KOCAELİ ÜNİVERSİTESİ
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

ELEKTRO-OPTİK SİSTEM MÜHENDİSLİĞİ ANABİLİM DALI

YÜKSEK LİSANS TEZİ

HO:YAG LAZER TASARIMI VE BÖBREK TAŞI KIRMA UYGULAMASI

MUHAMMAD IRFAN

KOCAELİ 2016

KOCAELİ ÜNİVERSİTESİ

FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

ELEKTRO-OPTİK SİSTEM MÜHENDİSLİĞİ

ANABİLİM DALI

YÜKSEK LİSANS TEZİ

HO:YAG LAZER TASARIMI VE BÖBREK TAŞI KIRMA UYGULAMASI

Muhammad IRFAN

Prof. Dr. Arif DEMİR		
Danışman,	**Kocaeli Üniversitesi**	.....
Prof. Dr. Necdet ASLAN		
Jüri Üyesi,	**Yeditepe Üniversitesi**	.....
Yrd. Doç. Dr. Belgin GENÇ ÖZTOPRAK		
Jüri Üyesi,	**Kocaeli Üniversitesi**	.....

Tezin Savunulduğu Tarih: 01.07.2016

ÖNSÖZ VE TEŞEKKÜR

En başta, çalışmanın gereklerini yerine getirmekte beni teşvik eden ve akademik kariyerim boyunca zorlukların üstesinden gelmekte sunduğu sonsuz nimetler için yüce Allah'a minettarım. Türkiye'de bilim dalında yüksek lisansımı yapmak için beni destekleyen Türkiye Cumhuriyeti Devleti'ne teşekkürü bir borç bilirim ve ayrıca Türk insanının misafirperverliğinden çok memnunum.

Kocaeli Üniversitesi'nde Yüksek Lisans çalışmamdaki araştırmalar sırasında bana her koşulda yardım eden danışmanım Prof. Dr. Arif Demir hocama çok değerli yardımlarından, desteğinden ve beni teşvik etmesinden dolayı teşekkürlerimi bir borç bilirim. Prof. Dr Arif Demir'in öğrencisi olmak benim için büyük bir zevk olmuştur. Bana verdikleri destek ve özellikle de araştırma çalışmalarındaki yardımlarından dolayı Yrd. Doç. Dr. Erhan Akman ve Yrd. Doç. Dr. Belgin Genç Öztoprak'a minettarım, şüphesizki onların desteği olmadan bu noktaya gelemezdim. Yüksek Lisans tezimde kullandığım malzemeleri bana sağladıkları için BEAM ArGe ve AYMED medikal firmalarına teşekkür ederim. Ayrıca, arkadaşım ve eski meslektaşım olan Yalçın Erdoğan'a teşekkür ederim. Özellikle bu tezin Türkçe yazımında bana yardımcı olan Cem Arslan'a minettarım.

Son olarak bu tezi aileme ithaf edeceğim. Türkiye deki çalışmalarım sırasında bana manevi desteğini ve sabrını esirgemeyen aile üyelerime sevgi ve takdirlerimi ifade etmek istiyorum.

Haziran – 2016 Muhammad IRFAN

İÇİNDEKİLER

ÖNSÖZ VE TEŞEKKÜR i
İÇİNDEKİLER ii
ŞEKİLLER DİZİNİ iiv
TABLOLAR DİZİNİ v
SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ vii
ÖZET ix
ABSTRACT x
GİRİŞ 1
1. GENEL BAKIŞ 3
1.1. Lazerin Temel Teorisi 3
1.1.1. Soğurma, kendiliğinden ve uyarılmış emisyon 3
1.1.2. Einstein katsayısı 5
1.1.3. Nüfus tersinimi 7
1.1.3.1. Üç seviyeli lazer sistemi 9
1.1.3.2. Dört seviyeli lazer sistemi 10
1.2. Flaş Lambasının Temel Teorisi 11
1.2.1. Flaş lambasının LC deşarjı için matematiksel model 12
1.2.2. Yüksek enerjili atımlar 13
1.2.3. Flaş lambasının ışıma özellikleri 14
1.2.4. Çalışma enerjisi ve flaş lambasının ömrü 14
1.3. Sağlıktaki Lazer Uygulamaları 15
1.3.1. Böbrek taşı 17
1.3.2. Laser litotripsi 18
1.4. Lazer Taş Etkileşiminin Teorik Bakışı 21
1.4.1. Soğurma 21
1.4.2. Fototermal süreçler 23
1.4.3. Şok dalga ile oluşturulan ablasyon 24
2. GÜÇ KAYNAĞI TASARIMI VE UYGULAMASI 26
2.1. Flaş Lambası Özellikleri 26
2.2. Güç Sürücü Tasarımı Ve Simülasyonu 29
2.3. Flaş Lambası Sürücüsünün Donanım Uygulaması 31
2.3.1. Yüksek voltaj tetikleyici devre 31
2.3.2. Patlama devresi 34
2.3.3. Deşarj devresi 35
2.3.4. Kontrol paneli 40
2.3.5. IGBTs sürücü devresi 41
2.3.6. Sonuçlar. 43
3. HO:YAG LAZER TASARIMI 45
3.1. Aktif Maddenin Seçimi Ve Spektral Özellikleri 45
3.1.1. CHT:YAG Kristalinin özellikleri 46
3.2. Lazer Işıması İçin Eşik Kazancı 48
3.3. Optik Rezonatör 48
3.3.1. Kararlılık ölçütü 50

