini, laser sistemleri kombinasyonu ile elde etmek mümkündür. Bu sayede çeşitli cerrahi işlemleri yapabilmek daha kolay olabilmektedir. Er:YAG laserini bir Nd:YAG veya CO₂ laseri ile birlikte elde etmek mümkündür.

3.2. Er:YAG Tekniğinin Özellikleri

Erbium:YAG (Er:YAG) laserleri, Erbium (Er 3+) iyonları ile katkılanırılmış, YAG ana kristalinden oluşmaktadır. YAG içinde olduğunda, erbium iyonları, 2936 nm. dalga boyunda lazer emisyonu gerçekleştirmektedir.

Erbium iyonları aynı zamanda krom sentezli YSGG (yttrium scandium gallium garnet) ana kristali içine de katkılanırılabilir. Bu yolla üretilen laser, erbium, krom YSGG (Er, Cr: YSGG) laseri adını almaktadır. YSGG içinde olunca, erbium iyonlarının genelde 2790 nm. dalga boyunda emisyonu söz konusu olmaktadır.

Günümüzde Er:YAG laserleri, serbest çalışan (FR) darbeleri emisyon modunda çalışmaktadır. Darbe aralığı ise yaklaşık 200 mikrosaniye mertebesinde olmaktadır. 5000 ya da 10000 watt gücündeki laserlerle 1 Joule veya daha yüksek darbe enerjisi elde etmek mümkündür. Ortalama 20-30 Watt gücündeki laserler popülerdir ama dış ürünlerinde 5-10 Watt güçlü olan ürünler daha çok kullanılmaktadır. (Mani, 2004)

Darbeleri erbium laserleri, dokuyu mükemmel bir hassasiyetle kesebilmektedir. Er:YAG dalga boyu (2940 nm), hem dokunun su bileşenleri, hem deorganik matris ve inorganik hidroksiapatit bileşenleri tarafından çok güçlü bir biçimde emilmektedir. (Ishikawa ve diğ. 2003)

Soğuk mekanik aletlerle kıyaslandığında, erbium laserleri yüzeysel doku penetrasyon derinliklerinde cerrahi bir hassasiyetle iş görmektedir. Erbium laserle açılan kesikler çabuk iyileşme göstermektedir. Bunun en temel sebebi ise, yumuşak dokuda hemostasis sağlanması ve laserin yumuşak dokuya termal olarak az zarar vermesi olmasıdır.

Yüzeysel girginlik derinliği ve yüksek pik gücü, erbium laserlerin diş, kemik, tartar gibi sert yüzeylerde de kesinlik sağlamasına imkan vermektedir. Sert dokular için kullanılan teknik, sadece buharlaştırma veya fotoakustik işlemlerinin biri yerine, bu iki tekniğin uygun bir kombinasyonu olmaktadır.

Son geliştirilen 2780 nm dalga boylu erbiyum-krom katkılı yttrium-scandium-gallium-garnet (Er,Cr:YSGG) ve 2790nm dalga boylu erbiyum katkılı YSGG laserlerinin Er:YAG laserlerine benzer performans göstermesi beklenmektedir.

3.3. Er:YAG Laserleri ile Doku Kesimi

Er:YAG laserinde biyolojik doku kesimi iki temele bağlıdır. Birincisi kesilecek doku yüzeyinin morfolojik özellikleri, ikincisi ise laserin emisyon dalga boyundaki optik özellikleri olmaktadır.

Er:YAG laser ışıması sırasında enerji, su molekülleri ve biyolojik dokunun su içeren bileşenleri tarafından seçici olarak soğurulmaktadır. Bu durum, suyun ve organik bileşenlerin buharlaşması ve bu işlem esnasında ortaya çıkan ısı miktarına göre ortaya çıkan termal etkiler ile sonuçlanmaktadır (Fototermal buharlaşma).

Sert doku prosedürlerinde su buharı üretimi, doku içindeki iç basıncın artmasını tetiklemekte ve mikropatlama adı verilen bir patlamayla genişlemeye sebep olmaktadır. Bu dinamik etkiler, mekanik dokunun çökmesine ve termomekanik veya fotomekanik kesimin gerçekleşmesini sağlamaktadır.

Er:YAG laseri, sert dokuların kesiminde de kullanılabilmektedir. Er:YAG laseri ile sert doku kesiminde; inorganik bileşenlerin ısıyı biriktirmeye başlamasından önce, su ve su bazlı organik bileşenler, laser enerjisini hızlı bir biçimde soğurmaya başlamaktadır. Bu da termo-mekanik patlamalı kesim işlemi sonucunu doğurmaktadır. Er:YAG laserin hem yumuşak hem de sert dokulardaki başarısı, bu laserin tercih sebebi olmaktadır. Bu husus, Er:YAG laserin diş hekimliğinde de kullanımında etkin olmuştur.

3.4. Klinik Çalışmalar

Watanabe 1996 yılında klinik olarak Er:YAG laser kesimini uygulamıştır. (**Ishikawa ve diğ. 2003**) Laser kesimi su soğutmalı 40mJ/darbe 10Hz kontak uç (600 mikrometre çaplı) kullanılarak, 60 hastadaki 60 diş üzerindeki dişeti altındaki ve ayrıca üstündeki diştışları hedeflenerek yapılmış ve Er:YAG laserin diştışa temizlenmesinde % 95 etkili olduğu belirtilmiştir. Her ne kadar kesilen yüzeyler belirli bir oranda düzensizlik gösterebilir de, bu durum klinik vakaların % 98'inde önemli olmamaktadır. Ayrıca, klinik denemeler sırasında hiçbir yan etki veya komplikasyon görülmediği ifade edilmektedir. Tüm bu bulgulardan sonra, Watanabe

laser kesiminin güvenli, etkili ve klinik olarak faydalı olduğunu öngörmüş ve Er:YAG laser klinik çalışmalarda kullanılmaya başlanmıştır.

Ayrıca, son dönem içerisinde, periodontal tedavide Er:YAG laseri ile konvansiyonel aletleri cerrahi olmayan yöntemle karşılaştırmasını yapılmış laser tedavisinin başarılı olduğu sonucuna varılmıştır.

Laser tedavi grubunda, kesim tedavi gurubuna oranla kanama azalması olduğu kaydedilmektedir. Er:YAG laserin cerrahi olmayan periodontal tedavilerde el aletlerine iyi bir alternatif olduğu konusunda birleşildiği ifade edilmektedir. Ayrıca, Er:YAG laser tedavisinin, doku eklenmesindeki kök yüzeyi sonuçları ve işlem sonrası fazladan kesim veya kök düzeltme istememesi ile iyi bir alternatif olduğu belirtilmektedir. (Keller, 1997)

3.5. Er:YAG Tekniği Cihazları

Er:YAG tekniği cihazları çeşitlilik göstermektedir. Aşağıdaki alt bölümlerde başlıca Er:YAG cihazları hakkında bilgi verilmektedir.

3.5.1. Waterlase

Millenium, 2780 nm dalga boyunda fiber iletimli Er,Cr:YSGG laseridir. Hem çocuklar hem de yetişkinlerde, sert doku ve yumuşak doku diş uygulamalarında kullanılması için hazırlanmıştır. Laser 20 Hz darbe oranı ve 140 mikrosaniye darbe süresi ile çalışmaktadır. En büyük ortalama güç değeri ise 6 Watt tır. (Mani, 2004.)

Millenium, koaksiyel bir hava-su spreyi, laser el parçasına oradan da dokuya, laserin enerjisi ile birlikte gönderilmektedir. Su ya da hava iletimi için ayrı bir el parçasına gerek duyulmamaktadır. Er,Cr:YSGG laserinin enerjisi, hem yumuşak hem de sert dokuyu kullanılabilmektedir. Laser; kırık, mine, kemik, dentin, sementum, çürük ve yumuşak dokuyu kesebilmektedir.

3.5.2. DELight

DELight, fiber iletimli dental Er:YAG laseridir. Yumuşak ve sert doku ile, kavitasyon uygulamaları için kullanılmaktadır. Laser 300 mJ darbe enerji ve 7 W güçte kullanılmaktadır. Darbe oranı 3 ile 30 Hz arasında seçim şansı tanınmaktadır. Bu laser hava soğutmalı olarak ve 110 – 220 VAC elektrikte kullanılmaktadır.

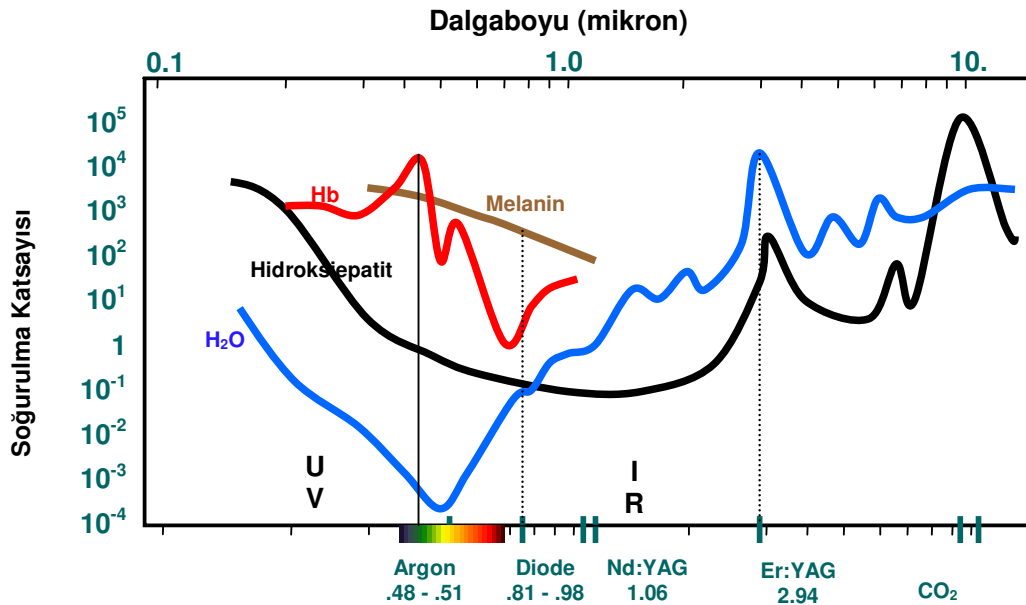
Lazerin fiber kalibrasyon portu bulunmaktadır. Lazerin gücü ise, kalibrasyon sırasında otomatik olarak ayarlanmaktadır. Böylece, fiberden iletilen değer ile ayarlanan değerler aynı olmaktadır. (Mani, 2004)

3.5.3 Twinlight

Twinlight Nd\Er lazeri, Er:YAG ile Nd:YAG lazerlerinin bir kombinasyonudur. Bu lazer, diş ve ağız veya diğer cerrahi operasyonlar için kolaylıkla kullanılabilir.

Lazer, hava soğutmalı olup, 220 VAC elektrikte kullanılmaktadır. Dental aletlerin bulunduğu rafların altına rahatça sığabilecek şekilde dizayn edilmiştir. Lazer, dental operasyonlar esnasında basınçlı hava ve suyu birleştirebilmektedir.

Twinlight Nd:YAG ve Er:YAG lazerleri aynı ana güç kaynağını, soğutma sistemini ve mikroişlemci kontrollerini kullanmaktadır. Nd:YAG lazer enerjisi fiberoptikler vasıtasıyla iletilmekte, Er:YAG enerjisi ise kontak uçlu el parçasına 7 mafsallı bir kol yardımıyla iletilmektedir. Kontrol panelindeki Nd veya Er tuşları ile lazerler arasında geçiş yapılabilir.



Şekil 3.1. Lazer doku emilim grafiği (VersaWave Er:YAG Laser Service Manual)

3.5.4. KaVo KEY

KaVo KEY Laser, yumuşak-sert doku, genel diş hekimliği endodonti ve periodonti için kullanılabilen fiber iletimli, darbeli Er:YAG laseridir. Doku içindeki su tarafından en yüksek emilimin gerçekleştiği dalga boyu 2940nm ile Er:YAG laserdir. Bu emilim oranları şekil 3.1' de grafik olarak gösterilmiştir. Bu laser, darbe başına 500 mJ enerji ve 1 Hz ile 15 Hz arası değişebilen darbe oranlarını kullanmaktadır. Doku yüzeyini soğutmak için kullanılacak spreyn suyu, kendisine has bir kaynakla sağlanmaktadır. (Mani, 2004)

KEY lazerinin esnek bir fiber iletim hattı bulunmaktadır. Keski şeklindeki fiber ucu değiştirilebilir ve 360 derece dönebilmektedir. Çeşitli fiber uç ebatları mevcuttur ve kolayca değiştirilebilmektedir. El parçası aynı zamanda operasyon sahasını steril ve soğuk tutabilmek için ısılatma fonksiyonuna da sahip olacak şekilde dizan edilmiş bulunmaktadır.

BÖLÜM 4

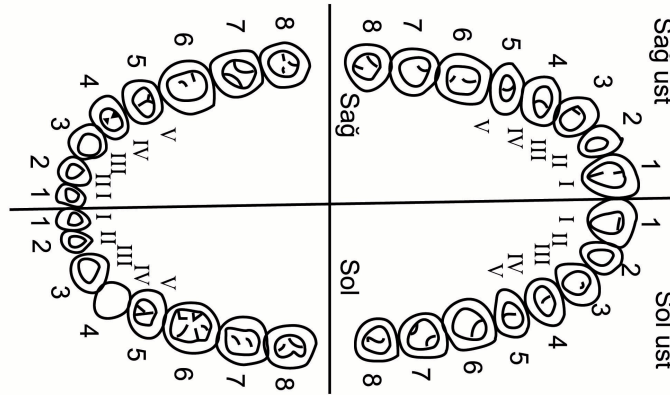
DENEYSEL ÇALIŞMALAR

Bu yüksek lisans tezinde, diş dokularında çürük temizlemek ve doku şekillendirmesi amacıyla kullanılan Er:YAG lazerle diş sert dokusundaki kavite açılmasına ilişkin bir çalışma yapılması ve optimal çalışma parametrelerinin belirlenmesi amaçlanmıştır. Bu amaçla, bir dizi deneysel çalışma yapılmıştır.

4.1. Dişlerin Tanıtımı

Bilindiği gibi insanda iki seri diş bulunmaktadır. Bunlardan birincisi: “Dentes Desidius” olarak adlandırılan dökülen ve halk arasında süt dişi olarak nitelenen dişlerdir. Yaklaşık doğumdan 7 ay sonra çıkmaya başlarlar ve 6-13 yaşlar arasında da dökülürler. İkincisi ise, “Dentes Permenantes” olarak isimlendirilen kalıcı dişlerdir. Bu dişler, dökülen süt dişlerinin yerini almaktadırlar. Her iki diş tipinin mikroskobik yapısı benzerse de, kalıcı dişlerin gelişiminin daha ileri olduğu söylenebilir. (Karasu, 1998)

Bu Yüksek Lisans tezinde, gelişkin yapıda olmaları nedeniyle kalıcı dişler ile çalışılması benimsenmiştir. İnsanda mevcut 32 kalıcı dişin ağız içindeki yerleşimi Şekil 4.1’de görülmektedir.



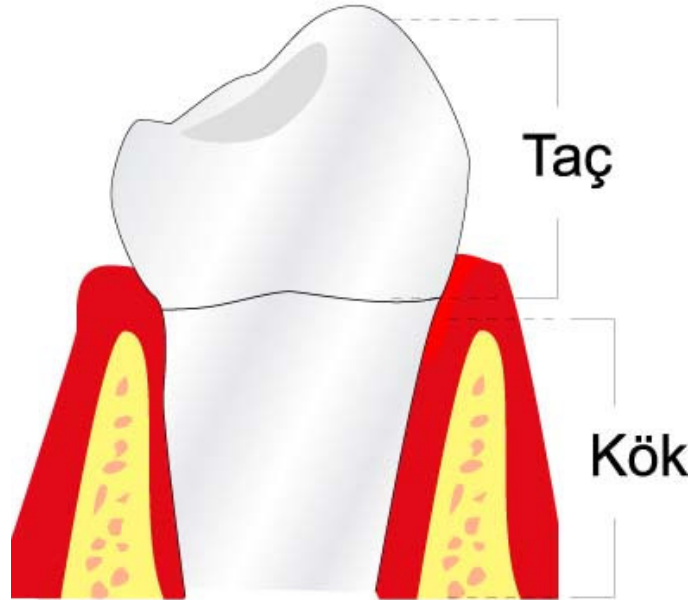
Şekil 4.1. Kalıcı Dişlerin Ağız İçindeki Dizilimi

4.1.1. Dişlerin Anatomik Yapısı

Dişlerin anatomik olarak başlıca iki bölümü bulunmaktadır (**Fedi, 2001**). Bunlar;

1. **Taç;** Dişetinden (Gingiva'dan) dışa doğru yöneliktir ve dişin işlevsel kısmını oluşturmaktadır.
2. **Kök;** Kafatasındaki Maksilla ve mandibuler kemiklerde Alveolus adı verilen kemik oyukların içine girmektedir. Taç ve kök bölümünün birleşme yerine kimi kez “boyun” denmektedir. Alt molar dişlerde 2, üst molar dişlerde ise 3 kök bulunmaktadır.

Dişin iç bölümünde şekli dişin şekline uygun küçük bir kavite bulunmaktadır. Buna, “Pulpa Kavitesi” adı verilmektedir. Pulpa kavitesi kökün içinde “kök kanalı” olarak nitelenen, aşağı doğru dar bir kanalla (Kök Kanalı) devam ederek bir ya da daha çok sayıda delikle (Apikal Foramine) kökün Apeks (tepe) bölümünde diş kökünü saran kollajen fibrilden zengin bir yapı olan Periodontal membran (Ligament)’a açılır. Apeks bölümündeki bu deliklerden kan damarları ve sinirler geçerek pulpa kavitesine ulaşmaktadırlar. Periodontal membran, diş alveolar kemiğe bağlamaktadır (**Priester, 1986**). Şekil 4.2’de dişin anatomik yapısı görülmektedir.



Şekil 4.2. Dişin Anatomik Yapısı

4.1.2. Dişlerin Histolojik Yapısı

Dişlerin histolojik olarak 4 bölümü bulunmaktadır: Bunlar;

1- Dentin

Yapısı kemiğe benzer ve kollajen fibril ve kalsifiye ara maddeden oluşmaktadır. Ancak kalsiyum tuzları daha fazla bulunduğundan kompakt kemikten daha serttir. Dentin, birbirine paralel lameller biçiminde birikerek geliştiğinden, alınan kesitlerde ağaç gövdesindeki gibi paralel çizgiler görülmektedir.

Puipa ve odontoblast hücreleri enfeksiyon sonucu hasarlansalar bile dentinin inorganik bölümü uzun süre canlılığını korumaktadır. Dentin yapısı yaşam boyu çok yavaş olarak sürdüğünden, yaş ilerledikçe pulpa kavitesi daralmaktadır. Mine tabakasının aşınması dentinin yapılması için uyarıcı olmaktadır. Bu durumda yapılan dentin düzensiz olmaktadır (Preperatif Dentin), bazen pulpa kavitesini tümüyle örtebilmektedir. Preperatif dentinde tubulusların yönü değişime uğradığından, primer dentinden kolaylıkla ayırt edilebilmektedir. (Newman, 2002)

2- Enama (mina)

Vücudun en sert maddesidir. Ağırlığının % 97-98'i inorganik tuzlardan (%90'ı kalsiyum fosfat), % 3'ü organik maddelerden oluşmaktadır. Mine biraz kırılabilir nitelikte olmasına karşın, dentine dayanması ve iç yapı düzenlenmesinin özelliği nedeniyle, normal çiğneme sırasındaki basınçla kırılmamaktadır.

Minenin yapı birimi mine prizmalarıdır. Her bir prizma kalsiyum apatit kristallerinden oluşan inorganik bölümün, organik materyal içine gömülmesiyle oluşmaktadır. Altshuler ve diğ. (2001)

İnorganik bölümü çevreleyen ince periferik organik matrikse "Prizma Kılıfı" adı verilmektedir. Prizmalar arasında bulunan az miktardaki kalsifiye organik madde (İnterprizmatik Madde) sement görevi yapmaktadır. İnterprizmatik madde prizmalarla aynı yapıda olmaktadır. Enine kesitlerde minede görülen paralel çizgiler (Retzus Çizgileri) ritmik büyüme evrelerindeki tabakaları göstermektedir.