3.4. Lazer Modları 51
3.4.1. Eksenel modlar 51
3.4.2. Enine modlar 52
3.5. Serbest Çalışan Lazerin Hizalama(Mekanik Düzen Ayarı) Yöntemi 52
3.6. Ho:YAG Lazer Sistemi 54
3.6.1. Lazer çıkış karakteristikleri. 56
3.7. Ho:YAG Lazer İçin Soğutma Sistemi. 58
4. LAZER KARAKTERİSTİKLERİ VE UYGULAMALARI 60
4.1. Lazer Sistemi Giriş Çıkış Karakteristiği 61
4.2. Böbrek Taşı Kırma İşlemi İçin Hazırlanmış Deneysel Düzenek 67
5. SONUÇLAR VE ÖNERİLER 71
KAYNAKLAR 73
KİŞİSEL YAYINLAR VE ESERLER 77
ÖZGEÇMİŞ 78

ŞEKİLLER DİZİNİ

Şekil 1.1. (a) Fotonun soğurulması, (b) Fotonun kendiliğinden emisyonu ve (c) Laser fotonunun uyarılmış emisyonu 4
Şekil 1.2. İki enerji seviyeli sistemdeki bağıl yoğunluk termal denge için Boltzman bağlantısı ile verilir 7
Şekil 1.3. Optik yükseltgenme için ters nüfus tersinmesinin gerekliliği 8
Şekil 1.4. Üç seviyeli lazerin enerji seviye diyagramı 9
Şekil 1.5. Bir dört seviyeli lazerin enerji seviye diyagramı 10
Şekil 1.6. Katı hal lazerleri için flaş lambaları 11
Şekil 1.7. Darbeli Ksenon flaş lambasının emisyonu 14
Şekil 1.8. İnsan üriner sisteminin ana bileşenleri ve taş oluşumunun potansiyel sitelerini gösteren temel anatomi 17
Şekil 1.9. Lazer litotripsi prosedürü sırasında lazerin dağıtımını hesaplamak için aparatın temel düzenlemeleri 19
Şekil 2.1. Düşük çalışma geriliminde Ksenon Flaş Lambası Spektrumları 30
Şekil 2.2. Yüksek çalışma geriliminde Ksenon Flaş Lambası Spektrumları 30
Şekil 2.3. Flaş lambası için güç kaynağının blok şeması. 31
Şekil 2.4. Powersim de flaş lambası sürücüsünün şematik diyagramı 32
Şekil 2.5. Flaş lambası sürücüsünün simülasyon sonuçları. 32
Şekil 2.6. Dış tetikleme devresi 34
Şekil 2.7. Seri Tetikleme Devresi 34
Şekil 2.8. Paralel Tetikleme Tekniği 35
Şekil 2.9. Tetikleme devresi için baskılı devre kartı 35
Şekil 2.10. Flaş lambasının iyonize durumu 36
Şekil 2.11. İyonlaştırmayı sürdürmek için Patlama Devresi 37
Şekil 2.12. Elektrik gücünü flaş lambasına dönüştürmek için deşarj ünitesi 38
Şekil 2.13. Deşarj Ünitesinin Baskılı Devre Kartı 38
Şekil 2.14. Multimesh Deşarj Devresinin Darbe Şekli ve Şeması 40
Şekil 2.15. 500µs darbe süresi sinyalinin yükselme ve düşme zamanı 41
Şekil 2.16. Flaş lambası kontrol paneli 42
Şekil 2.17. Kontrol Paneli Üretilen Sinyali 43
Şekil 2.18. IGBT Sürücü Devresi 43
Şekil 2.19. 2Hz frekansının Geçit Sinyali ve 500 µs darbe süresi. 41
Şekil 2.20. Proteus Yazılımı ile dizayn edilen baskılı devre kartı 44
Şekil 2.21. Ho:YAG lazeri için Güç Kaynağı 44
Şekil 3.1. Flaş Lambası ile Pompalanan Ho:YAG Lazer Sistemi. 47
Şekil 3.2. Değişik dalga boylarında suyun soğurma spektrumu 48
Şekil 3.3. CHT:YAG Kristalinin içindeki fotonların geçişi. 49
Şekil 3.4. Kararlı Optik Rezanatörlerin Değişik Geometrileri 51
Şekil 3.5. Optik rezonatörlerin kararlılk diyagramı 52
Şekil 3.6. Eksenel Lazer Modları, Lazerin optik bant genişliği ve Gerçek çıkış spektrumları 53
Şekil 3.7. Lazer sisteminin hizalama prosedürü 56
Şekil 3.8. Arka aynadaki ve çıkış aynasındaki girişim desenleri 57

Şekil 3.9. Serbest çalışmada lazer rezonatörü 57
Şekil 3.10. Ho:YAG lazer sistemi 58
Şekil 3.11. Foto dedektörü ve osiloskop ekranı lazer atış süresi 59
Şekil 3.12. Lazer ortamının giriş ve çıkış özellikleri 60
Şekil 3.13. Siyah kağıtta lazer ışın şekilleri. Sol üst köşede ışın şekilleri daha yuvarlaktır 60
Şekil 3.14. Lazer ışıma işlemlerinin başında çoklu mod lazer salınımı 61
Şekil 3.15. Soğutma sisteminin akış şeması 62
Şekil 3.16. CHT:YAG Lazeri için Soğutma Sistemi 62
Şekil 4.1. Ho: YAG lazer sistemine ait çizim 63
Şekil 4.2. Lazer Enerjisi (4Hz'de %3,2 eğim verimliliği ile) – Pompalama Enerjisi Grafiği 65
Şekil 4.3. Lazer Enerjisi (700µs 'deki atış süresinde %1,5 eğim verimliliği ile) – Pompalama Enerjisi Grafiği 66
Şekil 4.4. Lazer Enerjisi (5Hz'de %3,7 eğim verimliliği ile) – Pompalama Enerjisi Grafiği 67
Şekil 4.5. Lazer Enerjisi (10Hz'de %2,9 eğim verimliliği ile) – Pompalama Enerjisi Grafiği 69
Şekil 4.6. Lazer Enerjisi (400µs 'deki atış süresinde %2,3 eğim verimliliği ile) – Pompalama Enerjisi Grafiği 70
Şekil 4.7. Lazer Enerjisi (500µs 'deki atış süresinde %2,5 eğim verimliliği ile) – Pompalama Enerjisi Grafiği 71
Şekil 4.8. Böbrek taşı kırma işlemi için hazırlanmış deneysel düzenek 72
Şekil 4.9. Lazer odaklama optik sistemi 73
Şekil 4.10. Böbrek taşı üzerine deneysel bulgular 73

TABLOLAR DİZİNİ

Tablo 1.1. Genelde görülen idrar taşı çeşitleri ve ana bileşenleri 18
Tablo 1.2. Seçilen taşlar için kritik bozunma sıcaklıkları 24
Tablo 2.1. Flaş lamba kritik özellikleri 29
Tablo 2.2. Patlama devresi bileşenlerinin özellikleri 37
Tablo 2.3. Deşarj devresi bileşenlerinin özellikleri 37
Tablo 2.4. IGBT sürücü devresi bileşenlerinin özellikleri 37
Tablo 3.1. CHT:YAG kristalinin özellikleri 49
Tablo 4.1. Lazerin 4Hz'de giriş-çıkış kiritik parameter değerleri 64
Tablo 4.2. Lazerin 700 μs atım süresinde giriş-çıkış kiritik parameter değerleri 65
Tablo 4.3. Lazerin 5Hz'de giriş-çıkış kiritik parameter değerleri 67
Tablo 4.4. Lazerin 10 Hz'de giriş-çıkış kiritik parameter değerleri 68
Tablo 4.5. Lazerin 400 μs atım süresinde giriş-çıkış kiritik parameter değerleri 69
Tablo 4.6. Lazerin 500 μs atım süresinde giriş-çıkış kiritik parameter değerleri 70