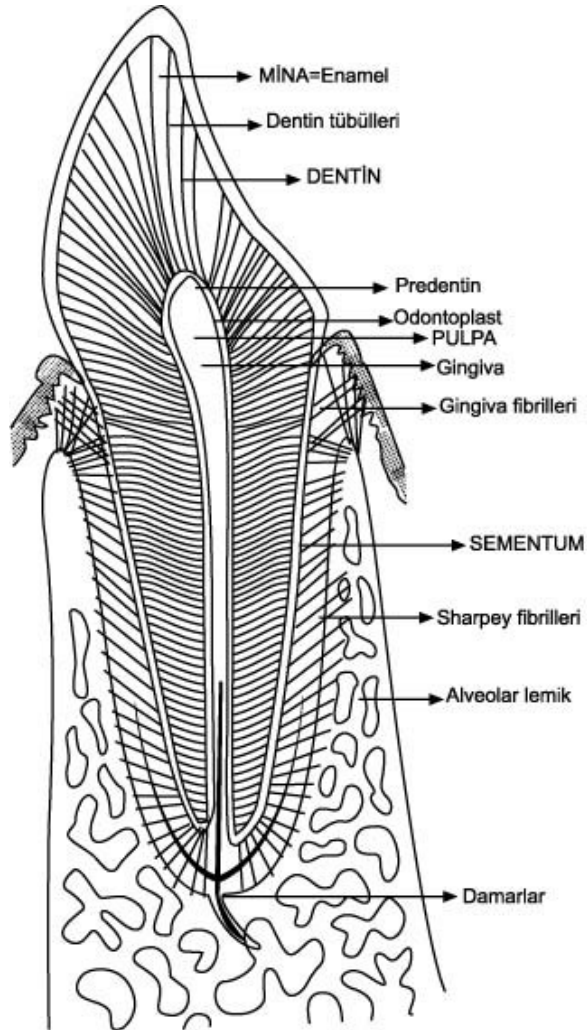
3- Sementum,

Dişin anatomik kök bölümünü dıştan saran ve kemiğe benzer yapıda ince bir tabakadır. Diş apeksinde kalınlığı biraz artar. Mineden daha koyu, dentinden açık renktedir. Sementum hem dentini koruyucu bir tabakadır, hem de dişin periodontal membrana bağlanmasında aracı durumundadır.

4- Pulpa,

Pulpa kavitesi yumuşak diş pulpası ile dolu bulunmaktadır. Dişin sert bölümü 3 farklı tip özelleşmiş yapıdan oluşmaktadır. Dentin tüm pulpayı kuşatmakta, yalnızca apikal foraminalarda kesintiye uğramaktadır. Dentin taç bölümünde mine ile, kök bölümünde ise sementum tabakası ile kuşatılmıştır. Mine tabakası boyun bölümüne doğru giderek incelmektedir.

Şekil 4.3'te dişin histolojik yapısı görülmektedir.



Şekil 4.3. Dişin Histolojik Yapısı

4.1.3. Deneyde Kullanılan Dişler

Er:YaG Laser ile gerçekleştirilecek deneylerde gelişkin yapıya sahip olan kalıcı dişlerden 2 ve 3 numaralı dişler ile çalışılması benimsenmiştir. Bu tip dişler ile çalışılmasının tercih edilmesinin sebepleri olarak;

1. Fonksiyonel olarak önemli bir diş tipi olması
2. Biçimsel farklılıkların, insandan insana ihmal edilebilir olması
3. Tek kök ve nispeten daha basit yapıda olması
4. Er:YAG Lazer ile çalışmanın ve volümetrik tomografik ölçümlerin daha rasyonel yapılabileceğinin düşünülmesi

olarak sayılabilir.

Deneyde çalışılacak 2 ve 3 numaralı dişler, İstanbul Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Cerrahi Bölümü'nden, çekilmiş sağlam dişler olarak temin edilmiştir. Dişlerin temini sırasında, yaşlılık nedeniyle olabilecek farklılaşmaların elimine edilebilmesi için, çalışılacak dişlerin; 25-35 yaş grubundaki kişilere ait olmasına dikkat edilmiştir.

Böylelikle, bu yüksek lisans tezinde yetişkinlere ait, doğal ve fonksiyonel 10 adet diş ile deneyler gerçekleştirilmiştir. Toplu halde resimleri Şekil 4.4.'te görülmektedir.

Çalışılan dişlerin özellikleri ise, Tablo 4.1'de verilmektedir.



Şekil 4.4. Deneysel Çalışmalarda Kullanılan Dişler

Tablo 4.1. Deneysel Çalışmalarda Kullanılan Dişlerin Özellikleri

Deney Dişi No	Diş Uzunluğu (mm)	Diş Ağırlığı (gr)
1 No.lu Diş	25,00	1,20
2 No.lu Diş	18,00	0,58
3 No.lu Diş	21,00	0,99
4 No.lu Diş	21,50	0,80
5 No.lu Diş	23,50	0,96
6 No.lu Diş	20,00	0,43
7 No.lu Diş	19,00	0,71
8 No.lu Diş	21,00	0,63
9 No.lu Diş	19,50	0,53
10 No.lu Diş	22,00	0,69

4.2. Deneyde Kullanılan Cihaz ve Elemanlar

Deneyde kullanılan cihazlar;

- 4.1.1.** VersaWave Er:YAG Laser
- 4.1.2.** Mastar Eleman
- 4.1.3.** Homojenite Elemanı
- 4.1.4.** Volumetrik Tomografi
- 4.1.5.** Bilgisayar Sistemi
- 4.1.6.** Bilgisayar Yazılımı

olarak sayılabilir.

4.2.1. VersaWave Er:YAG Laser

Diş doku üzerinde VersaWave Er:YAG Laser ile deneysel çalışmaların yapılabilmesi için VersaWave Er:YAG 2940 Model bir laser cihazı kullanılmıştır. Deneylerde kullanılan VersaWave Er:YAG 2940 Laser cihazı üstten ve yandan görünüşleri, sırasıyla Şekil 4.5 ve Şekil 4.6’da görülmektedir.



Şekil 4.5. Deneylerde Kullanılan VersaWave Er:YAG 2940 Laser Cihazının Üstten Görünüşü



Şekil 4.6. Deneylerde Kullanılan VersaWave Er:YAG 2940 Laser Cihazının Yandan

Görünüşü

VersaWave Er:YAG 2940 Model bir laser cihazı, hem yumuşak hem de sert doku prosedürlerinde kullanılmaktadır. Bu sayede kavistasyon operasyonları için, diş hekimliğinde kullanılan el aletlerinin yerine kullanılabilecek gelişkin ve iyi bir alternatif elde edilmiş olmaktadır. Böylelikle, hastaların daha az anestezi kullanımı ile rasyonel şekilde çalışılması mümkün olabilmektedir.

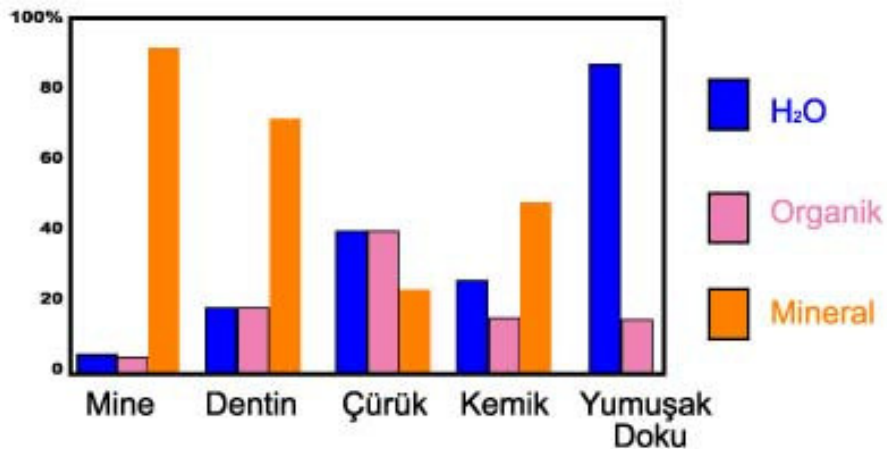
VersaWave Er:YAG 2940 Model bir laser cihazı kullanılarak, birçok yumuşak doku operasyonları çok az veya kansız yapılabileceği gibi, kemiği kesmek ya da şekillendirmek için de bu laser kullanılabilmektedir. Fazla olarak, hastaların, operasyon sonrası rahatsızlıkları azalmakta ve iyileşme süresinde bir artış gözlenmektedir. (VersaWave Er:YAG Laser Clinical Manual)

4.2.1.1. VersaWave Er:YAG Laser Kullanımında Göz Önüne Alınması Gereken Değişkenler

VersaWave Er:YAG 2940 Model bir laser ile tedavi planlamasında göz önünde bulundurulması gereken değişkenler olarak; su içeriği, frekans, darbe başına enerji, laser enerji konsantrasyonu ve laser uç seçimi olarak ifade edilebilir

1. Su İçeriği

VersaWave laserinin su tarafından soğurulması çok kuvvetli olduğu için, hedef dokudaki su yüzdesi, dokunun etkili bir biçimde alınmasında büyük etki yaratmaktadır. Şekil 4.7'deki grafik, oral dokuların karşılaştırmalı bileşenlerini göstermektedir. Oral dokuların bileşenlerindeki su içeriğine göre çalışma parametrelerinin seçilmesi gerekmektedir.



Şekil 4.7. Oral Dokuların Karşılaştırmalı Bileşenleri

2. Frekans (Hz)

Frekans, bir başka deyişle darbe tekrar oranı, bir saniyede laser ışınının el parçasından kaç defa çıktığını ifade etmektedir. Cihaz için Hertz (Hz) ayarı olarak nitelenmektedir. Laser darbesinin tekrar oranı önemlidir, zira bu oran, hedef dokunun uygulama sırasında dokunun ne kadar cevap verdiğini etkilemektedir.

Her tek darbe yaklaşık 250-300 mikro saniye (veya saniyenin milyonda biri) kadar sürmektedir. Bu süre hem yumuşak hem de sert dokuda kullanım için ideal olarak nitelenmektedir. Bir başka deyişle, bu süre, sert dokuyu kesebilecek kadar kısa, kanamayı etkili bir biçimde kontrol edecek kadar uzun bir süredir. Darbeler arası zamanda dokunun soğuma şansı olmaktadır. Bu durum, özellikle su spreyi kullanılıyorsa, prosedür için seçilecek laser çıkışının hesaplanmasını gerektirmektedir. Genel olarak, laserin saniyedeki atım sayısı arttıkça, mine ve dentin ile çalışılırken, kaldırılan dokular daha pürüzsüz olmaktadır.

3. Darbe Başına Enerji (mJ)

Her darbenin ölçüldüğü enerji birimi milijuldür.(mJ) Bu ayar çok önemlidir. Zira, darbe enerjisi, ışık darbesinin hedef dokuda ne kadar etki yapacağını çok ciddi bir biçimde etkilemektedir. Genel olarak, daha yüksek darbe enerjisi kullanıldıkça, her darbeye hedef dokudan alınan miktar artış göstermektedir. Başka bir deyişle, yumuşak doku, içerdiği su miktarı yüzünden mineye göre daha düşük darbe enerjilerinin kullanımını gerektirmektedir.

4. Laser Enerji Yoğunluğu

Kesimler için eşik enerjisi sadece darbe başına enerjiye bağlı değildir. Aynı zamanda darbe başına enerjinin yoğunluğuna da bağlı olmaktadır. Laser enerjisi, hedefteki küçük bir noktaya odaklandığında daha büyük bir enerji yoğunluğu oluşmaktadır. Daha büyük enerji yoğunluğu ise, aynı miktar enerjinin belirli bir alana dağılmasından daha fazla etki yaratmaktadır.

En etkili kesme işlemi, ucun hedefe çok yakın olduğu ve noktanın küçük olduğu durumlarda gerçekleşmektedir. En iyi kesim etkinliği ve en uzun uç süresi için dokudan yaklaşık yarım milimetre uzak durmanın yeterli olacağı önerilmektedir.

5. Laser Uç Seçimi

Laser uç seçimi elde edilebilecek en küçük nokta ebatlarını ve buna bağlı olarak elde edilebilecek en yüksek etkiyi belirlemektedir. VersaWave laseri ile çalışılabilen çeşitli uçlar mevcuttur. Yumuşak doku için keskin veya konik uçlar, sert doku için eğimli, düz veya düz ve sivrilmiş uçlar bulunmaktadır.

Sert doku uçları, tedavi edilen yüzeyi soğutmak ve sulandırmak için veya kesilen yüzeyi temizlemek için, paslanmaz çelikten boru içeren su spreğine sahiptir. Sert doku uçlarının uzunluğu ve eğimi, laser enerjisinin etkinliği ayarlamaktadır. Kısa düz uçlar en etkili olanlar olmaktadır. Genelde düşük enerji ayarlarında etkisi büyük olmaktadır.

VersaWave Er:YAG 2940 Laser cihazı ile kullanılabilen 9 çeşit uç bulunmaktadır. Şekil 4.8’de VersaWave Er:YAG 2940 Laser cihazı ile kullanılabilen laser uçları görülmektedir.



Şekil 4.8 VersaWave Er:YAG Laser Cihazı ile Kullanılabilen Laser Uçları

Bu Yüksek Lisans Tezinin deneysel çalışmalarında dik uç kullanılması tercih edilmiştir. Bu uç ile çalışmakla enerji kaybı ihmal edilebilir mertebelerde kalmış olmaktadır. Açılı uçlarla çalışmada ise, daima enerji kayıpları görülmektedir. Şekil 4.9’da deneylerde kullanılan dik uç görülmektedir.



DİK UÇ

Şekil 4.9 Deneylerde Kullanılan Dik Uç

4.2.1.2. VersaWave Er:YAG Laser Cihazının Özellikleri

Deneylerde kullanılan VersaWave Er:YAG 2940 Laser Cihazı, 2006 model olup, yeni ve gelişkin bir cihazdır. VersaWave Er:YAG 2940 Laser cihazının kullanım panelinin resmi Şekil 4.10'da görülmektedir.

Tablo 4.2. VersaWave Er:YAG 2940 Laser Cihazının Teknik Özellikleri

Parametre	Açıklama
Enerji	≥ 400 mJ / darbe
Frekans	3-50 Hz
Cihazın Ağırlığı	43,2 kg
Boyutları	292,1mm x 584,2 mm x 825,5 mm
Akım	15 A
Gerilim	115-220 V
Fiber Uzunluğu	2 m
Darbe Uzunluğu	200 μ s
Laser Tipi	Class IV



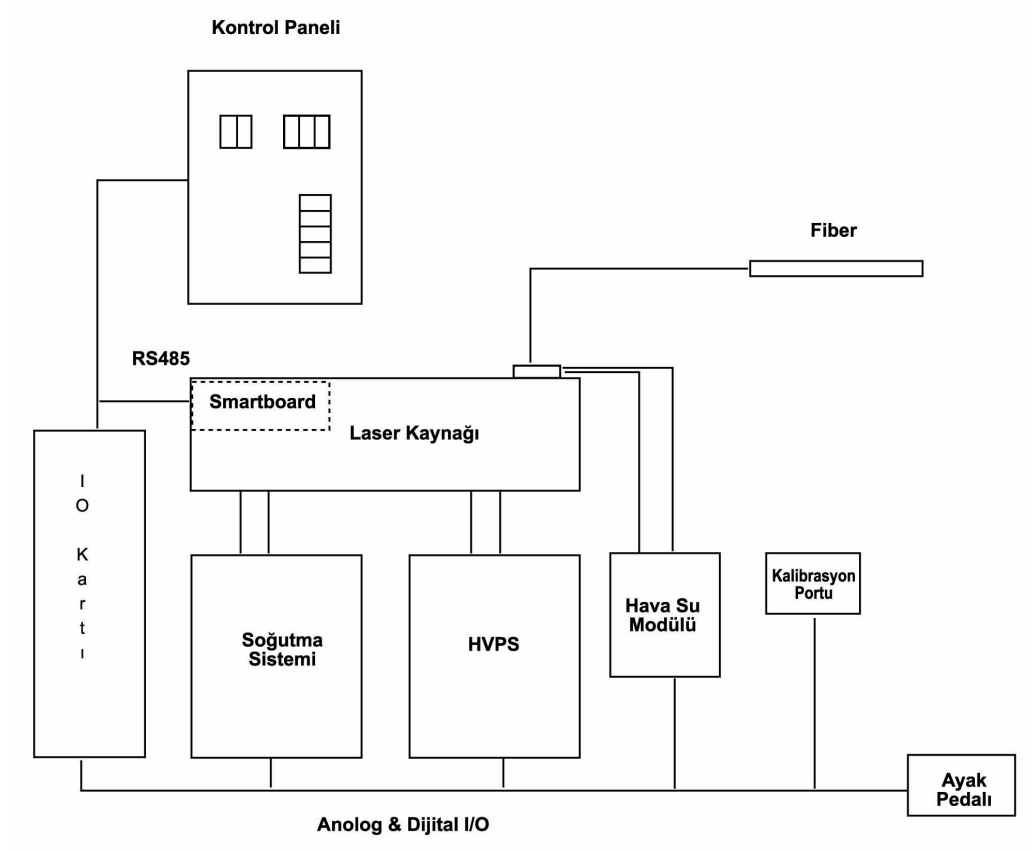
Şekil 4.10 VersaWave Er:YAG 2940 Laser Cihazının Kullanım Paneli

VersaWave Er:YAG 2940 Laser Cihazının teknik özellikleri Tablo 4.2’de ve kullanım özellikleri ise Tablo 4.3’de bir araya toplanmıştır. Deneylerde kullanılan VersaWave Er:YAG 2940 Laser Cihazı, Kuark Elektronik Ltd. Şti.nin imkanlarından yararlanılarak kullanılmıştır.(**VersaWave Er:YAG Laser Service Manual**)

Tablo 4.3. VersaWave Er:YAG 2940 Laser Cihazının Teknik Özellikleri

Parametre	Özellik	Açıklama
Basınç	40 PSI	Her unite takılabilir, ayrıca basınç regülatörüne ihtiyaç yoktur.
Hava		Havanın nemli yada yağlı olması farketmemektedir çünkü sistemde hava filtrelerden geçtikten sonra kullanılır.
Mobilite	Tam mobil	Dahili basınç ve su ayarlama regülatörleri olduğu için herhangi bir unite yada ameliyathanede istenildiği gibi çalıştırılabilir.
Tip/Uçlar	Safir/Kuartz	Uçlar defalarca steril edilip kullanılabilir şekilde tasarlanmıştır.Takıp çıkarmak için özel bir alete ihtiyaç duyulmamaktadır. Dokunarak çalışılabilmektedir.
El Aplikatörü		El aplikatörü istenildiği gibi ve operasyonun istenildiği yerinde çıkarılıp takılabilir. Zaman kaybı olmaksızın tedaviye devam edilir. Steril edilebilir.
Amalgam ve metal		Amalgam yada metal yüzeylerden olan yansıma ne uçlara ne de sisteme zarar vermez.
Su		Distile yada steril su olmasına gerek yoktur. Her halde sistem dahili olarak filtre edip kullanmaktadır. Cihazın kullanım ömrü artar.
Fiber	Cam fiber	Patentli fiber teknolojisi ile enerji kaybı olmamaktadır. Ayrıca fiber ortalama ömrü min. 4 yıl olarak tespit edilmiştir. 200 cm
Güç	9 Watt	Sistemde dahili ve harici kalibrasyon sistemi vardır. Bu sebeple her şartta ekranda gördüğünüz değer uçtan çıkan enerjiyi göstermektedir.

VersaWave Er:YAG 2940 Laser Cihazına ilişkin blok şeması Şekil 4.11’de ve optik düzenek resmi ise Şekil 4.12’de görülmektedir.



Şekil 4.11 VersaWave Laser Cihazına İlişkin Blok Şeması



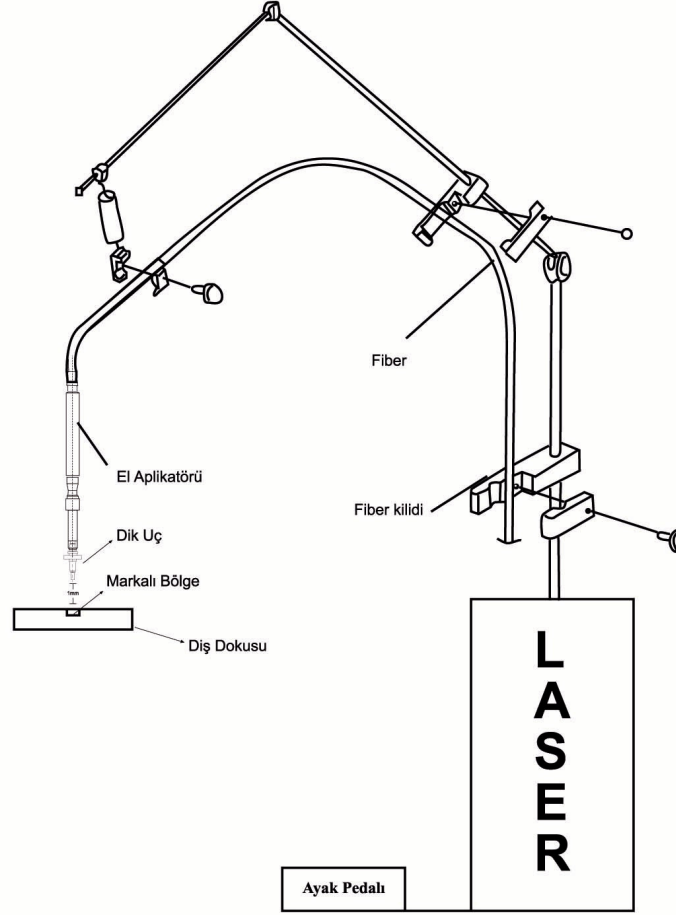
Şekil 4.12 VersaWave Laser Cihazına İlişkin Optik Düzenek Resmi

4.2.1.3. VersaWawe Er:YAG Laser Cihazı İle Deney Düzeneği ve Deney Geometrisi

VersaWawe Er:YAG 2940 Laser Cihazı kullanılarak yapılan deneysel çalışmaların sağlıklı yapılabilmesi için deney geometrisinin uygun şekilde oluşturulması ve deney geometrisinin sabit tutulması gerekmektedir. Öncelikle, VersaWawe Er:YAG 2940 Laser Cihazına dik uç takılarak ve çalışma parametreleri kontrol panelinde ayarlanmış ve dişler üzerinde kaviteler açılmıştır. VersaWawe Er:YAG 2940 Laser Cihazı ile yapılan deneysel çalışmalarda kullanılan düzenek ve geometriye ilişkin fotoğraf şekil 4.13'te şematik çizim ise şekil 4.14'de verilmektedir.