SİMGELER DİZİNİ VE KISALTMALAR DİZİNİ

A,B : Einstein katsayısı
E_2 : Üst enerji seviyesi, (J)
E_1 : Alt enerji seviyesi, (J)
$E_{transfer}$: Deşarj enerjisi, (J)
E_{pulse} : Pulse basında deşarj enerjisi, (J)
E_x : Çalışma enerjisi, (J)
F : Lazer akısı, (J/cm^2)
h : Plank sabiti, (m^2 kg/s)
Hz : Hertz
I : Akım, (A)
k : Bolztman sabiti (m^2 kg s^{-2} K^{-1})
K_o : Flaş lambanın empedans
k_{th} : Eşik kazanç katsayısı
$k - \Upsilon$: Etkili kazanç katsayısı
l : Flaş lambanın uzunluğu, (m)
ms : Milisaniye
mJ : Milijoule
mW : Miliwatt
N_1,N_2 : Nüfus yoğunluğu
nm : Nanometre
ns : Nanosaniye
P : Basınç
P_{av} : Ortalama güç, (W)
R : Yansıma
T_p : Atım süresi, (s)
T : Flaş süresi, (s)
T : Malzemenin mutlak sıcaklığıdır, (K)
V : Voltaj, (V)
ν : Lazer frekans, (Hz)
ρ(v) : frekansın ışın yoğunluğu
τ : Gevşeme süresi, (s)
Υ : Ortamın kayıp

Kısaltmalar

COD : Calcium Oxalate Dihydrate (Kalsiyum Oksalat Dihidrat)
COM : Calcium Oxalate Monohydrate (Kalsiyum Oksalat Monohidrat)
CHT : Chromium Holmium Thulium
CW : Continuous Wave (Sürekli Dalgaboyuna Sahip)
HAP : Hydroxyapatite (Hidroksiapatit)

HV	: High Voltage (Yüksek Gerilim)
IGBT	: Insulated Gate Bipolar Transistor (İzole Kapılı İki Kutuplu Transister)
MAPH	: Magnesium Ammonium Phosphate Hexahydrate (Magnezyum Amonyum Fosfat Heksahidrat)
PCB	: Printed Circuit Board (Baskılı Devre Kartı)
PFN	: Pulse Forming Network (Şekillendirme Devreleri)
SMPS	: Switch Mode Power Supply (Anahtarlamalı Güç Kaynağı Tekniği)
YAG	: Yttrium Aluminum Garnet

HO:YAG LAZER TASARIMI VE BÖBREK TAŞI KIRMA UYGULAMASI

ÖZET

Holmium lazer tıp alanında böbrek ve mesane taşlarının parçalanması gibi uygulamaları bulunmaktadır. Holmium lazerin dalgaboyu önemli bir soğurma katsayısı ve su içinde düşük penetrasyon derinliği olan 2,1 μm, bu nedenle bir çok medikal uygulama için bu lazerin kullanımı kaçınılmazdır. Tüm bu benzer uygulamalar düşük tekrarlama oranlarında yüksek enerji lazer atışlarını gerektirmektedir. Bu çalışmada, 20W Ho: YAG lazer sistemi tasarlanmış ve gerçekleştirilmiştir.

Ho: YAG lazer sistemi güç kaynağı, lazer tasarımı ve soğutma sisteminden oluşur. Güç sürücüsü 1-20Hz arasında lazer sistemini sürme kapasitesine sahip, 0,2-3ms arasındaki değişken darbe süresi şekilde tasarlanmış ve uygulanmıştır. Kaynamaya (simmer) devre ile entegre paralel tetikleme tekniği flaş lambasının iyi çalışması için uygulanmıştır. Flaş lamba sürücü 625 ve 880V DC gerilim seviyeleri için özelleştirilmiş. Ho: YAG lazer rezonatör tasarlanmış ve uygulanmıştır. Bu lazer 20 Hz kadar farklı tekrarlama oranları ile çalıştırıldı. Optimum çalışma böbrek taşı için yeterli olan darbe başına 2 J lazer enerjisi ile 5 ve 10 Hz'de elde edildi. 20W lazer gücü 10 Hz tekrarlama oranında ölçülmüştür. Lazer darbe süresi tamamen flaş lambası akım darbesine bağımlıdır. Böylece değişken lazer darbe süresinde değişken flaş lambası mevcut darbe süreleri gözlendi.