şekil 4.13 VersaWawe Er:YAG 2940 Laser Cihazı ile Yapılan Deneysel alışmalarda Kullanılan Düzenek ve Geometri



Şekil 4.14. VersaWave Er:YAG 2940 Laser Cihazı ile Yapılan Deneysel Çalışmalarda Kullanılan Düzenek ve Geometriye İlişkin Şematik Çizim

4.2.1.4. VersaWave Er:YAG Laser Cihazı İle Yapılan Çalışmalara İlişkin Deney Parametreleri

VersaWave Er:YAG 2940 Laser Cihazı kullanılarak dişler üzerinde farklı çalışma şartlarında kavite açılımları sağlanmıştır. Böylelikle, farklı çalışma parametreleri ile kavite oluşturulmasının etkilenmesinin gözlenmesi mümkün olabilmektedir. Bu amaçla, frekans ve darbe başına enerji değiştirilmiştir.

VersaWave Er:YAG 2940 Laser Cihazı kullanılarak yapılan deneylerde 4 farklı frekans ve 10 farklı enerji/darbe kullanılmıştır. Buna göre, kombinasyonel olarak toplam 40 farklı parametrede çalışılmıştır. VersaWave Er:YAG 2940 Laser Cihazı kullanılarak yapılan çalışmalara ilişkin deney parametreleri Tablo 4.4’de bir araya toplanmıştır.

Tablo 4.4. VersaWawe Er:YAG 2940 Laser Cihazı Kullanılarak Yapılan Çalışmalara İlişkin Deney Parametreleri

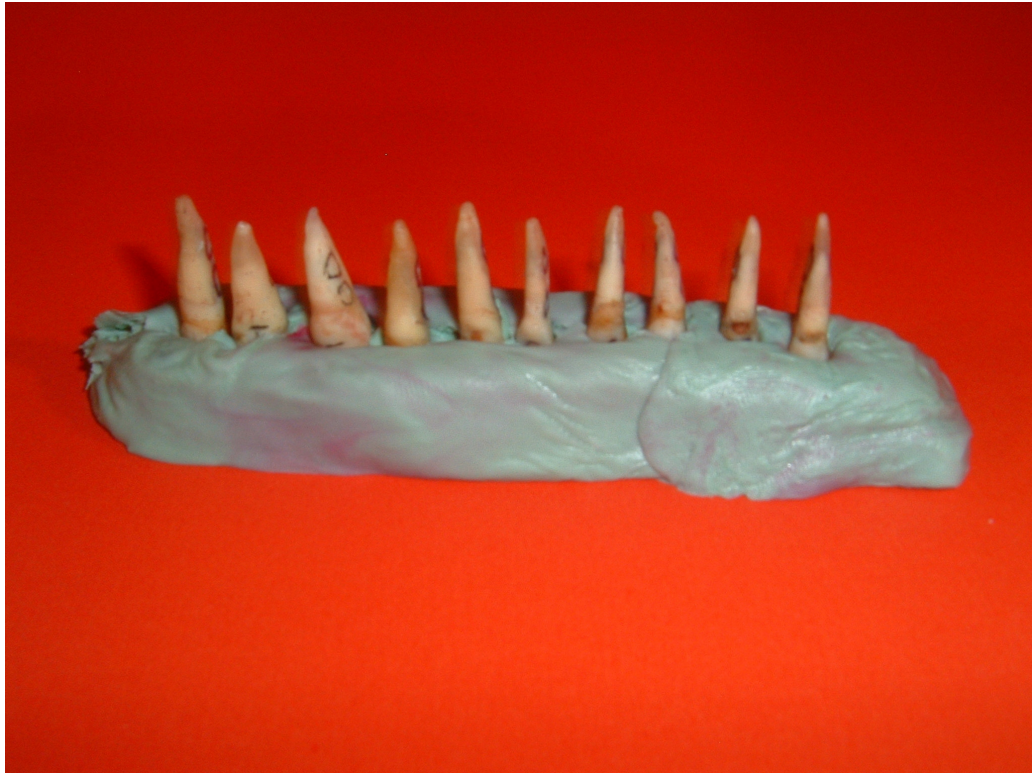
	Enerji/Darbe	Frekans
1	55	10
2	55	15
3	55	20
4	55	25
5	85	10
6	85	15
7	85	20
8	85	25
9	115	10
10	115	15
11	115	20
12	115	25
13	145	10
14	145	15
15	145	20
16	145	25
17	175	10
18	175	15
19	175	20
20	175	25
21	205	10
22	205	15
23	205	20
24	205	25
25	245	10
26	245	15
27	245	20
28	245	25
29	265	10
30	265	15
31	265	20
32	265	25
33	295	10
34	295	15
35	295	20
36	295	25
37	325	10
38	325	15
39	325	20
40	325	25

4.2.2. Mastar Elemanı

Kaviteleri açılmış dişlerin volumetrik tomografide rasyonel ölçümlerinin alınabilmesi için çalışılan 10 dişe ilişkin bir mastar elemana gereksinim duyulmuştur. Bu amaçla, diş hekimliğinde sıkça kullanılan diş ölçü malzemesinden yararlanılmıştır.

Söz konusu ölçü elemanı, iki farklı malzemelerden oluşmaktadır. Bunlar; silikon ve aktivatör olarak nitelenen malzemelerdir. Her ikisi karıştırıldığında hamur haline gelmekte, istenen şekil verilebilmektedir. Daha sonra malzeme kendiliğinden donmaktadır. Böylelikle, rijit bir mastar oluşturulabilmektedir. Söz konusu malzeme, piyasadan temin edilmiştir.

Deneylerde kullanılan ve üzerlerine kaviteler açılmış 10 diş, mastar elemana yerleştirilerek donması beklenmiştir. Şekil 4.15'te volumetrik tomografi çalışması için mastar elemana yerleştirilmiş dişler görülmektedir.



Şekil 4.15 Mastar Elemana Yerleştirilmiş Dişler

4.2.3. Homojenite Ortamı

Volumetrik tomografide ölçüm ancak, homojen bir ortamda mümkün olmaktadır. Bir başka deyişle, yoğunluk farkı yüksek eleman içinde ölçüm yapılamamaktadır. Bu bağlamda, hava ortamında mastara yerleştirilmiş dişler üzerinde ölçüm alınamamaktadır. Bu nedenle, homojenite ortamı yaratılma zorunluluğu ortaya çıkmıştır.

Bu amaçla ortam elemanı olarak su kullanılması benimsenmiştir. Su ortamı, yeteri büyüklükte bir glob içinde oluşturulmuştur. Master elemana yerleştirilmiş dişler glob içindeki su içine yerleştirilmiştir. Şekil 4.16'da glob içinde oluşturulan su ortamındaki master elemanla dişler görülmektedir.

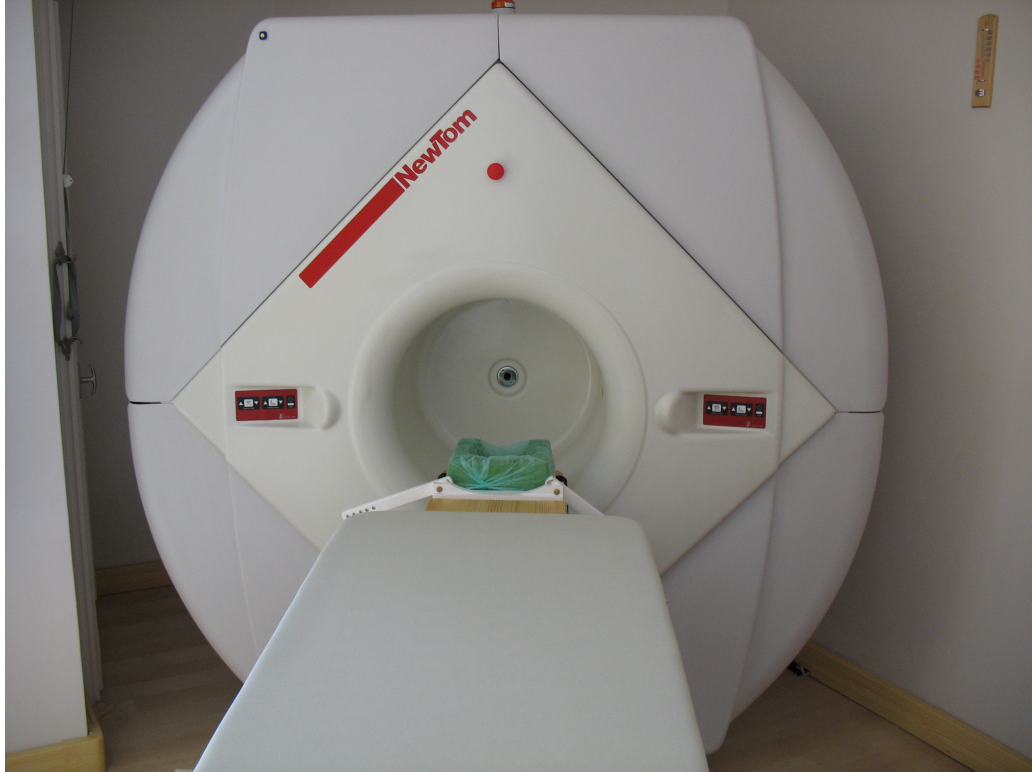


Şekil 4.16 Glob İçinde Oluşturulan Su Ortamındaki Master Elemanla Dişler

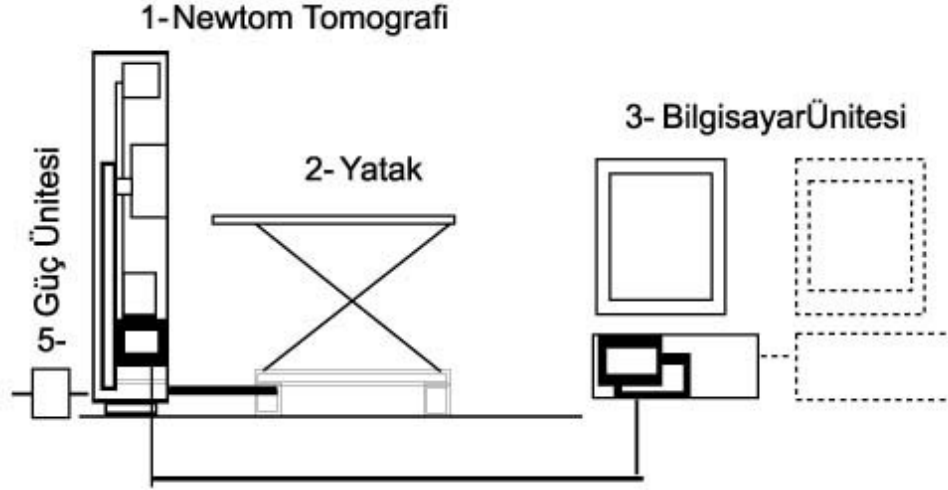
4.2.4. Volumetrik Tomografi Cihazı

Üzerlerine kavite açılmış dişlere ilişkin kavite ölçümlerinin rasyonel yapılması bu Yüksek Lisans Tez çalışmasının önemli bir aşamasını oluşturmaktadır. Bu amaçla, ileri ve güvenilir bir cihaz olan volumetrik tomografiden yararlanılmıştır. Söz konusu volumetrik tomografi cihazı, TEKNOgEM Görüntüleme Ltd. Şti.nin imkanlarından yararlanılarak kullanılmıştır.

Diş doku üzerinde VersaWave Er:YAG Laser ile dişler üzerine açılmış kavitelerin derinlik ve çap ölçümlerinin yapılabilmesi için NewTom QR-DVT 9000 volumetrik tomografi cihazından yararlanılmıştır. Deneylerde kullanılan NewTom QR-DVT 9000 volumetrik tomografi cihazının fotoğrafı Şekil 4.17’de ve blok şeması ise Şekil 4.18’de görülmektedir.



Şekil 4.17 NewTom QR-DVT 9000 Volumetrik Tomografi Cihazı



Şekil 4.18 NewTom QR-DVT 9000 Volumetrik Tomografi Cihazının Blok Şeması

QR-DVT 9000, bilgisayar sistemli tomografi cihazı, diş yapılarının görüntülenmesi amacı ile dizayn edilmiş bir cihazdır. (**Newtom QR-DVT 9000 Computerized Tomograph Service Manual**) Burada, “konik ışın” tekniğini kullanmaktadır (CBCT- Cone Beam computed tomography- Bilgisayarlı Konik ışın tomografisi). Cihaz yaklaşık bir dakika içinde, temel olarak radiogen tüp ve iki boyutlu detektörden oluşmuş tarayıcı sistem ile objenin etrafında tam bir rotasyon yapmakta ve bu sayede istenen bölgenin hacimsel rekonstrüksiyonu için gerekli veriyi toplamaktadır.

Temelde 3 farklı görüntü elde edilebilmektedir. Bunlar;

- 1. Transaksiyal Görüntüler:** Birbirine dik düzlemler üzerinde iki boyutlu rekonstrüksiyon. Operatör tarafından çizilmiş bir çizgiye dik tek veya birbirini takip eden görüntüler olarak elde edilmektedir.
- 2. Panoromik Görüntüler:** Bunlar operatör tarafından çizilen doğru boyunca uygulanan iki boyutlu rekonstrüksiyonlar olmaktadır.
- 3. Üç Boyutlu Görüntüler:** Bunlar görüş açısına göre, istenen bölgenin etrafında hareket edebilen üç boyutlu görüntüler olmaktadır.

4.2.4.1. Volumetrik Tomografi Cihazının Özellikleri

NewTom QR-DVT 9000 volumetrik tomografi cihazı gelişkin bir tomografi cihazı olup, özellikleri Tablo 4.5'te verilmektedir. (Newtom QR-DVT 9000 Computerized Tomograph Service Manual)

Tablo 4.5. NewTom QR-DVT 9000 Volumetrik Tomografi Cihazının Özellikleri

Parametre	Özellikler
Kullanılan Radyasyon	X- Işını (darbeli)
Maksimum Gerilim	110 kV
Maksimum Akım	15 mA
Focal Spot	1,5 mm
Tarama Zamanı	75 sn
Efektif Işınlama	36 s
Dönme kapasitesi	360°
Toplam Ağırlık	360 kg
Çalışma Sıcaklığı	15-28 °C
Gama Kamera Çapı	22,59 cm
Kesit Alma	300 s/ 60 kesit

4.2.4.2. Volumetrik Tomografi Cihazı İle Çalışma Parametreleri

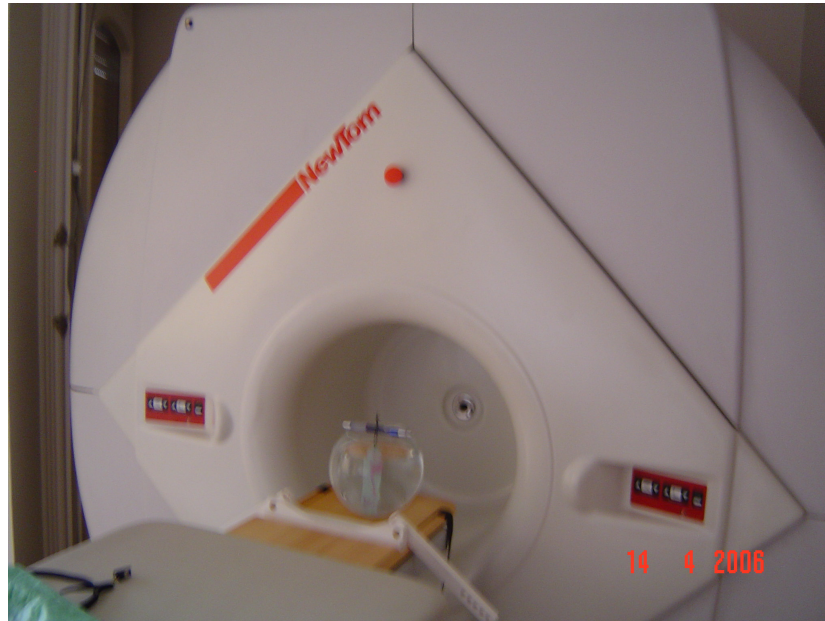
Diş kaviterine ilişkin rasyonel ölçümlerin alınabilmesi için, NewTom QR-DVT 9000 Volumetrik Tomografi Cihazı ile diş için optimum olarak belirtilen çalışma parametreleri ile çalışılmıştır. Volumetrik Tomografi cihazı ile deneylerimiz için kullanılan çalışma parametreleri de Tablo 4.6'da verilmektedir.

Tablo 4.6. NewTom QR-DVT 9000 Volumetrik Tomografi Cihazı İle Çalışma Parametreleri

Parametre	Özellikler
Işınlama Süresi	36 s
Maksimum Gerilim	110 kV
Maksimum Akım	4,6 mA
Kesit Aralığı	0,2 mm
Çapraz Kesitler	0,5 mm

4.2.4.3. Volumetrik Tomografi Cihazı İle Deney Geometrisi

NewTom QR-DVT 9000 volumetrik tomografi cihazı ile yapılan deneysel çalışmaların da sağlıklı yapılabilmesi için deney geometrisinin uygun şekilde oluşturulması ve deney geometrisinin sabit tutulması gerekmektedir. Öncelikle, NewTom QR-DVT 9000 volumetrik tomografi cihazı çalışma parametrelerine cihaz ayarlanmış ve homojenite ortamındaki dişler cihaza yerleştirilmiştir. Bundan sonra, dişlerin tomografisi transaxial görüntü olarak alınmıştır. NewTom QR-DVT 9000 volumetrik tomografi cihazı ile yapılan deneysel çalışmalarda kullanılan düzenek ve geometriye ilişkin fotoğraf Şekil 4.19’da görülmektedir.



Şekil 4.19 NewTom QR-DVT 9000 Volumetrik Tomografi Cihazı İle Yapılan Deneyin Geometrisi

4.2.5. Bilgisayar Sistemi

Deneylerde volumetrik tomografi cihazına bağılı olarak çalışan bir bilgisayar sistemi bulunmaktadır. Bilgisayar Sisteminin özellikleri Tablo 4.6'da ve fotoğrafı da Şekil 4.20'de görülmektedir. Deneylerdeki bilgisayar sistemi, yine TEKNOgEM Görüntüleme Ltd. Şti.nin imkanlarından yararlanılarak kullanılmıştır.

Tablo 4.7 Bilgisayar Sisteminin Özellikleri

Özellik	Açıklama
İşlemci	Intel Pentium
Hard Disk	≥ 30 GB
RAM	256 MB
Monitör	17"



Şekil 4.20. Kullanılan Bilgisayar Sistemi

4.2.6. Bilgisayar Yazılımı

Deneylerde volumetrik tomografi cihazına bağı olarak çalışan bir bilgisayar sistemi ile ölçüm yapılabilmesi özel bir bilgisayar yazılımı kullanımı ile mümkün olmuştur. Yararlanılan bilgisayar yazılım programı NewTom 3G yazılımıdır. Deneylerdeki bilgisayar sistemi içine yerleştirilmiş ve volumetrik tomografi ile bağlantılı bilgisayar yazılımı, yine TEKNOgEM Görüntüleme Ltd. Şti.nin imkanlarından yararlanılarak kullanılmıştır. (Newtom QR-DVT 9000 Computerized Tomograph Service Manual)

4.3. Deneyin Yapılışı

Diş dokularında çürük temizlemek ve doku şekillendirmesi amacıyla kullanılan Er:Yag lazerle diş sert dokusundaki kavite açılmasına ilişkin bir çalışma yapılması ve dişlerde açılan kavitelerin değerlendirilmesiyle optimal çalışma parametrelerinin belirlenmesine ilişkin bir dizi deneysel çalışma gerçekleştirilmesi amacıyla öncelikle dişler temin edilmiştir. 25-35 yaş arasındaki yetişkinlerden alınan 2 ve 3 Nolu dişlerden 10 tanesi seçilmiş ve bu dişler numaralanmıştır. Kavite açılacak bölgeler, markalanmıştır (Şekil 4.21).



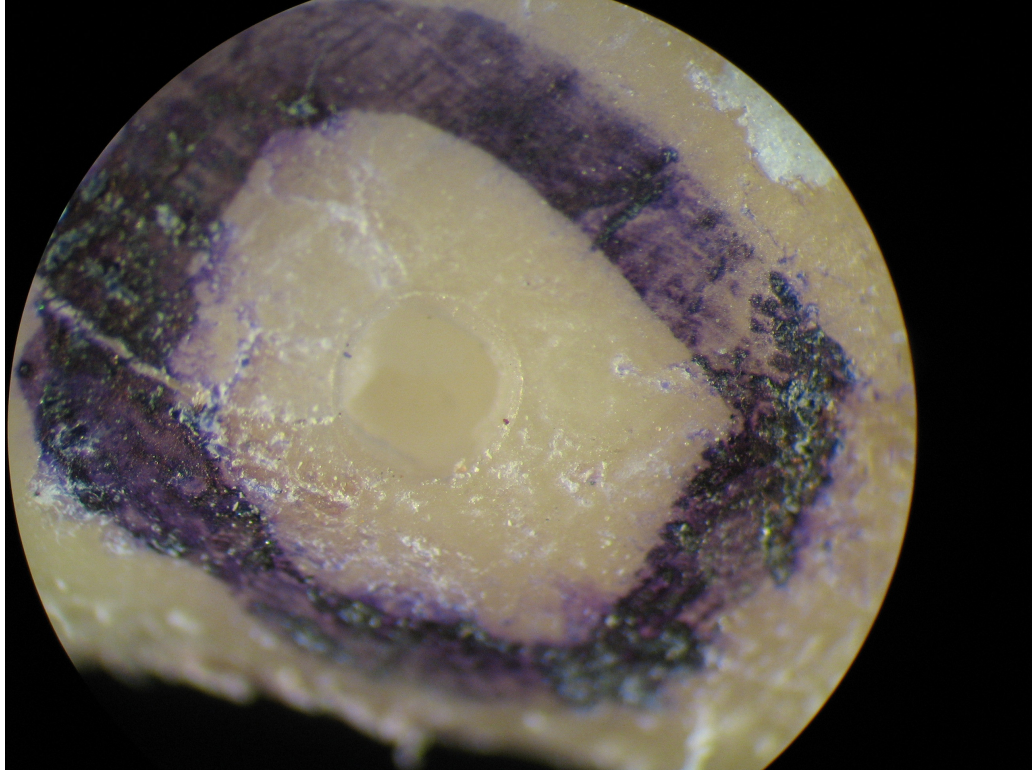
Şekil 4.21 Markalanmış Bir Diş

Deneylere başlamadan önce, VersaWave Er:YAG 2940 Model laser cihazı ophir Nova L40 (150) A power detektor sistemi ile kalibre edilmiştir. Kalibrasyon, standart enerjide 90 s süre güç ölçer yardımı ile tespit edilmiştir (Şekil 4.22).



Şekil 4.22 VersaWave Er:YAG 2940 Model Laser Cihazının Ophir Nova L40(150)A Power Detektor Sistemi ile Kalibre Edilişi

Her bir diş üzerinde VersaWave Er:YAG 2940 Model laser cihazı kullanılarak aynı enerjide 4 frekansta 4 farklı kavite, açılmıştır. Böylece 10 diş üzerinde Tablo 4.4’de verilen çalışma parametrelerine ilişkin 40 kavite açılmıştır (Şekil 4.23).



Şekil 4.23 Diş Üzerine Açılmış Bir Kavite

Üzerlerine kavite açılmış 10 diş master eleman oluşturularak üzerlerine yerleştirilmiştir. 1,5-2 dakikada donacağı düşünülen master elemana ilişkin olarak 5 dakika beklenmiştir.

Master elemana sabitlenen dişlerin, NewTom QR-DVT 9000 Volumetrik Tomografi Cihazı ile tomografileri alınmıştır. Alınan transaxial tomografik görüntüler, cihaza bağlı bilgisayar sistemine aktarılmış ve bilgisayar yazılımı ile kavite derinlik ve çap ölçümleri alınmıştır (Şekil 4.24).



Şekil 4.24 Ölçüm Alınan Diş Kavite Görüntüsü

Alınan ölçümler, çalışma parametreleri bağlamında değerlendirilmiştir.

BÖLÜM 5

DENEY SONUÇLARI

Bu bölümde, diş dokularında çürük temizlemek ve doku şekillendirmesi amacıyla kullanılan Er:Yag lazerle diş sert dokusundaki açılan kavitelerden alınan ölçümlerle kavitelerin derinlik ve çapları tayin edilmiştir. Elde Edilen deneysel sonuçlar, farklı çalışma parametreleri için ayrı ayrı aşağıdaki alt bölümler içinde verilmektedir.

5.1. Enerji Değişimi Deneylerinin Sonuçları

5.1.1. 55 mJ Enerji Şartında Farklı Frekanslarda Yapılan Deneylerden

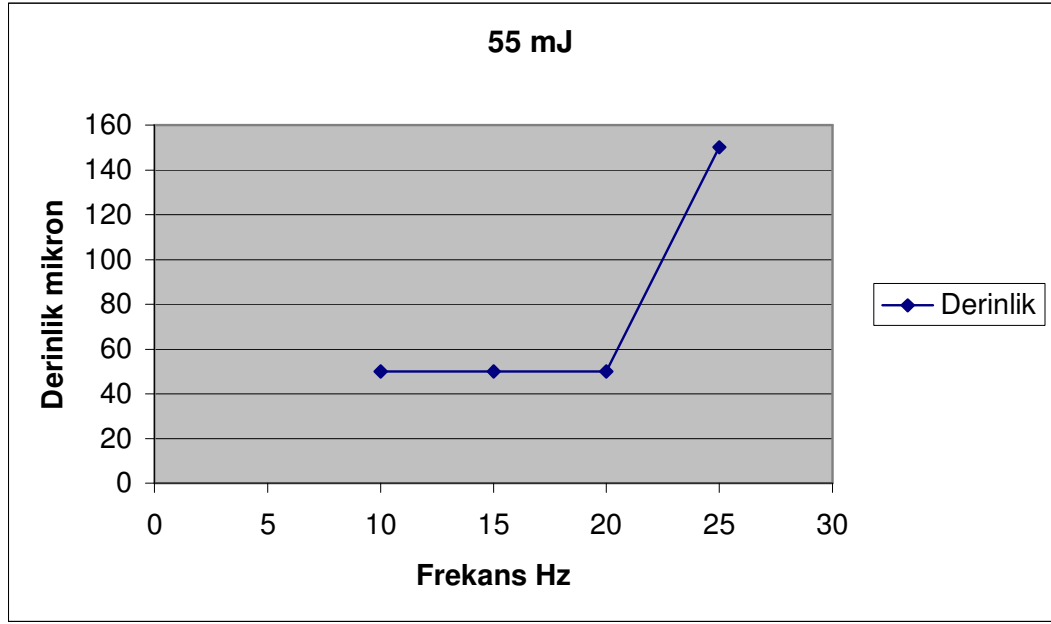
Elde Edilen Deney Sonuçları

Diş doku üzerinde VersaWave Er:YAG Laser ile 55 mJ enerjide farklı 4 frekansta (10 Hz, 15 Hz, 20 Hz ve 25 Hz) açılan kavitasyonların NewTom QR-DVT 9000 volumetrik tomografi cihazından yararlanılarak alınan ölçümlerine ilişkin deney sonuçları Tablo 5.1’de verilmektedir.

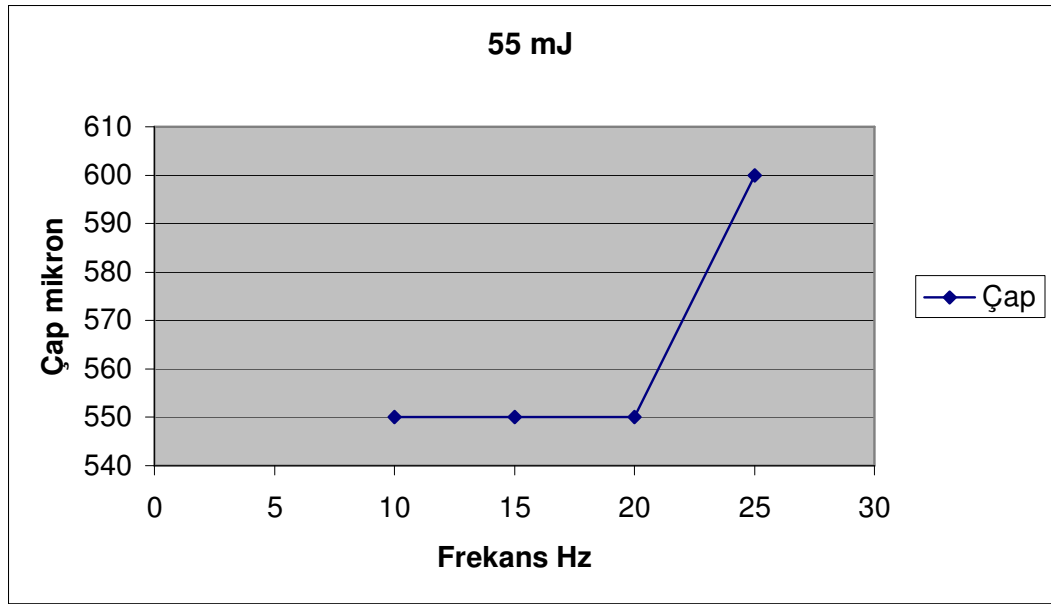
Tablo 5.1. 55 mJ’de Elde Edilen Deney Sonuçları

55 mJ	Derinlik (mikron)	Çap (mikron)
10	50	550
15	50	550
20	50	550
25	150	600

Tablo 5.1’den hareketle kavite derinliğine ilişkin çizilen grafik Şekil 5.1’de ve kavite çapına göre çizilen grafik ise Şekil 5.2’de görülmektedir.



Şekil 5.1. 55 mJ’de Farklı Frekanslarda Açılan Diş Kavitelerinin Tayin Edilen Derinlikleri



Şekil 5.2. 55 mJ’de Farklı Frekanslarda Açılan Diş Kavitelerinin Tayin Edilen Çapları

5.1.2. 85 mJ Enerji Şartında Farklı Frekanslarda Yapılan Deneylerden

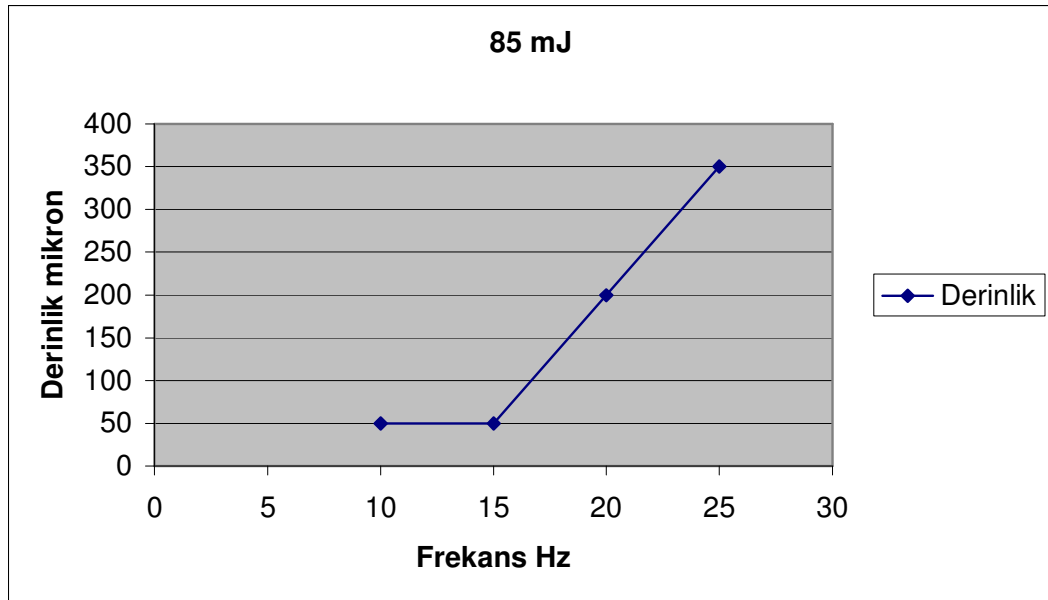
Elde Edilen Deney Sonuçları

Diş doku üzerinde VersaWave Er:YAG Laser ile 85 mJ enerjide farklı 4 frekansta (10 Hz, 15 Hz, 20 Hz ve 25 Hz) açılan kavitasyonların NewTom QR-DVT 9000 volumetrik tomografi cihazından yararlanılarak alınan ölçümlerine ilişkin deney sonuçları Tablo 5.2’de verilmektedir.

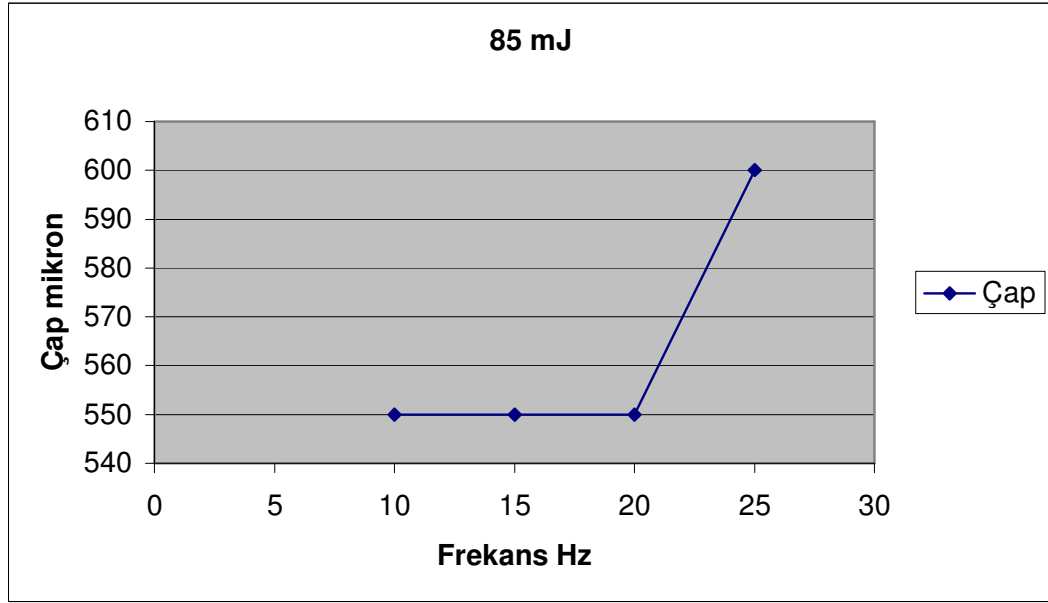
Tablo 5.2. 85 mJ’de Elde Edilen Deney Sonuçları

85 mJ	Derinlik (mikron)	Çap (mikron)
10	50	550
15	50	550
20	200	550
25	350	600

Tablo 5.2’den hareketle kavite derinliğine ilişkin çizilen grafik Şekil 5.3’de ve kavite çapına göre çizilen grafik ise Şekil 5.4’de görülmektedir.



Şekil 5.3. 85 mJ’de Farklı Frekanslarda Açılan Diş Kavitelerinin Tayin Edilen Derinlikleri



Şekil 5.4. 85 mJ’de Farklı Frekanslarda Açılan Diş Kavitelerinin Tayin Edilen Çapları

5.1.3. 115 mJ Enerji Şartında Farklı Frekanslarda Yapılan Deneylerden

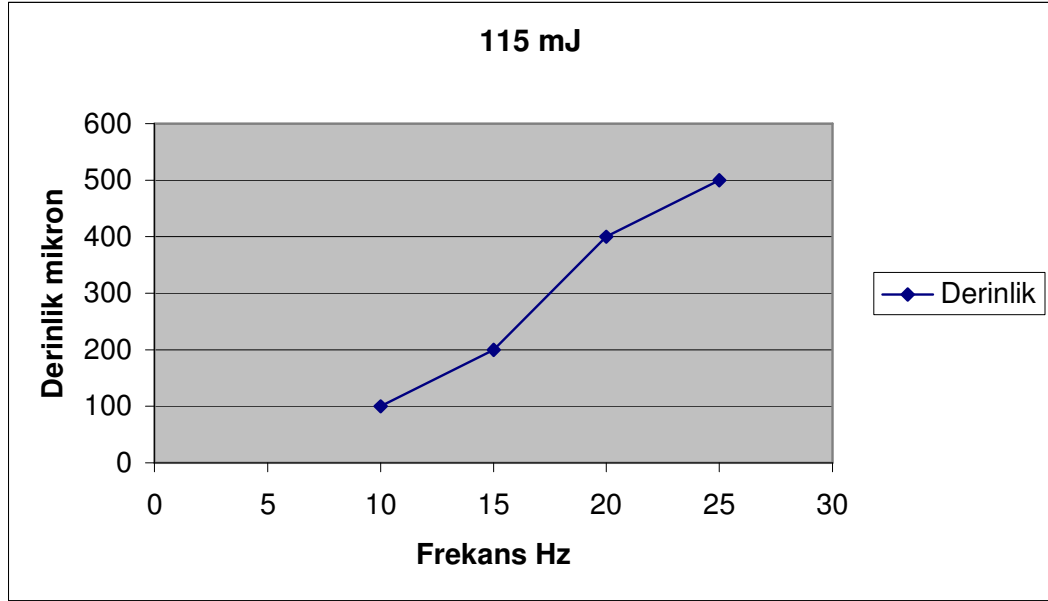
Elde Edilen Deney Sonuçları

Diş doku üzerinde VersaWave Er:YAG Laser ile 115 mJ enerjide farklı 4 frekansta (10 Hz, 15 Hz, 20 Hz ve 25 Hz) açılan kavitasyonların NewTom QR-DVT 9000 volumetrik tomografi cihazından yararlanılarak alınan ölçümlerine ilişkin deney sonuçları Tablo 5.3’de verilmektedir.

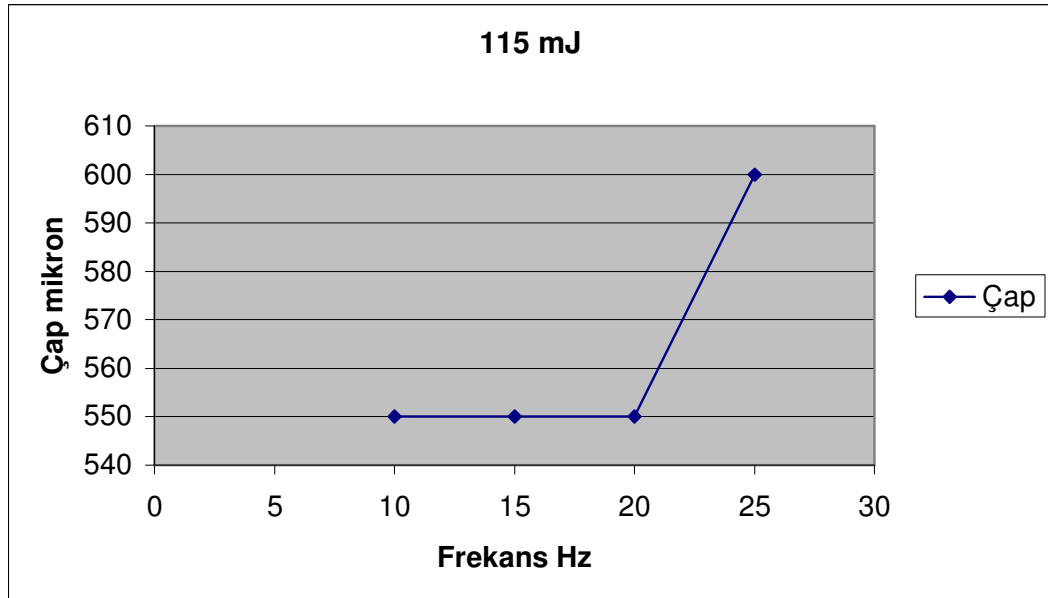
Tablo 5.3. 115 mJ’de Elde Edilen Deney Sonuçları

115 mJ	Derinlik (mikron)	Çap (mikron)
10	100	550
15	200	550
20	400	550
25	500	600

Tablo 5.3'den hareketle kavite derinliğine ilişkin çizilen grafik Şekil 5.5'de ve kavite çapına göre çizilen grafik ise Şekil 5.6'de görülmektedir.