Bununla birlikte kazanç ortamının soğutması, aynı zamanda, lazerin verimliliğinde önemli bir kuraldır. Bu lazer istenildiği taktirde su-hava soğutma ünitesi ile yerine getirilebilen oda sıcaklığında çalışabilir olmasına rağmen, bu sistemi istenilen koşullarda su-su soğutma ünitesinde çalıştırmak için kapasite lazer boşluğundan saniyede 2kW ısıtıcı kaldırmak için dizayn edildi. Bu lazerin gelişmiş başlıca amacı litotripsi (böbrek taşları parçalanma) için kullanılmasıdır. Lazer ışını dağıtım sistemi ile birlikte deney düzeneği suda böbrek taşlarını kırmak için dizayn edilmiştir. Taş parçalanması, termal ağırlıklı foto ve şok dalgası yerine bir termal sondaj işlemi içerir. Son olarak, Holmium lazerin tüm aşamaları tasarlanmış ve başarıyla uygulanmıştır. 10 Hz tekrarlama oranı 20W Lazer gücünde elde etti. Hasta dışında (in vitro), böbrek taşı parçalanma deneyi tasarlanmıştır ve böbrek taşında parçalanma gözlenmiştir.

Anahtar Kelimeler: Böbrek Taşı, Ho:YAG, Litotripsi, Paralel Tetikleme Tekniği, Rezonatör.

HO:YAG LASER DESIGN AND IT'S APPLICATION FOR KIDNEY STONE FRAGMENTATION

ABSTRACT

Holmium laser has a number of applications in medical field such as fragmentation of Kidney and Gladder stones. Wavelength of Holmium laser is 2,1μm which has significant absorption coefficient and low penetration depth in water that is why the use of this laser is inevitable for a lot medical applications. All those similar applications demand high energy laser pulses at low repetition rates. In this study, 20W Ho:YAG laser system was designed and implemented.

The Ho:YAG laser system mainly comprised of Power supply, Laser design and cooling system. User friendly power driver was designed and implemented which was capable to driver laser system between 1-20Hz and variable pulse duration between 0,2-3ms. Parallel triggering technique integrated with simmer circuit was applied for best operation of flash lamp. Flash lamp driver was customized for 625 and 880V DC voltage levels. Ho:YAG laser resonator was designed and implemented. This laser was operated at different repetition rates up to 20Hz. Optimum operation was achieved at 5 and 10Hz with laser energy of 2J per pulse which is sufficient to break the Kidney stones. Laser power of 20W was measured at 10Hz repetition rate. Laser pulse duration is completely dependent upon flash lamp current pulse, so variable laser pulse duration was observed at variable flash lamp current pulse durations.

Nevertheless cooling of gain media also plays a major role in the efficiency of the laser. Although this laser may work at room temperature that demand can be fulfilled by water-air cooling unit. However, to run the laser system at desired conditions water-water cooling unit was designed which has capacity to remove 2kW heat per second from laser cavity. The major purpose of the developed of this laser was to use for lithotripsy (Kidney stones fragmentation). Experimental setup along with laser beam delivery system was designed to break kidney stones in water. Stone fragmentation is mainly photo thermal and involves a thermal drilling process rather than shock wave. Free running laser resonator in the presence of Pockel cell inside laser cavity was also implemented successfully.

Finally, all the phases of the Holmium laser was designed and implemented successfully. Laser power of 20W at 10Hz repetition rate achieved. Offline, kidney stone fragmentation experiment was designed and fragmentation was observed.

Keywords: Kidney Stone, Ho:YAG, Lithotripsy, Parallel Triggering Technique, Resonator.

GİRİŞ

Ho:YAG lazer sistemi 2,1 μm olan dalgaboyu sayesinde suda önemli soğurma katsayısı ve düşük penetrasyon derinliği olacak şekilde tasarlanıp kurulmuştur. Bu nedenle, bu lazer sisteminin medikal uygulamalarda kullanılması kaçınılmazdır. Bu çalışmanın temel amacı böbrek taşlarının parçalanması ve analizi için katı hal lazeri geliştirmektir.