Şekil 5.5. 115 mJ'de Farklı Frekanslarda Açılan Diş Kavitelerinin Tayin Edilen Derinlikleri



Şekil 5.6. 115 mJ'de Farklı Frekanslarda Açılan Diş Kavitelerinin Tayin Edilen Çapları

5.1.4. 145 mJ Enerji Şartında Farklı Frekanslarda Yapılan Deneylerden

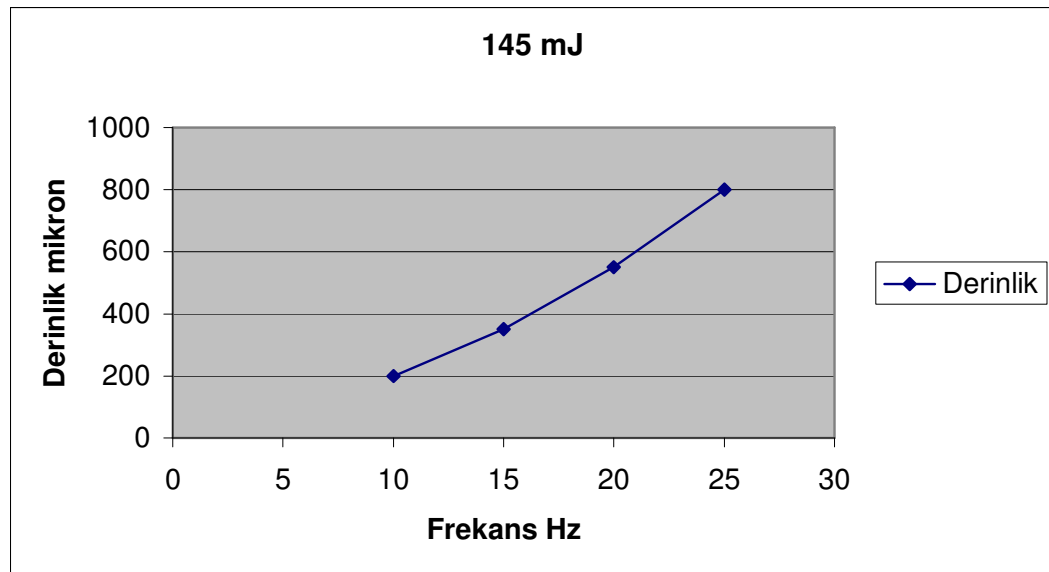
Elde Edilen Deney Sonuçları

Diş doku üzerinde VersaWave Er:YAG Laser ile 145 mJ enerjide farklı 4 frekansta (10 Hz, 15 Hz, 20 Hz ve 25 Hz) açılan kavitasyonların NewTom QR-DVT 9000 volumetrik tomografi cihazından yararlanılarak alınan ölçümlerine ilişkin deney sonuçları Tablo 5.4’de verilmektedir.

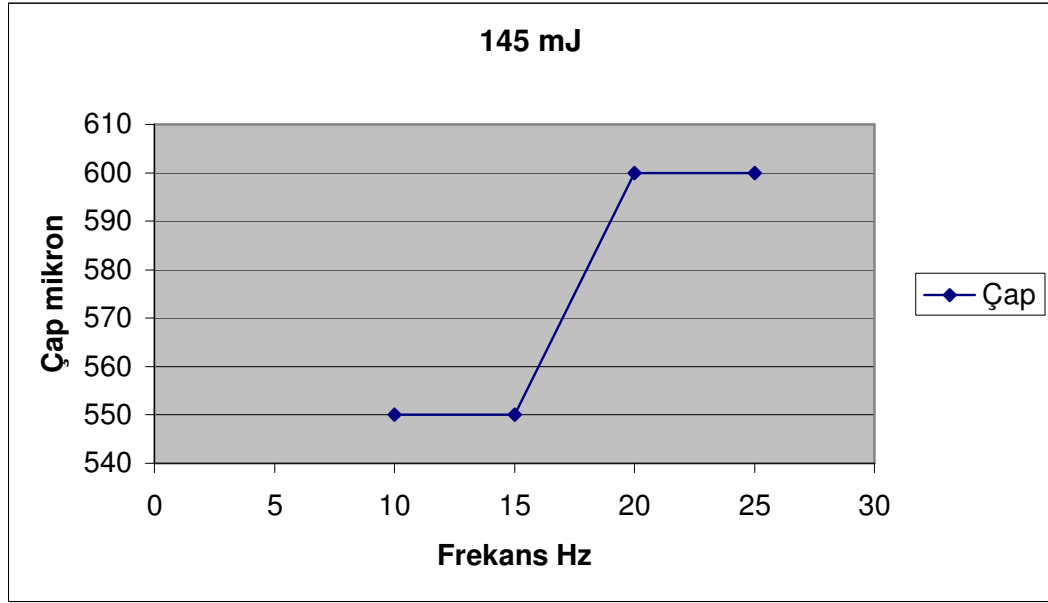
Tablo 5.4. 145 mJ’de Elde Edilen Deney Sonuçları

145 mJ	Derinlik (mikron)	Çap (mikron)
10	200	550
15	350	550
20	550	600
25	800	600

Tablo 5.4’den hareketle kavite derinliğine ilişkin çizilen grafik Şekil 5.7’de ve kavite çapına göre çizilen grafik ise Şekil 5.8’de görülmektedir.



Şekil 5.7. 145 mJ’de Farklı Frekanslarda Açılan Diş Kavitelerinin Tayin Edilen Derinlikleri



Şekil 5.8. 145 mJ'de Farklı Frekanslarda Açılan Diş Kavitelerinin Tayin Edilen Çapları

5.1.5. 175 mJ Enerji Şartında Farklı Frekanslarda Yapılan Deneylerden

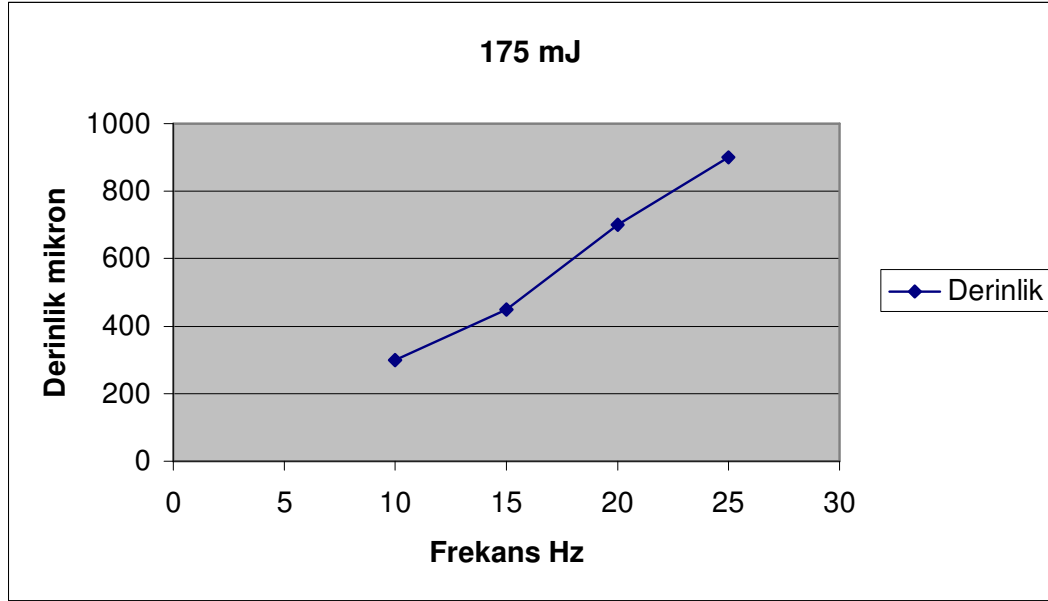
Elde Edilen Deney Sonuçları

Diş doku üzerinde VersaWave Er:YAG Laser ile 175 mJ enerjide farklı 4 frekansta (10 Hz, 15 Hz, 20 Hz ve 25 Hz) açılan kavitasyonların NewTom QR-DVT 9000 volumetrik tomografi cihazından yararlanılarak alınan ölçümlerine ilişkin deney sonuçları Tablo 5.5'de verilmektedir.

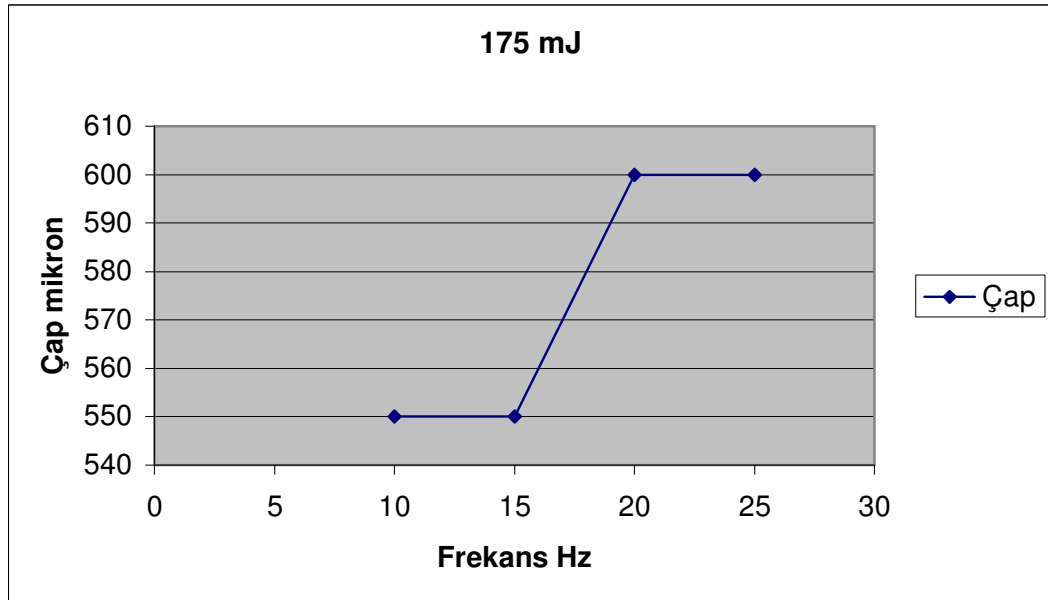
Tablo 5.5. 175 mJ'de Elde Edilen Deney Sonuçları

175 mJ	Derinlik (mikron)	Çap (mikron)
10	300	550
15	450	550
20	700	600
25	900	600

Tablo 5.5’den hareketle kavite derinliğine ilişkin çizilen grafik Şekil 5.9’de ve kavite çapına göre çizilen grafik ise Şekil 5.10’da görülmektedir.



Şekil 5.9. 175 mJ’de Farklı Frekanslarda Açılan Diş Kavitelerinin Tayin Edilen Derinlikleri



Şekil 5.10. 175 mJ’de Farklı Frekanslarda Açılan Diş Kavitelerinin Tayin Edilen Çapları

5.1.6. 205 mJ Enerji Şartında Farklı Frekanslarda Yapılan Deneylerden

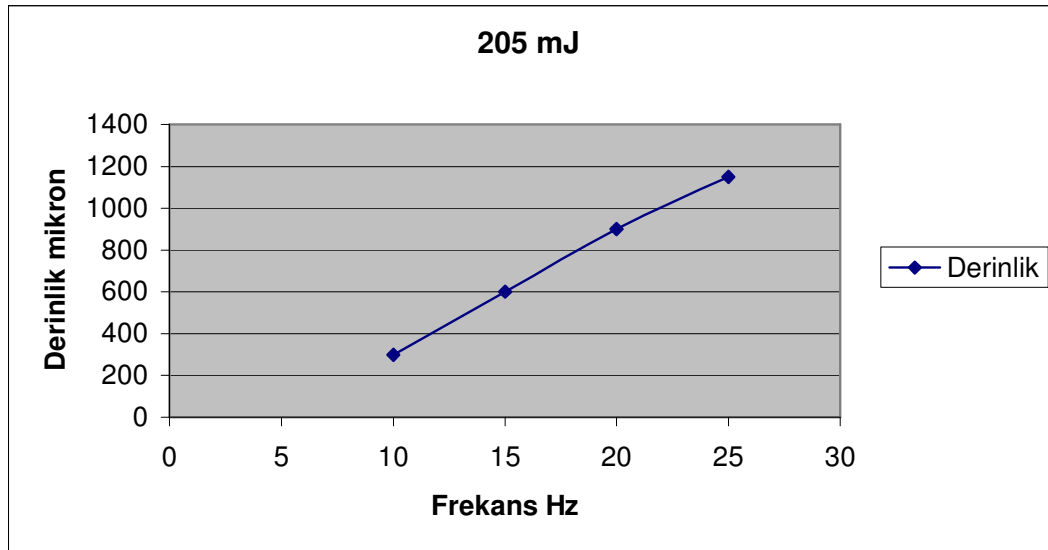
Elde Edilen Deney Sonuçları

Diş doku üzerinde VersaWave Er:YAG Laser ile 205 mJ enerjide farklı 4 frekansta (10 Hz, 15 Hz, 20 Hz ve 25 Hz) açılan kavitasyonların NewTom QR-DVT 9000 volumetrik tomografi cihazından yararlanılarak alınan ölçümlerine ilişkin deney sonuçları Tablo 5.6'de verilmektedir.

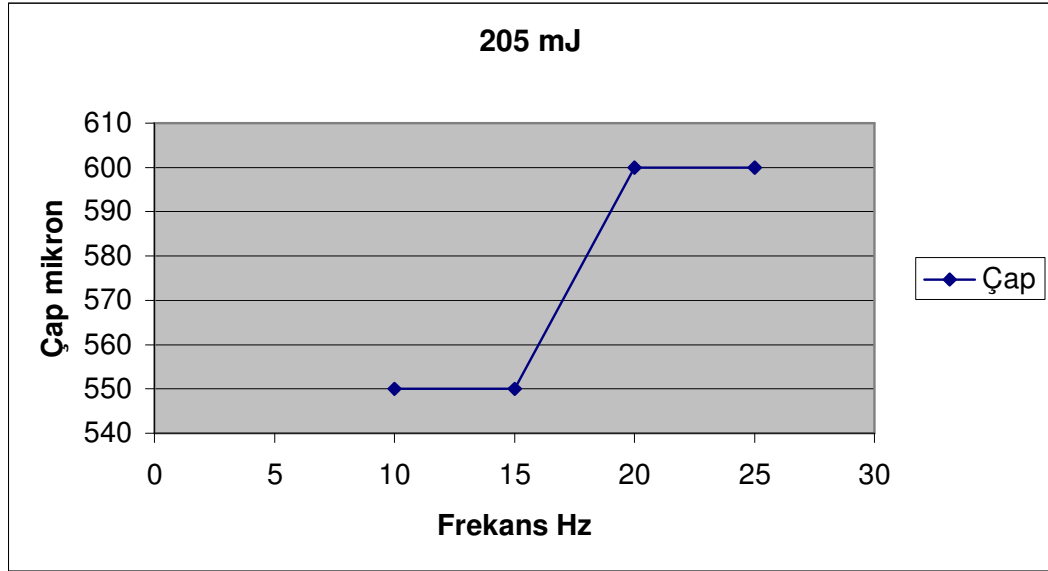
Tablo 5.6. 205 mJ'de Elde Edilen Deney Sonuçları

205 mJ	Derinlik (mikron)	Çap (mikron)
10	300	550
15	600	550
20	900	600
25	1150	600

Tablo 5.6'dan hareketle kavite derinliğine ilişkin çizilen grafik Şekil 5.11'de ve kavite çapına göre çizilen grafik ise Şekil 5.12'da görülmektedir.



Şekil 5.11. 205 mJ'de Farklı Frekanslarda Açılan Diş Kavitelerinin Tayin Edilen Derinlikleri



Şekil 5.12. 205 mJ’de Farklı Frekanslarda Açılan Dış Kavitelerinin Tayin Edilen Çapları

5.1.7. 235 mJ Enerji Şartında Farklı Frekanslarda Yapılan Deneylerden

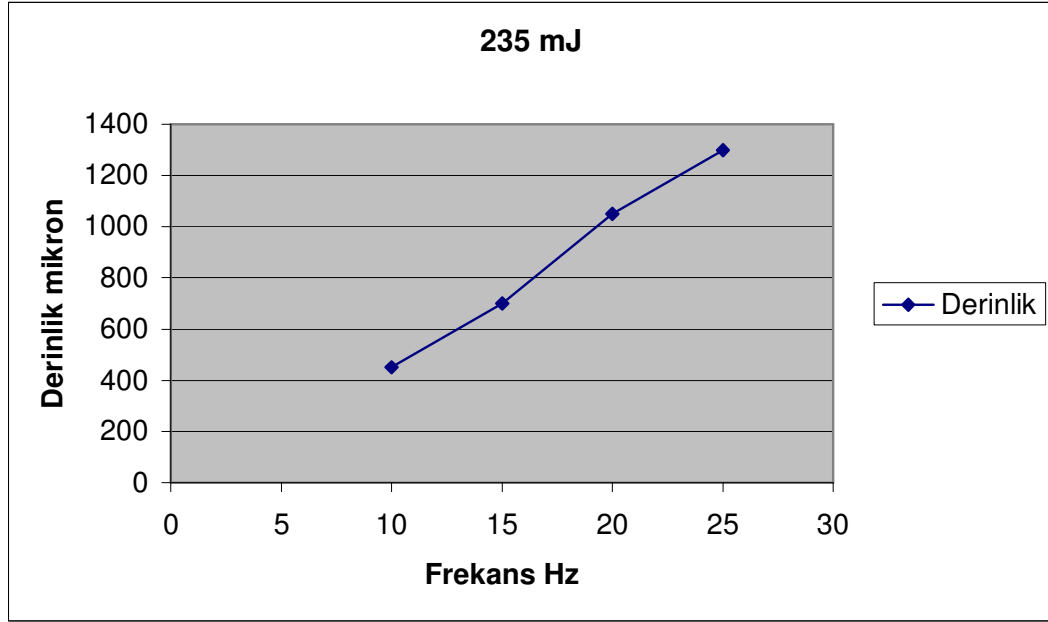
Elde Edilen Deney Sonuçları

Diş doku üzerinde VersaWave Er:YAG Laser ile 235 mJ enerjide farklı 4 frekansta (10 Hz, 15 Hz, 20 Hz ve 25 Hz) açılan kavitasyonların NewTom QR-DVT 9000 volumetrik tomografi cihazından yararlanılarak alınan ölçümlerine ilişkin deney sonuçları Tablo 5.7’de verilmektedir.

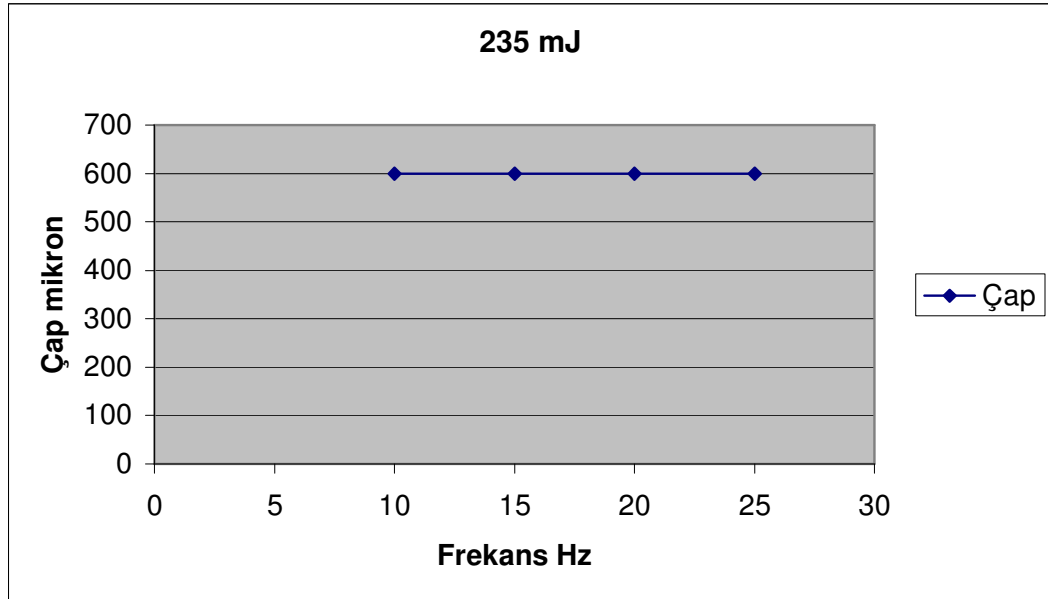
Tablo 5.7. 235 mJ’de Elde Edilen Deney Sonuçları

235 mJ	Derinlik (mikron)	Çap (mikron)
10	450	600
15	700	600
20	1050	600
25	1300	600

Tablo 5.7’den hareketle kavite derinliğine ilişkin çizilen grafik Şekil 5.13’de ve kavite çapına göre çizilen grafik ise Şekil 5.14’da görülmektedir.



Şekil 5.13. 235 mJ’de Farklı Frekanslarda Açılan Diş Kavitelerinin Tayin Edilen Derinlikleri



Şekil 5.14. 235 mJ’de Farklı Frekanslarda Açılan Diş Kavitelerinin Tayin Edilen Çapları

5.1.8. 265 mJ Enerji Şartında Farklı Frekanslarda Yapılan Deneylerden

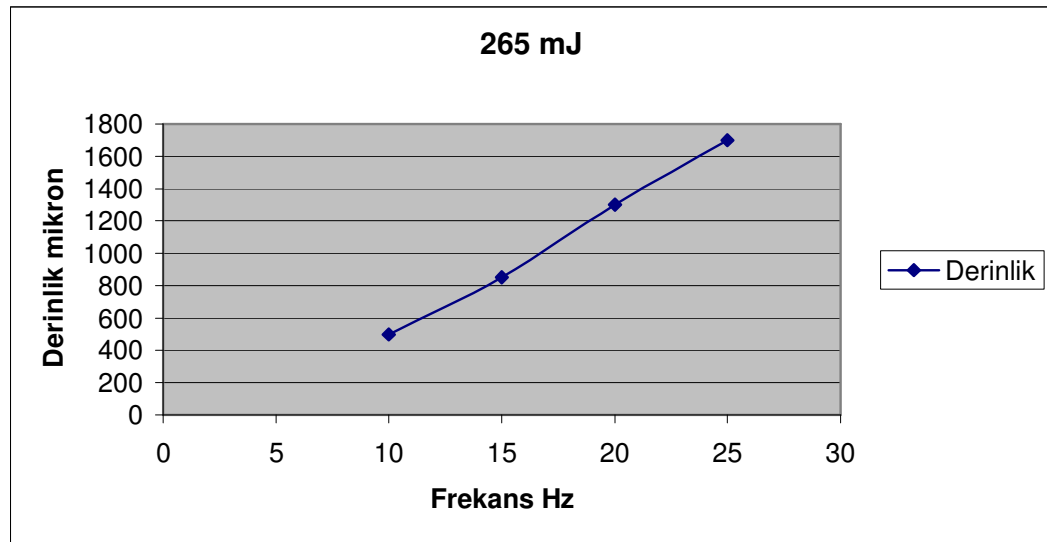
Elde Edilen Deney Sonuçları

Diş doku üzerinde VersaWave Er:YAG Laser ile 265 mJ enerjide farklı 4 frekansta (10 Hz, 15 Hz, 20 Hz ve 25 Hz) açılan kavitasyonların NewTom QR-DVT 9000 volumetrik tomografi cihazından yararlanılarak alınan ölçümlerine ilişkin deney sonuçları Tablo 5.8’de verilmektedir.

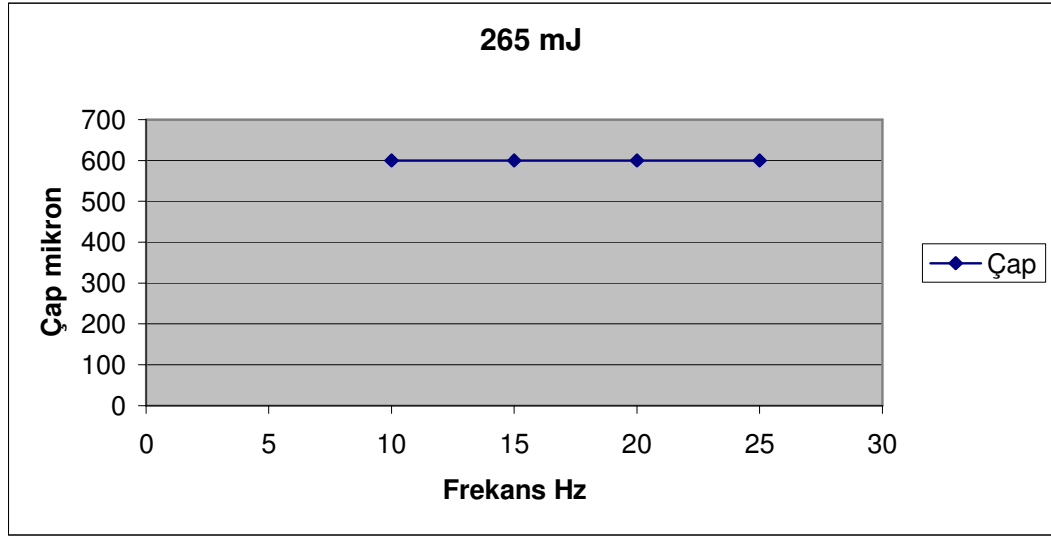
Tablo 5.8. 265 mJ’de Elde Edilen Deney Sonuçları

265 mJ	Derinlik (mikron)	Çap (mikron)
10	500	600
15	850	600
20	1300	600
25	1700	600

Tablo 5.8’den hareketle kavite derinliğine ilişkin çizilen grafik Şekil 5.15’de ve kavite çapına göre çizilen grafik ise Şekil 5.16’da görülmektedir.



Şekil 5.15. 265 mJ’de Farklı Frekanslarda Açılan Diş Kavitelerinin Tayin Edilen Derinlikleri



Şekil 5.16. 265 mJ’de Farklı Frekanslarda Açılan Diş Kavitelerinin Tayin Edilen Çapları

5.1.9. 295 mJ Enerji Şartında Farklı Frekanslarda Yapılan Deneylerden

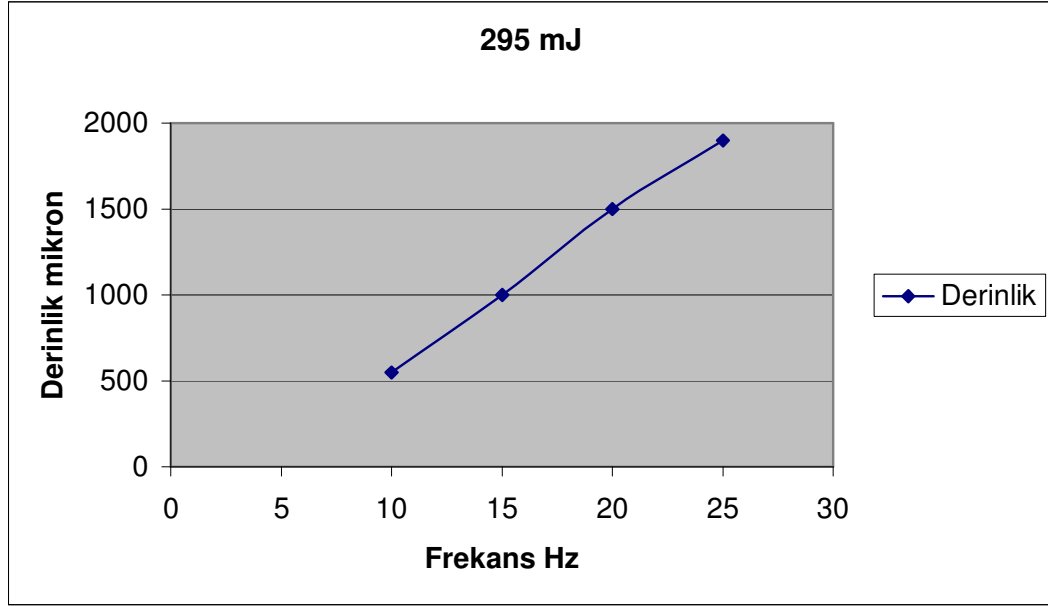
Elde Edilen Deney Sonuçları

Diş doku üzerinde VersaWave Er:YAG Laser ile 295 mJ enerjide farklı 4 frekansta (10 Hz, 15 Hz, 20 Hz ve 25 Hz) açılan kavitasyonların NewTom QR-DVT 9000 volumetrik tomografi cihazından yararlanılarak alınan ölçümlerine ilişkin deney sonuçları Tablo 5.9’de verilmektedir.

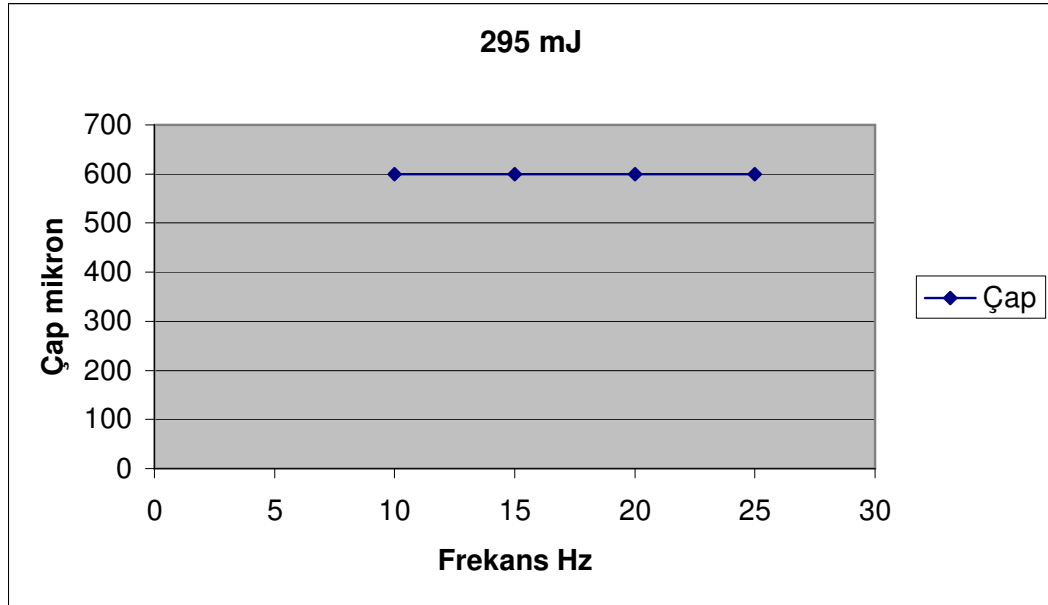
Tablo 5.9. 295 mJ’de Elde Edilen Deney Sonuçları

295 mJ	Derinlik (mikron)	Çap (mikron)
10	550	600
15	1000	600
20	1500	600
25	1900	600

Tablo 5.9'dan hareketle kavite derinliğine ilişkin çizilen grafik Şekil 5.17'de ve kavite çapına göre çizilen grafik ise Şekil 5.18'da görülmektedir.



Şekil 5.17. 295 mJ'de Farklı Frekanslarda Açılan Diş Kavitelerinin Tayin Edilen Derinlikleri



Şekil 5.18. 295 mJ'de Farklı Frekanslarda Açılan Diş Kavitelerinin Tayin Edilen Çapları

5.1.10. 325 mJ Enerji Şartında Farklı Frekanslarda Yapılan Deneylerden

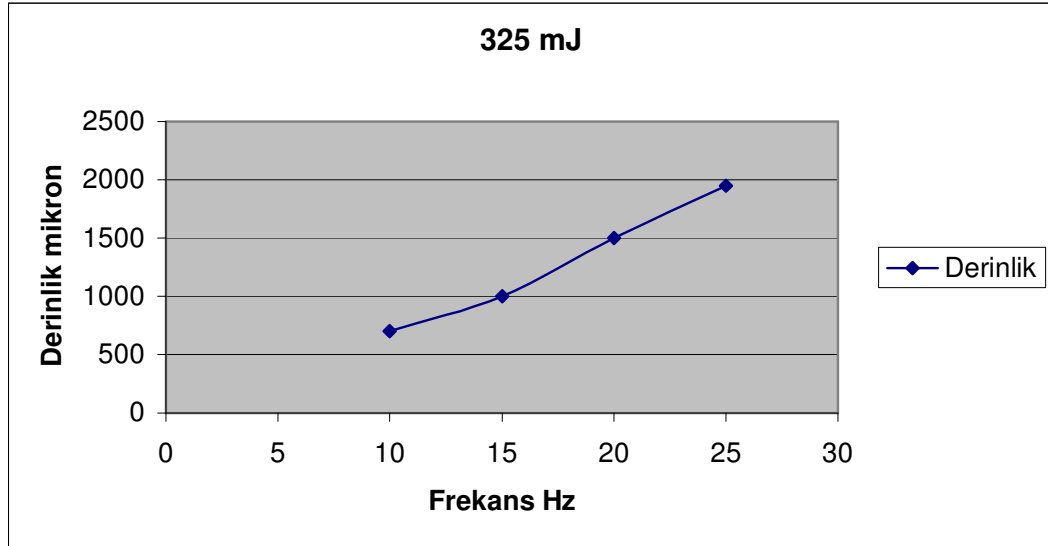
Elde Edilen Deney Sonuçları

Diş doku üzerinde VersaWave Er:YAG Laser ile 325 mJ enerjide farklı 4 frekansta (10 Hz, 15 Hz, 20 Hz ve 25 Hz) açılan kavitasyonların NewTom QR-DVT 9000 volumetrik tomografi cihazından yararlanılarak alınan ölçümlerine ilişkin deney sonuçları Tablo 5.10'de verilmektedir.

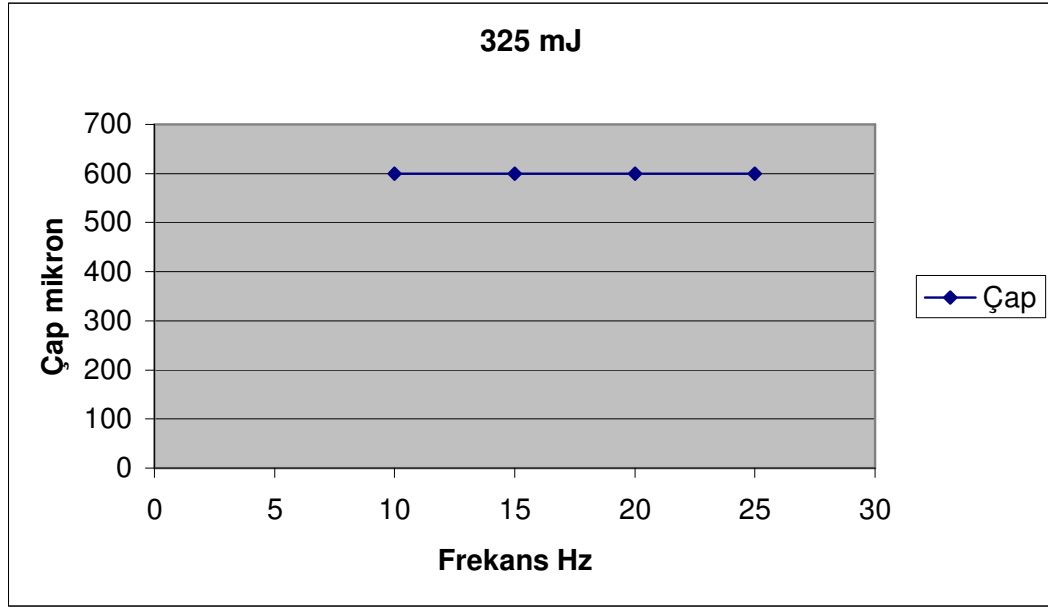
Tablo 5.10. 325 mJ'de Elde Edilen Deney Sonuçları

325 mJ	Derinlik (mikron)	Çap (mikron)
10	700	600
15	1000	600
20	1500	600
25	1950	600

Tablo 5.10'dan hareketle kavite derinliğine ilişkin çizilen grafik Şekil 5.19'de ve kavite çapına göre çizilen grafik ise Şekil 5.20'da görülmektedir.



Şekil 5.19. 325 mJ'de Farklı Frekanslarda Açılan Diş Kavitelerinin Tayin Edilen Derinlikleri



Şekil 5.20. 325 mJ'de Farklı Frekanslarda Açılan Diş Kavitelerinin Tayin Edilen Çapları

5.2. Frekans Değişimi Deneylerinin Sonuçları

5.2.1. 10 Hz Frekans Şartında Farklı Enerjilerde Yapılan Deneylerden

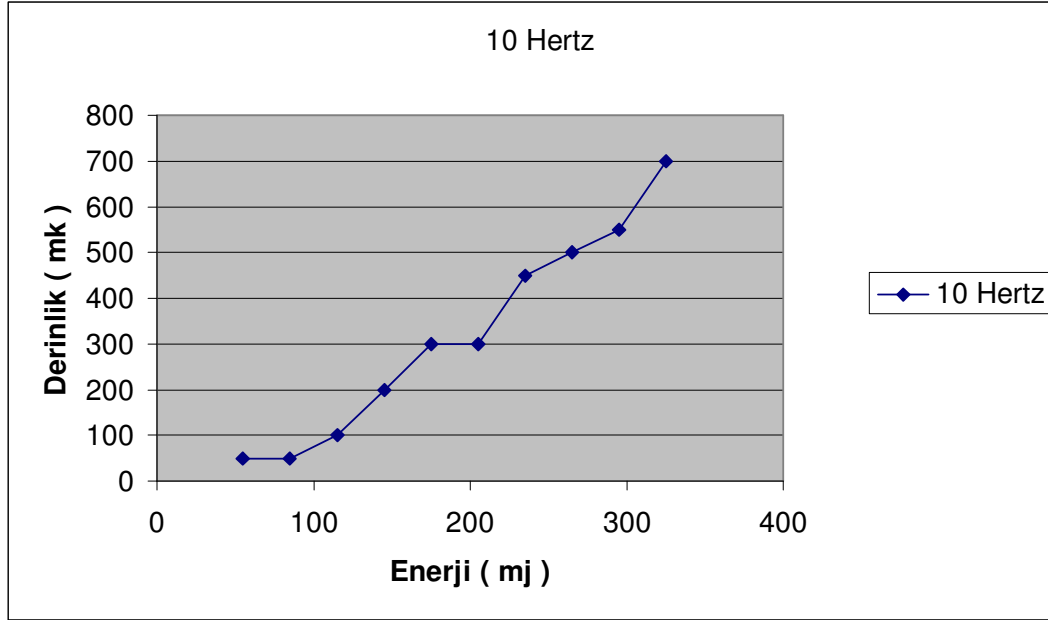
Elde Edilen Deney Sonuçları

Diş doku üzerinde VersaWave Er:YAG Laser ile 10 Hz frekansta farklı 10 enerjide (55 mj, 85 mj, 115 mj, 145 mj, 175 mj, 205 mj, 245 mj, 295 mj ve 325 mj) açılan kavitasyonların NewTom QR-DVT 9000 volumetrik tomografi cihazından yararlanılarak alınan ölçümlerine ilişkin deney sonuçları Tablo 5.11'de verilmektedir.

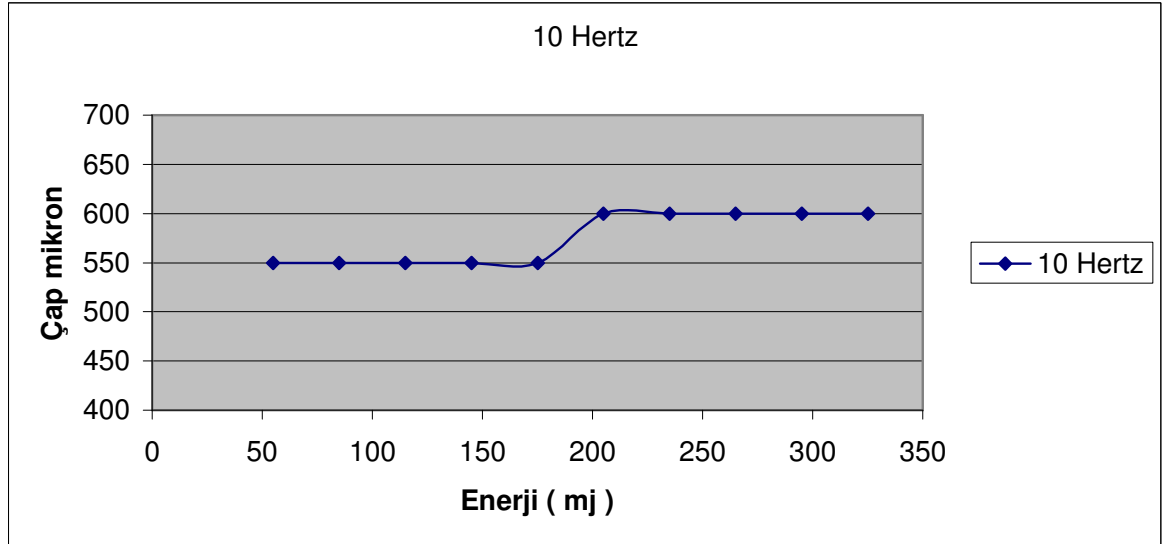
Tablo 5.11. 10 Hz ile Elde Edilen Deney Sonuçları

Enerji mJ	Frekans Hz	Güç W	Derinlik mikron	Çap mikron
55	10	0,55	50	550
85	10	0,85	50	550
115	10	1,15	100	550
145	10	1,45	200	550
175	10	1,75	300	550
205	10	2,05	300	600
235	10	2,35	450	600
265	10	2,65	500	600
295	10	2,95	550	600
325	10	3,25	700	600

Tablo 5.11'den hareketle kavite derinliğine ilişkin çizilen grafik Şekil 5.21'de ve kavite çapına göre çizilen grafik ise Şekil 5.22'da görülmektedir.