Birinci bölümde, geliştirme ile ilgili temel bilgiler ve Ho:YAG lazerin kullanımı verilmiştir. Lazerin çok temel tanımı olan fotonların absorpsiyonu, kendiliğinden ve uyarılmış emisyonundan başlayarak, Einstein'ın katsayısı ve nüfus tersinimi, lazer sistemlerinin işleyişinin ve etkinliğinin yüksek etkiye sahip olarak daha ayrıntılı bir şekilde ele alındı. Nüfus tersinimi lazer sistemleri için güç gereksinimine dayanarak üç, dört ve yarı dört seviyeli sistemler olarak farklı kategorilerde ele alındı. Bölümün yarısında, aktif bir ortam için bir ışık kaynağı olan flaş lambası için açık şekilde tartışıldı. Güç kaynağı tasarımı için flaş lambasının matematiksel modeli kısaca verildi. Güç sürücüsünün tasarımı yalnız bu faktörlere dayalıdır. Çünkü tüm teknik faktörler irdelenmiştir. Bu bölümün son aşamasında, Ho:YAG lazerin kullanımı, böbrek taşı ve parçalanmasının tıpta kullanıldığı vurgulandı. Bu lazer kullanımı, insan vücudunun yumuşak doku ile ilgili olarak lazer doku kavramı daha ayrıntılı olarak açıklanmıştır. Lazer darbe süresi ve çalışma bölgesindeki etkileri farklı senaryolar altında verildi. Sonunda, böbrek taşlarının in vivo analizi için bir araç olduğu gibi bu lazerin yenilenme uygulaması vurgulandı.

İkinci bölümde, gerekli flaş lamba güç kaynağı tasarımı ve uygulanması özellikleri verildi. Flaş lamba sürücü simülasyon sonuçları gösterildi. Simülasyonun başarıyla tamamlanmasından sonra, donanım uygulama detayı ana mesele haline geldi. Flaş lamba sürücü Deşarj, Kaynama, Tetik ve Kontrol paneli devreleri olmak üzere dört ana devreden oluşur. Tetikleme devresinin amacı ve özellikleri de, farklı türleri de ele alınarak paylaşıldı. Kaynama devresi aynı zamanda çok yüksek değer güç kaynağına sahip olduğundan bu devrelerin talepleri tartışıldı.

Bu bölümün ikinci yarısında, tartışma deşarj devresi ve güç kaynağının daha dinamik kısmı için açıldı. Deşarj tasarım flaş lambasının matematiksel modelleme üzerine tamamen bağımlı olduğu gibi deşarj devresi güç sürücünün en önemli parçasıdır. Elektrik sinyalleri osiloskop ile ölçüldü.

Üçüncü bölümde, tasarım ve uygulama ile ilgili bilgi verildi. Lazer ışını elde etme olaylarının üzerindeki teknik tartışmanın ardından aktif ortamın özelliklerine başlandı. Rezonatörün farklı türü hakkında bilgi verildi ve kararlılık kriterleri bulundu. Tam bu bölümün ortasında, lazer modlarının türleri gösterildi. Optik bileşenlerin hizalama işlemi çok kritiktir ve teknik lazer bileşenlerin birleştirilmesinden sonra da tartışılmıştır. Foto dedektörleri ile karakterize edilen lazer çıkışı gösterildi ve bir sürü bilgi vermek için yorumlandı. Bu bölümün sonunda, soğutma sistemi lazer boşluğundan ısıyı uzaklaştırmak için yapılan çalışmalardan bahsedilmiştir.

Dördüncü bölümde, genel lazer sisteminin sonuçları gösterilmiş ve yorumlanmıştır. Ho:YAG lazer çıkış değerleri ölçüldü, şekil ve tablolarda gösterildi. Tekrarlama oranı ve flaş lambası akımının darbe süresi değiştirildi ve enerji değişim etkisi analiz edildi. Bu bölümün ikinci yarısında ise, böbrek taşları parçalanma deney düzeneği verildi. Son kısımda, genel lazer sisteminin sonuçları değerlendirildi.