Şekil 5.21. 10 Hz ile Farklı Enerjilerde Açılan Diş Kavitelerinin Tayin Edilen Derinlikleri



Şekil 5.22. 10 Hz ile Farklı Enerjilerde Açılan Diş Kavitelerinin Tayin Edilen Çapları

5.2.2. 15 Hz Frekans Şartında Farklı Enerjilerde Yapılan Deneylerden

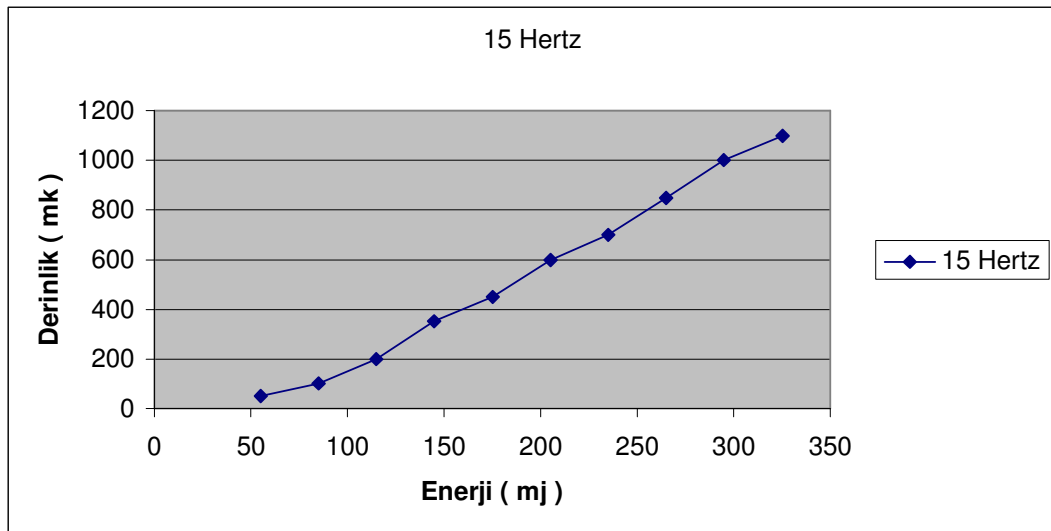
Elde Edilen Deney Sonuçları

Diş doku üzerinde VersaWave Er:YAG Laser ile 15 Hz frekansta farklı 10 enerjide (55 mj, 85 mj, 115 mj, 145 mj, 175 mj, 205 mj, 245 mj, 295 mj ve 325 mj) açılan kavitasyonların NewTom QR-DVT 9000 volumetrik tomografi cihazından yararlanılarak alınan ölçümlerine ilişkin deney sonuçları Tablo 5.12’de verilmektedir.

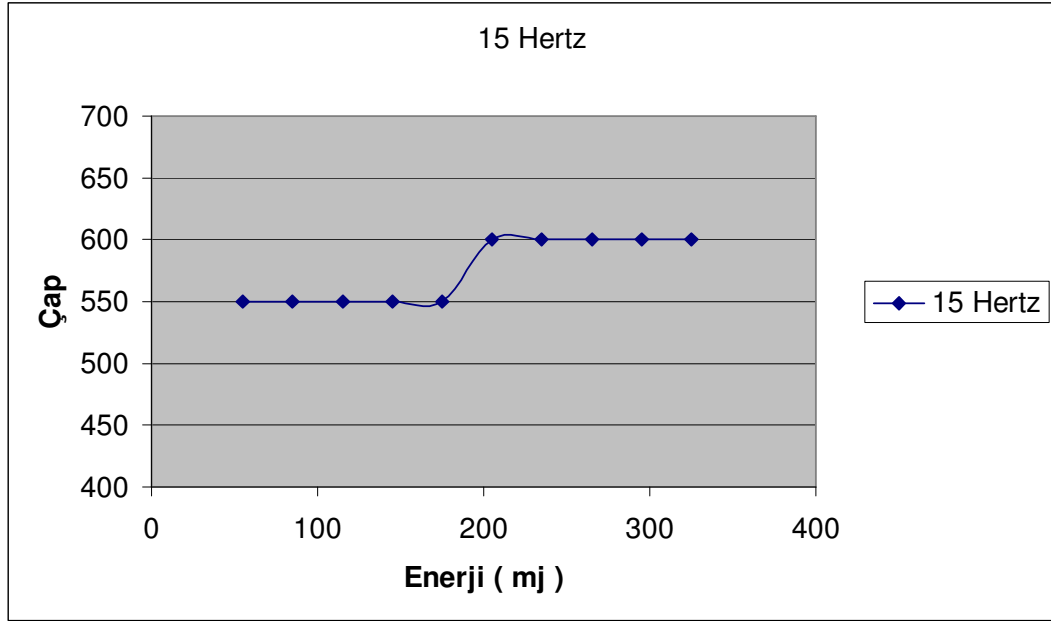
Tablo 5.12. 15 Hz ile Elde Edilen Deney Sonuçları

Enerji mJ	Frekans Hz	Güç W	Derinlik mikron	Çap mikron
55	15	0,825	50	550
85	15	1,275	100	550
115	15	1,725	200	550
145	15	2,175	350	550
175	15	2,625	450	550
205	15	3,075	600	600
235	15	3,525	700	600
265	15	3,975	850	600
295	15	4,425	1000	600
325	15	4,875	1100	600

Tablo 5.12’den hareketle kavite derinliğine ilişkin çizilen grafik Şekil 5.23’de ve kavite çapına göre çizilen grafik ise Şekil 5.24’da görülmektedir.



Şekil 5.23. 15 Hz ile Farklı Enerjilerde Açılan Diş Kavitelerinin Tayin Edilen Derinlikleri



Şekil 5.24. 15 Hz ile Farklı Enerjilerde Açılan Diş Kavitelerinin Tayin Edilen Çapları

5.2.3. 20 Hz Frekans Şartında Farklı Enerjilerde Yapılan Deneylerden

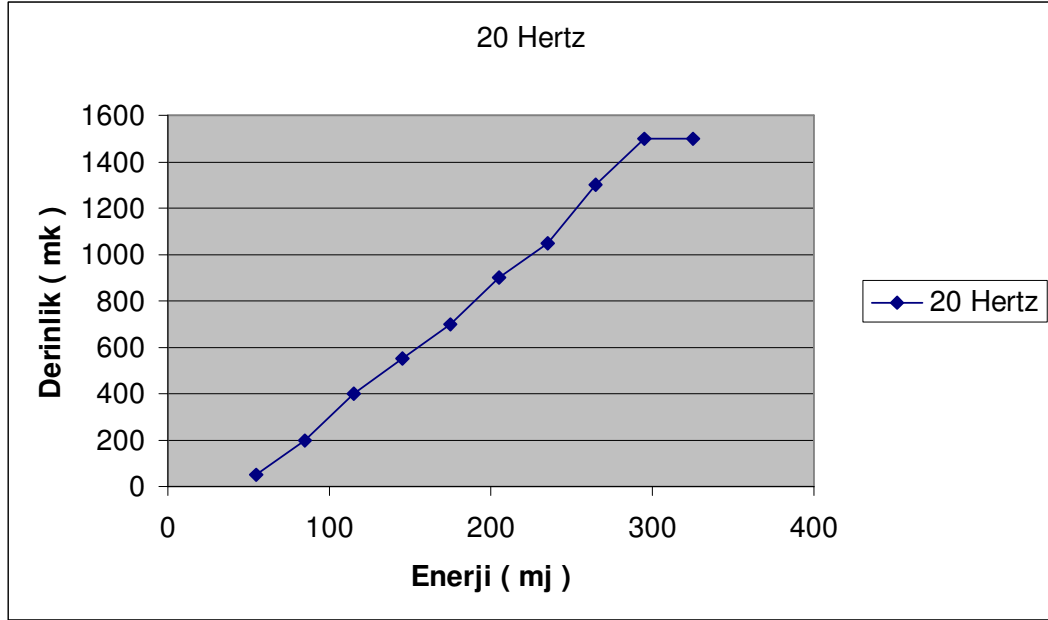
Elde Edilen Deney Sonuçları

Diş doku üzerinde VersaWave Er:YAG Laser ile 20 Hz frekansta farklı 10 enerjide (55 mj, 85 mj, 115 mj, 145 mj, 175 mj, 205 mj, 245 mj, 295 mj ve 325 mj) açılan kavitasyonların NewTom QR-DVT 9000 volumetrik tomografi cihazından yararlanılarak alınan ölçümlerine ilişkin deney sonuçları Tablo 5.13’de verilmektedir.

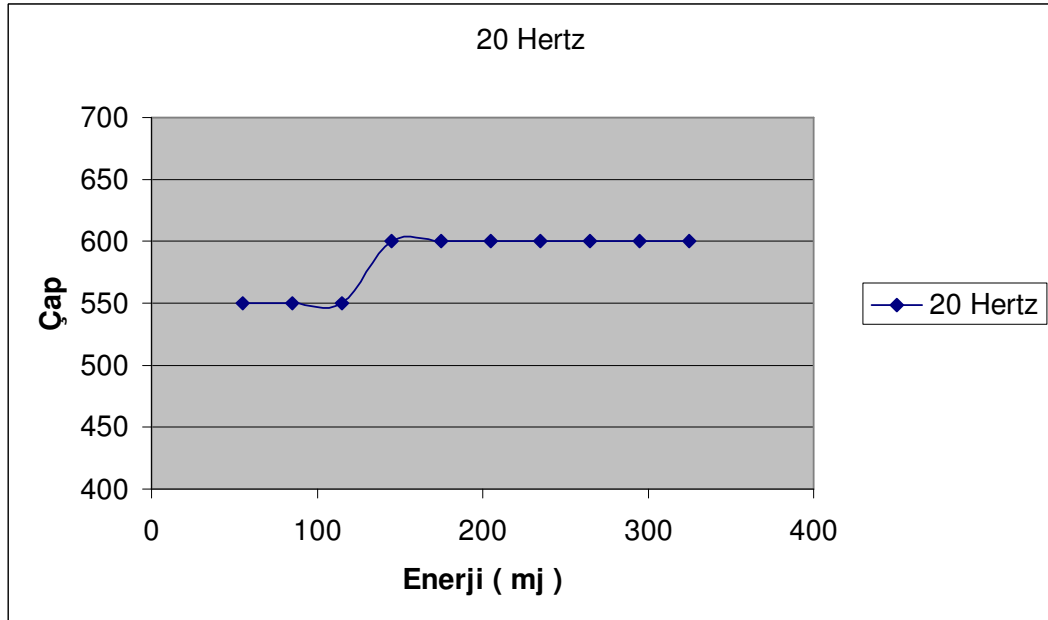
Tablo 5.13. 20 Hz ile Elde Edilen Deney Sonuçları

Enerji mJ	Frekans Hz	Güç W	Derinlik mikron	Çap Mikron
55	20	1,1	50	550
85	20	1,7	200	550
115	20	2,3	400	550
145	20	2,9	550	600
175	20	3,5	700	600
205	20	4,1	900	600
235	20	4,7	1050	600
265	20	5,3	1300	600
295	20	5,9	1500	600
325	20	6,5	1500	600

Tablo 5.13'den hareketle kavite derinliğine ilişkin çizilen grafik Şekil 5.25'de ve kavite çapına göre çizilen grafik ise Şekil 5.26'da görülmektedir.



Şekil 5.25. 20 Hz ile Farklı Enerjilerde Açılan Diş Kavitelerinin Tayin Edilen Derinlikleri



Şekil 5.26. 20 Hz ile Farklı Enerjilerde Açılan Diş Kavitelerinin Tayin Edilen Çapları

5.2.4. 25 Hz Frekans Şartında Farklı Enerjilerde Yapılan Deneylerden

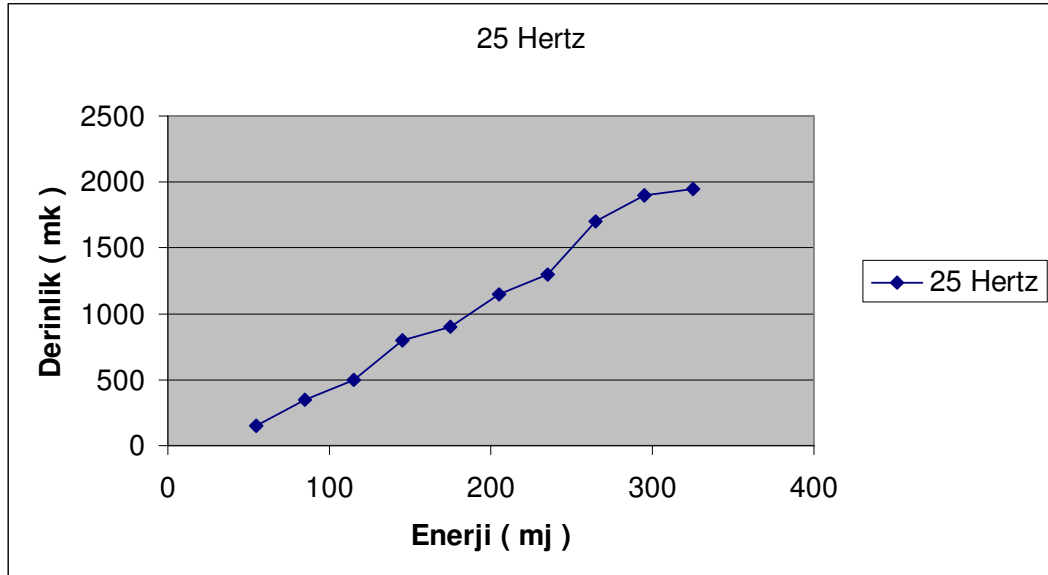
Elde Edilen Deney Sonuçları

Diş doku üzerinde VersaWave Er:YAG Laser ile 25 Hz frekansta farklı 10 enerjide (55 mj, 85 mj, 115 mj, 145 mj, 175 mj, 205 mj, 245 mj, 295 mj ve 325 mj) açılan kavitasyonların NewTom QR-DVT 9000 volumetrik tomografi cihazından yararlanılarak alınan ölçümlerine ilişkin deney sonuçları Tablo 5.14’de verilmektedir.

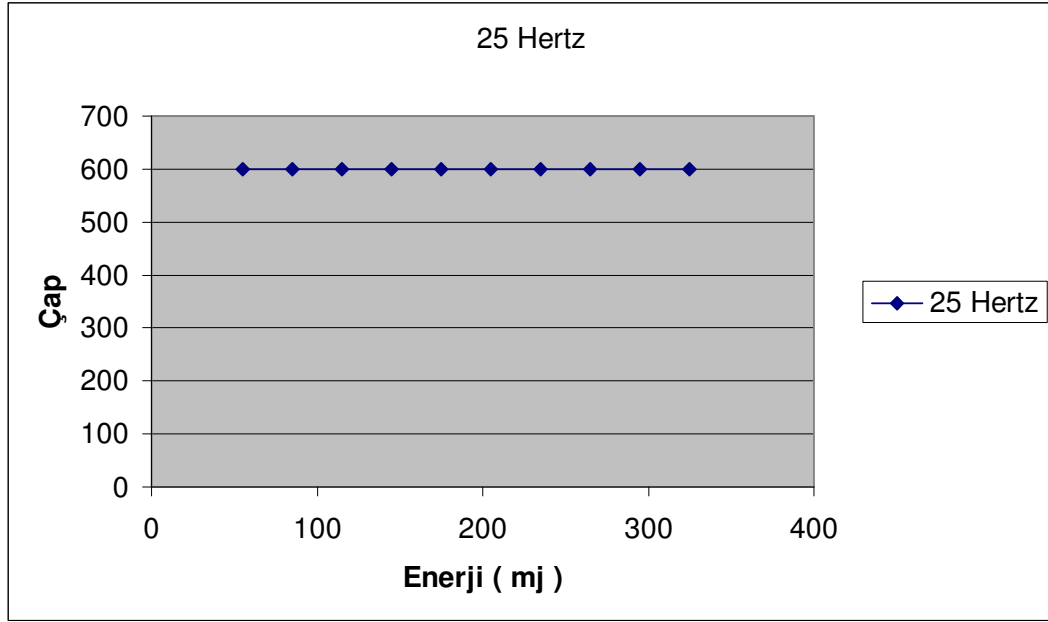
Tablo 5.14. 25 Hz ile Elde Edilen Deney Sonuçları

Enerji mJ	Frekans Hz	Güç W	Derinlik mikron	Çap Mikron
55	25	1,375	150	600
85	25	2,125	350	600
115	25	2,875	500	600
145	25	3,625	800	600
175	25	4,375	900	600
205	25	5,125	1150	600
235	25	5,875	1300	600
265	25	6,625	1700	600
295	25	7,375	1900	600
325	25	8,125	1950	600

Tablo 5.14’den hareketle kavite derinliğine ilişkin çizilen grafik Şekil 5.27’de ve kavite çapına göre çizilen grafik ise Şekil 5.28’da görülmektedir.



Şekil 5.27. 25 Hz ile Farklı Enerjilerde Açılan Diş Kavitelerinin Tayin Edilen Derinlikleri



Şekil 5.28. 25 Hz ile Farklı Enerjilerde Açılan Diş Kavitelerinin Tayin Edilen Çapları

5.3. Deney Sonuçlarının Mukayeseli İncelemesi

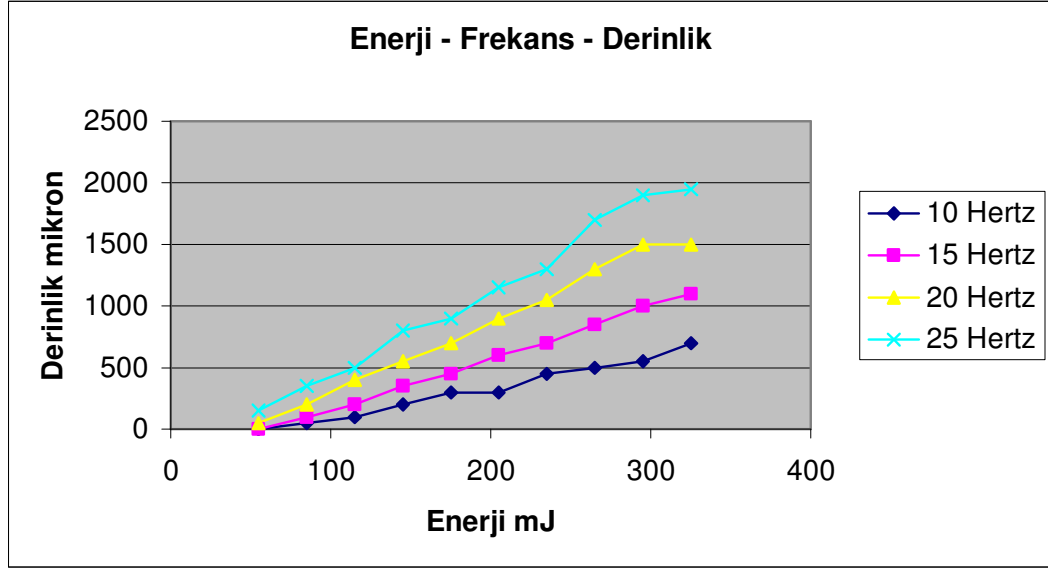
Diş doku üzerinde VersaWave Er:YAG Laser ile 10 farklı enerjide (55 mJ, 85 mJ, 115 mJ, 145 mJ, 175 mJ, 205 mJ, 235 mJ, 265 mJ, 295 mJ, 325 mJ) ve 4 farklı frekansta (10 Hz, 15 Hz, 20 Hz ve 25 Hz) açılan kavitasyonların NewTom QR-DVT 9000 volumetrik tomografi cihazından yararlanılarak alınan ölçümlerine ilişkin deney sonuçları toplu halde Tablo 5.15’de verilmektedir.

Tablo 5.15. 10 Farklı Enerji ve 4 Farklı Frekansta Yapılan Deneylerin Sonuçları

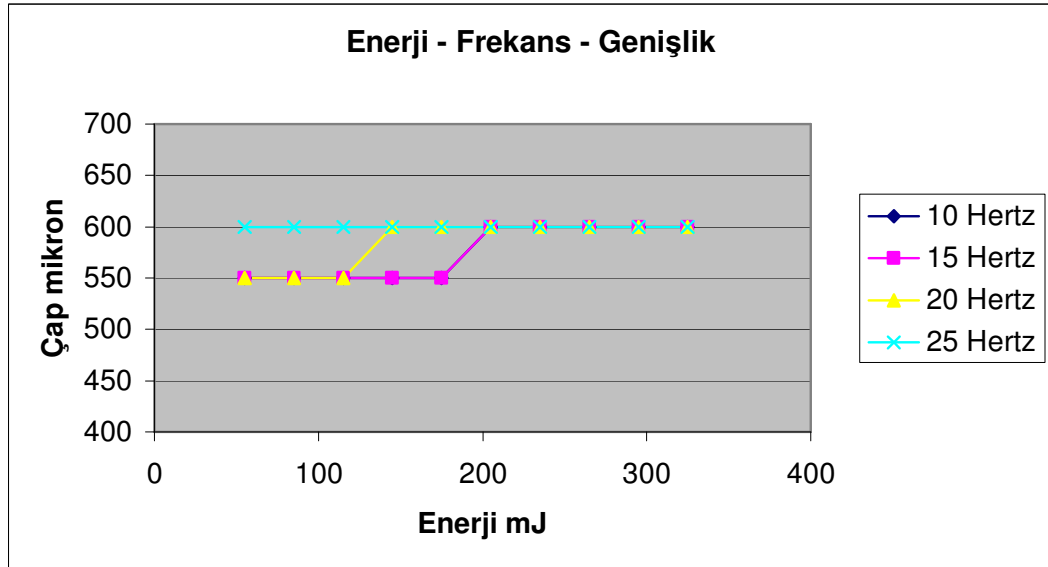
	10 Hertz		15 Hertz		20 Hertz		25 Hertz	
Enerji	Derinlik	Çap	Derinlik	Çap	Derinlik	Çap	Derinlik	Çap
55	50	550	50	550	50	550	150	600
85	50	550	100	550	200	550	350	600
115	100	550	200	550	400	550	500	600
145	200	550	350	550	550	600	800	600
175	300	550	450	550	700	600	900	600
205	300	600	600	600	900	600	1150	600
235	450	600	700	600	1050	600	1300	600
265	500	600	850	600	1300	600	1700	600
295	550	600	1000	600	1500	600	1900	600
325	700	600	1100	600	1500	600	1950	600

5.3.1. Enerji Değişim Deneylerinin Mukayeseli İncelemesi

Tablo 5.15’den hareketle enerji değişimine bağlı olarak dört farklı frekansa (10 Hz, 15 Hz, 20 Hz ve 25 Hz) kavite derinlikleri ve çapları mukayeseli olarak incelenmiştir. Şekil 5.29’da dört farklı frekans için enerji değişimine bağlı kavite derinliği grafiği Şekil 5.30’da ise dört farklı frekansta enerji değişimine bağlı kavite çapı grafiği görülmektedir.