1. GENEL BAKIŞ

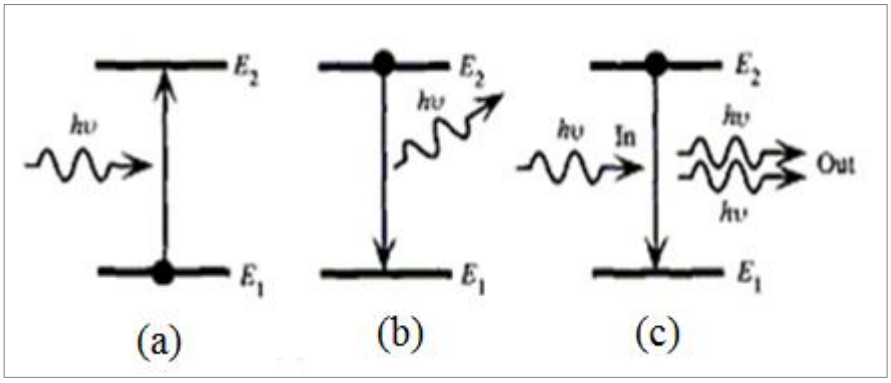
Laser, elektromanyetik ışımanın uyarılmış emisyonuna bağlı olarak optik yükseltme süreci boyunca ışık yayan bir cihazdır. Laser, Light Amplification by Stimulated Emission of Radiation kelimelerinin ilk harflerinden türetilmiş bir akronimdir [1]. İlk laser 1960 yılında Hughes Araştırma Laboratuvar'ında Theodore H. Maiman tarafından yapılmıştır. Optik frekans dönüşümü üzerindeki ilk deneyim olan ikinci harmonik üretimi bir yıl sonra gerçekleştirildi [2]. 1962 yılında 'Q-switching' bağımsız bir şekilde keşfedildi ve bir yakut laserinde 'Kerr cell' doğru akımı kullanılarak gerçekleştirildi [3]. Günümüzde hala çok yönlü ve yaygın olarak kullanılan katı-hal laser olan ilk Nd:YAG laser çalışmaları 1964 yılında Bell Laboratuar'ında gerçekleştirildi. 1980'li yılların ortalarına gelindiğinde, taş hastalığının tedavisindeki klinik prosedürleri uygulamak için laserin kullanımına başlandı ve laser litotripsi dönemi başladı [4].

1.1. Lazerin Temel Teorisi

Laserin temel teorisi, ışığın yükseltilmesine bağlı olan uyarılmış emisyon sürecidir. Uyarılmış emisyon, aynı frekanstaki, fazdaki ve yayılma yönündeki fotonlardaki kuantum mekanik bir olgudur [5]. Yayılan fotonların bu özellikleri lazer ışığının tutarlı özelliğini niteleyen yönleridir. Bu bölümde lazer cihazının çalışmasının altında yatan temel prensipler verilecektir.

1.1.1. Soğurma, kendiliğinden ve uyarılmış emisyon

Laserin çalışma prensibi ışık ile madde arasındaki etkileşime bağlı olarak atom ve moleküllerdeki enerji geçiş süreçlerinin keşfedilmesi ile kolayca anlaşılabilir. Soğurma, Kendiliğinden ve Uyarılmış Emisyon bu olgulardan çıkan lazer fiziği ile ilgili üç temel ışıma sürecidir.



Şekil 1.1. (a) Fotonun soğurulması, (b) Fotonun kendiliğinden emisyonu ve (c) Laser fotonunun uyarılmış emisyonu

Kuantum mekaniğine göre, atomik sistemler sadece düşük enerji düzeylerinin yüksek enerji düzeylerinden daha kararlı olduğu kesikli enerji durumlarında açıklanabilir. Bu nedenle, bir elektron ne zaman uyarılmış halde ise o elekton sonunda daha düşük bir seviyesine düşmelidir. Başka bir elektromanyetik ışımadan (örneğin fotonlar) yayılan enerji ışımasız bozunum yoluyla veya Denklem (1.1)'de verilen Bohr'un frekans ilişkisindeki soğurulmuş fotonun v frekansındaki emisyon sonuçlarındaki ışımalı bozunum ile de gerçekleşebilir [5];

$$E_2 - E_1 = h\nu \tag{1.1}$$

Burada, E_2 ve E_1'in farklı olduğu yerde basitleştirilmiş iki seviye modeli kabul edilir ve h Plank sabiti olarak alınır. Bu süreç kendiliğinden uyarılmış emisyon olarak da adlandırılır ve bu süreçten ortaya çıkan foton rastgele faza ve yöne sahiptir. Bir atomik sistem, sistemin enerji boşluğu ile eşlenen ν_{21} frekansının elektromanyatik radyasyonu ile etkileştiğinde, atomların veya moleküllerin düşük enerji seviyeleri daha yüksek enerji seviyelerindeki soğurma adı verilen sürece yükseltilirken orada sınırlı bir olasılık vardır. Ancak bir laser, bir foton tarafından uyarılmış daha yüksek enerji seviyesindeki E_2 başlangıçtaki atomun durumundaki uyarılmış emisyon kavramına dayanmaktadır, buna neden olan düşük enerji seviyesinin E_1 bozunmasıdır.. Bu sürecin sonucu olarak bir foton, yüklenen fotonun aynı kesin frekansının, yönünün ve fazının soğurulmasıdır [5].