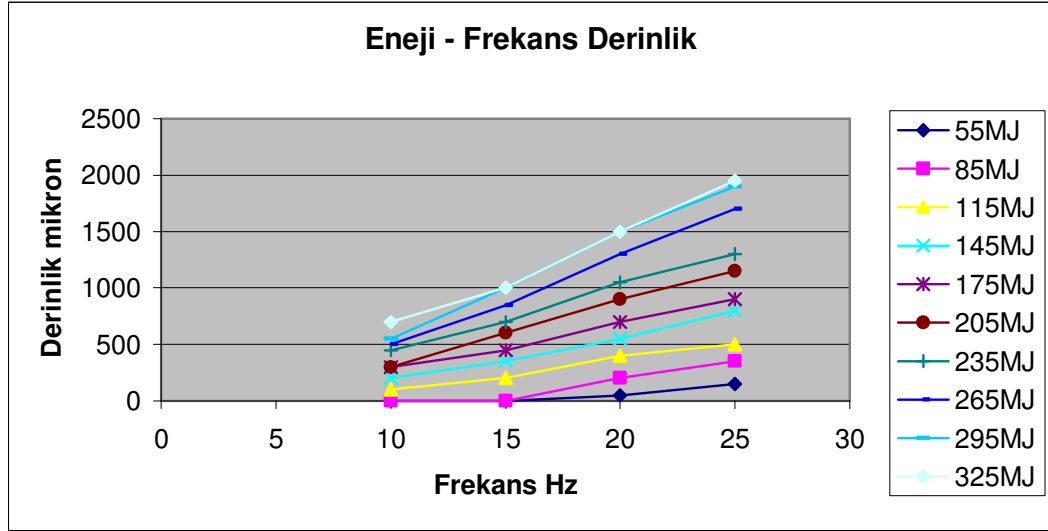
Şekil 5.29. Dört Farklı Frekansta Enerji Değişimine Bağlı Kavite Derinliği Mukayesesi



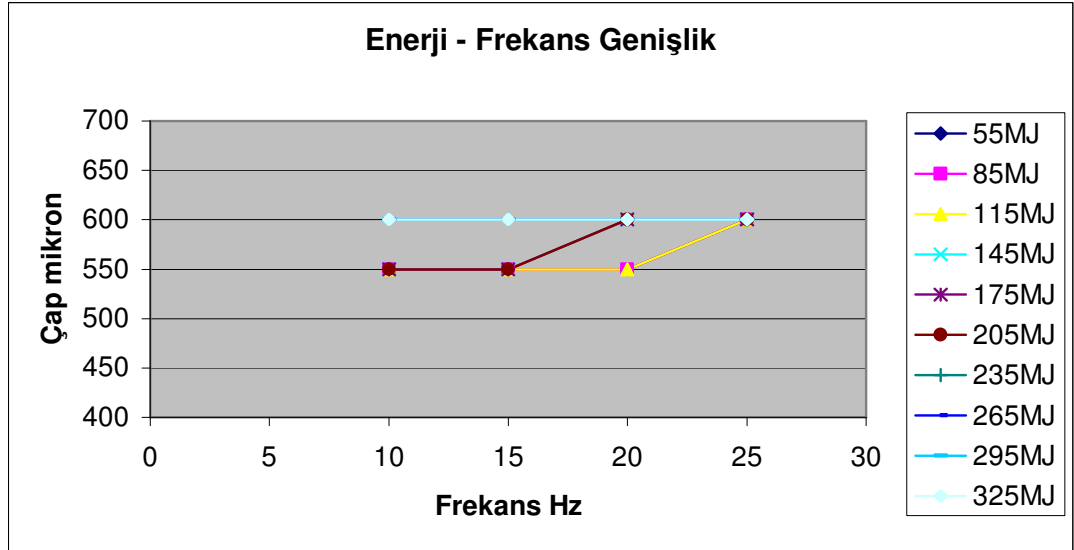
Şekil 5.30. Dört Farklı Frekansta Enerji Değişimine Bağlı Kavite Çapı Mukayesesi

5.3.2. Frekans Değişim Deneylerinin Mukayeseli İncelemesi

Tablo 5.15’den hareketle frekans değişimine bağlı olarak on farklı enerjide (55 mJ, 85 mJ, 115 mJ, 145 mJ, 175 mJ, 205 mJ, 235 mJ, 265 mJ, 295 mJ, 325 mJ) kavite derinlikleri ve çapları mukayeseli olarak incelenmiştir. Şekil 5.31’de on farklı enerji için frekans değişimine bağlı kavite derinliği grafiği Şekil 5.32’de ise on farklı enerji için frekans değişimine bağlı kavite çapı grafiği görülmektedir.



Şekil 5.31. On Farklı Enerjide Frekans Değişimine Bağlı Kavite Derinliği Mukayesesi



Şekil 5.32. On Farklı Enerjide Frekans Değişimine Bağlı Kavite Çapı Mukayesesi

BÖLÜM 6

SONUÇ VE TARTIŞMA

Bu yüksek lisans tezinde, diş hekimliğinde, diş dokularında çürük temizlemek ve doku şekillendirmesi amacıyla kullanılan halen uygulamadaki gelişkin ve ileri tekniklerden biri olan Er:YAG laserle diş sert dokusundaki kavite açılmasına ilişkin bir çalışma yapılarak, uygulama için önemli olan parametrelerin tekniğe etkisi deneysel olarak incelenmeye çalışılmıştır. Bu amaçla, farklı kurumların imkanları kullanılarak bir dizi deney yapılmıştır.

Er: YAG laser tekniğine ilişkin olarak, kullanılan laser cihazı için, başlıca iki önemli uygulama parametresi söz konusu olmaktadır. Bunlar; uygulanan enerji ve frekans parametreleridir. Bu çalışmada, 10 farklı enerji ve 4 farklı frekans değeri ile çalışılmıştır. Bu parametrelerin Er:YAG laser tekniğine etkisine ilişkin deneyler titizlikle gerçekleştirilmiştir.

Er:YAG laser ile çalışılan enerji değerleri; 55 mJ, 85 mJ, 115 mJ, 145 mJ, 175 mJ, 205 mJ, 235 mJ, 265 mJ, 295 mJ, 325 mJ ve çalışılan frekans değerleri de 10 Hz, 15 Hz, 20 Hz ve 25 Hz olarak belirlenmiştir. Böylelikle, günümüzde kullanılan Er:YAG laser uygulamalarının hemen tüm çalışma aralığı taranmış olmaktadır.

Deneylerin yapılabilmesi için öncelikle, uygun bir doku simülasyonuna gereksinim bulunmaktaydı. Çalışmamız, diş doku için amaçlandığında, bizzat dişin kendisi ile çalışılması benimsenmiştir. Bu amaçla, İ.Ü. Diş Hekimliği Fakültesi Cerrahi Bölümü'nden 25-35 gelişkin yaş grubundan 2 ve 3 No.lu çürüksüz dişler temin edilmiştir. Bu şekilde, gerçek sert diş doku üzerinde çalışılması mümkün olmuştur. Böylelikle, deneyler realistik şartlar için gerçekleştirilmiştir.

Çalışılacak dişler, önce numaralanmış ve kavite açılacak bölgeler markalanmıştır. Her diş için 4 markalama yapılmıştır. Bu şekilde 10 adet diş hazırlanmış ve her bir diş için farklı frekansda tek bir enerjiye ilişkin olarak Er:YAG Laser ile kavite açılmıştır. Er. YAG Laser cihazı ile, Kuark Elektronik Ltd. Şti.nin imkanlarından yararlanılarak çalışılmıştır.

Er:Yag laser ile kavite açılma çalışması yapılırken, çalışma parametreleri değiştirilmekle beraber, deneyler, hep aynı geometride yapılmıştır. Böylelikle, rasyonel mukayeselerin yapılabilmesi mümkün olmuştur.

Kavite açılmış dişler bir master eleman üzerine yerleştirildikten ve homojen ortam şartları sağlandıktan sonra , Teknogem Ltd. Şti.nin imkanları kullanılarak NewTom QR-DVT 9000 Volumetrik Tomografi Cihazı ile transaxial tomografik görüntüleri alınmıştır. Cihaza bağlı bilgisayardan da kavite derinlik ve çap ölçümleri alınmıştır. Böylelikle, 10 farklı enerji ve 4 farklı frekans ile çalışılarak kombinasyonel olarak çalışma parametrelerinin değişimi, deneysel zenginlik içinde gözlenmiştir.

Deneylerden elde edilen sonuçlar, enerji değişimi ve frekans değişimi bağlamında verilmiştir. Er:YAG Laser ile dişler üzerinde açılan kavitelerden iki farklı ölçüm alınmışlardır. Bunlar kavite derinliği ve kavite çapıdır.

Enerji değişimine bağlı alınan deney sonuçları Tablo 5.1 - Tablo 5.'10 da verilmiştir. Bu tablolardan hareketle, açılan diş kavitelerinin derinliklerine ilişkin çizilen grafikler; Şekil 5.1, Şekil 5.3, Şekil 5.5, Şekil 5.7, Şekil 5.9, Şekil 5.11, Şekil 5.13, Şekil 5.15, Şekil 5.17, Şekil 5.19'da görülmektedir. Açılan diş kavitelerinin çaplarına ilişkin çizilen grafikler ise; Şekil 5.2, Şekil 5.4, Şekil 5.6, Şekil 5.8, Şekil 5.10, Şekil 5.12, Şekil 5.14, Şekil 5.16, Şekil 5.18, Şekil 5.20'de görülmektedir.

Enerji değişimine bağlı olarak deney sonuçları derinlik ve çap bağlamında genel bir karakteristik gösterdiği gözlenmiş olup, enerji sabit tutulduğunda frekansın artmasıyla kavite derinliği artmaktadır. Bu husus, frekansla darbe sayısı artmış olduğundan, elde edilen sonuç beklenti doğrultusundadır. Keza, enerji sabit tutulduğunda, frekans artımıyla kavite derinliği artma eğiliminde olduğu tespit edilmiştir..

Frekans değişimine bağlı alınan deney sonuçları Tablo 5.11 - Tablo 5.14'de verilmiştir. Bu tablolardan hareketle, açılan diş kavitelerinin çaplarına ilişkin çizilen grafikler; Şekil 5.21, Şekil 5.23, Şekil 5.25, Şekil 5.27'de görülmektedir. Açılan diş kavitelerinin çaplarına ilişkin çizilen grafikler; Şekil 5.22, Şekil 5.24, Şekil 5.26, ve Şekil 5.28'de görülmektedir.

Frekans değişimine bağlı olarak da deney sonuçlarının derinlik ve çap bağlamında genel bir karakteristik gösterdiği gözlenmiş olup, frekans sabit tutulduğunda

enerjinin artmasıyla kavite derinliği artmaktadır. Bu husus, enerjiyle uygulanan laserin gücü arttığından, elde edilen sonuç beklenti doğrultusundadır. Keza, frekans sabit tutulduğunda, enerji artımıyla kavite genişliği de artma eğilimi göstermektedir..

Elde edilen deney sonuçları karşılaştırmalı olarak da incelenmiştir. karşılaştırmalı incelemeler de enerji değişimi ve frekans değişimine bağlı olarak ayrı ayrı ele alınmıştır.

Enerji değişimine ilişkin mukayeseli incelemeler bağlamında Tablo 5.15 düzenlenmiştir. Tablo 5.15'den hareketle kavite derinliği için çizilen grafik Şekil 5.29'da kavite çapı için çizilen grafik ise Şekil 5.30'da görülmektedir.

Şekil 5.29'da verilen enerji değişimine göre dört farklı frekans için çizilen mukayeseli grafikler incelendiğinde enerji arttıkça kavite derinliği artmakla beraber grafiklerin eğiminin başlangıçta daha büyük olduğu gözlenmektedir. Ancak, 250 mJ değerinden sonra artışın baştaki kadar olmadığı söylenebilir.

Şekil 5.30'da verilen enerji değişimine göre dört farklı frekans için çizilen mukayeseli grafikler incelendiğinde enerji arttıkça kavite çapının başlangıçta artma eğilimi görülmekle birlikte yükselen enerjilerde kavite çapının sabit kaldığı gözlenmektedir. Bu husus, laserin genel özelliği ile açıklanabilir. Laser monokromatik ışık olması nedeniyle huzme dağılımı ihmal edilebilecek mertebededir. Bu nedenle kavite çapında önemli bir değişiklik gözlenmemektedir. Başlangıçta görülen artış, kavitenin henüz oluşum safhasında olması ile ilgili olduğu söylenebilir.

Frekans değişimine ilişkin mukayeseli incelemeler bağlamında Tablo 5.16 düzenlenmiştir. Tablo 5.16'dan hareketle kavite derinliği için çizilen grafik Şekil 5.31'de kavite çapı için çizilen grafik ise, Şekil 5.32'de görülmektedir.

Şekil 5.31'de verilen frekans değişimine göre on farklı enerji için çizilen mukayeseli grafikler incelendiğinde, frekans arttıkça kavite derinliği artmakta olduğu gözlenmektedir.

Şekil 5.31'da verilen frekans değişimine göre on farklı enerji için çizilen mukayeseli grafikler incelendiğinde frekans arttıkça kavite çapının başlangıçta artma eğilimi göstermekle birlikte yükselen frekanslarda kavite çapının yakınsadığı gözlenmektedir. Bu husus, yine laserin genel özelliği ile açıklanabilir. Laser monokromatik ışık olması nedeniyle huzme dağılımı ihmal edilebilecek

mertebededir. Bu nedenle kavite çapında yine önemli bir değişiklik gözlenmemektedir. Başlangıçta görülen artış, kavitenin henüz oluşum safhasında olması ile ilgili olduğu söylenebilir.

Elde edilen bu sonuçlardan hareketle, diş sert dokusunda kavite açılımı için 250 mJ ve 25 Hz frekansın, çalışma açısından uygun olduğunun belirlendiği ifade edilebilir. 250 mJ kullanım ile daha yüksek enerjilere çıkmaya gerek olmadan kavite açılımının sağlanabileceği görülmektedir. Frekansın (25 Hz'in üzerinde) artırılmasıyla kavite derinliğinin artacağı anlaşılmakla beraber, (Bölüm 3 içinde belirtildiği üzere) uygulamada ısınma sorunu önem kazanacağından önerilmemektedir. Bu bağlamda, önerdiğimiz 250 mJ mertebesi enerji ve 25 Hz frekansta çalışma şartları, optimum çalışma parametreleri olarak nitelenebilir. Tablo 6.1. de bu çalışmayla tayin edilen ve Er:YAG laser ile diş sert dokusunda kavite oluşturulmasına ilişkin önerilen parametreler görülmektedir.

Tablo 6.1. Er:YAG laser ile diş sert dokusunda kavite oluşturulmasına ilişkin önerilen parametreler

Doku	Enerji	Frekans
Diş Sert Dokusu	250 mJ	25 Hz

Öz olarak, ifade etmek gerekirse; bu yüksek lisans tezi ile, diş hekimliğinde dişte kavite açmak için kullanılan Er:YAG laser tekniği ile dişte kavite açmaya yönelik uygulamaya ilişkin olarak çalışma parametrelerinin tekniğe etkisi deneysel olarak incelenebilmiş ve sonuca etkisi belirlenebilmiştir. Fazla olarak, optimum çalışma parametresi önerisi yapılabilmektedir. Böylelikle, bu çalışmayla uygulamaya yönelik rasyonel sonuçlara ulaşılabilmiş olmaktadır.

KAYNAKLAR

- Absten, G. ,** 2004. Laser Medicine and Surgery, Absten Professional Medical Association, Inc. FL
- Altshuler, G. , Belikov, A. , Sinenlik, Y. ,** 2001. A Laser Ablative Method for Cutting Enamel and Dentin, Wiley-Liss
- Aoki, A. , Ishikawa, I. , Sasaki, K. , Watanabe, H. ,** 2004. Lasers in Nonsurgical Periodontal Therapy, Periodontology 2000
- Fader, D. , Ratner, D. ,** 2000. Principles of CO₂ / Erbium Laser Safety, American Society for Dermatologic Surgery, USA
- Fedi, P. ,** 2001. Ana Hatlarıyla Periodontoloji, E.Ü. Diş Hekimliği Fakültesi Yay. , İzmir
- Folwaczny, M. , George, G. , Thiele, L. , Mehl, A. , Hickel, R. ,** 2002. Root Surface Roughness Following Er:YAG laser Irradiation at Different Radiation Energies and Working Tip Angulations, Journal Of Clinical Periodontology
- Goldberg, D. , Marcus, J. ,** 1996. The use of Frequency-Doubled Q-Switched Nd:YAG Laser in the Treatment of Small Cutaneous Vascular Lesions, American Society of Dermatologic Surgery, USA
- Hecht, J. ,** 1992. The Laser Guidebook, Tab Books, USA
- Herne, B. , Zachary C. ,** 2000. New Concepts in Nonablative Rejuvenation, Cosmetic Dermatology, USA
- Ishikawa, I. , Sasaki, K. , Aoki, A. , Watanabe, H. ,** 2003. Effects of Er:YAG Laser on Periodontal Therapy, Journal of International Academy of Periodontology
- Karasu,H. ,** 1998. A Study of the Vascular Response To Low Intensity Laser Therapy, *Doktora Tezi*, Department of Oral and Maxillofacial Surgery St Bartholemew's and the Royal London School of Medicine and Dentistry, London.
- Keller, U. , Hibst, R. ,** 1997. Effects of Er:YAG Laser in Caries Treatment, Wiley-Liss Inc
- Lazzari, E. ,** 1976. Lea & Febiger, Philadelphia.
- Mani, J. ,** 2004. Dental Applications of Advanced Lasers, JGM Associates Inc. MA.
- Newman, M. , Takei, H. , Carranza, F. ,** 2002. Clinical Periodontology, W.B. Saunders Co. Philadelphia
- Newtom QR-DVT 9000** *Computerized Tomograph Service Manual*
- Öge, İ. ,** 1997. Oftalmolojide Laserler, İstanbul
- Priester, E. ,** 1986. Dişlerimiz, İnkılap Kitabevi, İstanbul
- Rechman, P. , Goldin, D. , Hennig, T. ,** 2003. Er:YAG Lasers in Dentistry: An Overview, SPIE Vol. 3248
- Steinert, R. , Puliafito, C. ,** 1985. The Nd-YAG Laser in Ophtalmology, W.B. Saunders Co. Philadelphia
- Stock, K. , Hibst, R. , Keller, U. ,** 2003. Comparison of Er:YAG and Er:YSGG Laser Ablation of Dental Hard Tissues, SPIE Vol: 3192
- VersaWave Er:YAG Laser Service Manual**
- Wilson, J. , Hawkes, J.B.F. ,** 1987. Lasers Principles and Applications, UK

ÖZGEÇMİŞ

1975 Yılında İstanbul’ da doğdu. 1993 yılında Fatih Lisesinden mezun olduktan sonra aynı yıl İstanbul Teknik Üniversitesi Fen Edebiyat Fakültesi Fizik Mühendisliği Bölümüne başladı. 1997 Yılında Fizik Mühendisi olarak mezun oldu ve İ.T.Ü. Nükleer Enerji Enstitüsünde Yüksek Lisans öğrenimine başladı. Halen dünyada tıp sektöründe lider laser sistem üreticilerinin Türkiye Mümessilliklerini yapan Kuark Elektronik Limited Şirketinin şirket müdürlüğü görevini yürütmektedir. Evlidir ve İngilizce bilmektedir.