1.1.2. Einstiın katsayısı

20.yüzyılın başlarında, Planck termal dengedeki T sıcaklığı ile ilgili olarak bir karacismin termal ışımasının spektral dağılımını tanımlamıştır. Bu ilişki Denklem (1.2)'de verilen Planck yasasının ifadesi olarak bilinir [6];

$$\rho(\nu) = \frac{8\pi\nu^3}{c^3} \frac{d\nu}{e^{\frac{h\nu}{kT}} - 1} \tag{1.2}$$

Burada ρ(ν) frekansın ışın yoğunluğu($J \cdot s/cm^3$) , k Bolztman sabiti ve c ise ışığın hızıdır. Temel denge halindeki böyle bir sistemde, herhangi iki enerji seviyesinin nüfusu (elektron yoğunluğu), pozitif sıcaklıklarda, Boltzman oranı ile Denklem (1.3)'deki gibi tanımlanır [6];

$$\frac{N_j}{N_i} = \frac{g_j}{g_i} \exp\left(-\frac{(E_j - E_i)}{kT}\right) \tag{1.3}$$

Burada k Boltzman sabiti ve T ise malzemenin mutlak sıcaklığıdır. T arttıkça, yüksek enerji durumlarındaki N_j atom sayıları artar, ancak, termal denge korunduğu sürece düşük seviyedeki N_i değeri asla aşılamaz. Einstein, Planck yasasının çıkarılmasında Bohr teorisinin elementleri ile birlikte Boltzman istatistiklerini kullandı, bir önceki bölümde bahsedilen soğurulma, kendiliğinden emisyon ve uyarılmış emisyon kavramının türetilmesini sağladı. Bunun sonucu olarak, meşhur Einstein'ın A ve B katsayılarını türetti. Bir iki seviyeli sistemin ideal modelini ve onun termal dengedeki elektromanyetik radyasyonu ile etkileşimini göz önüne alalım. Bu sistem $N_{tot} = N_1 + N_2$ seviyelerindeki atomların toplam sayılarında sırasıyla N_1 ve N_2 nüfusa sahip iki dejenere olmayan enerji seviyelerini (E_1 ve E_2) sahiplenmeyi kabul edebilir. Böyle bir sistemin üç tip etkileşimi elektromanyetik radyasyon ile aşağıdaki gibi açıklanabilir:
Soğurma: Bir enerji açığı olan $h\nu_{21}$ bir atomun sistemi ile ν_{21} frekansının elektromanyetik radyasyonunun etkileşimi düşük enerji seviyesinin nüfusu E_1, N_1 seviyesinin ilk nüfusunda bir oran orantıyı bozmaya neden olacaktır ve ışıma enerjisinin hızı Denklem (1.4)'deki ifadeye göredir [6];

$$\frac{dN_1}{dt} = -B_{12}.\rho(\nu).N_1 \tag{1.4}$$

Burada B_{12} boyutları $cm^3/(s \cdot^2 J)$ ile sabittir ve aynı zamanda Einstein'ın B katsayısı olarak bilinir. Bu durumda seviye 1'in nüfus azalması oranı sadece özel geçişe bağlı değil, aynı zamanda gelen dalganın şiddetine de bağlıdır.

Kendiliğinden Emisyon: Üst seviyeye soğurulma ile yükseltilmiş bir atom sonunda daha düşük seviye olan E_1 enerji seviyesine geri düşecektir (daha yüksek seviyedeki nüfus N_2 'deki bir oran orantıda) [6];

$$\frac{dN_2}{dt} = -A_{21}N_2 \tag{1.5}$$

Burada A_{21} boyutları s^{-1}olan geçiş oranıdır ve bu Einstein'ın A katsayısı olarak da adlandırılır. A_{21}'in tersi $\tau_2 = A_{21}^{-1}$ seviye 2'nin kendiliğinden ışıma ömrü içindir.

Uyarılmış Emisyon: Frekans ν ile elektromanyetik enerjinin etkileşiminden kaynaklanan emisyon ve atomik sistem seviye 2'nin ve yayılan ışımanın enerji hızı, ilk nüfusu bir oran orantı ile üst seviyenin başlangıç nüfusunun azalmasına neden olacaktır. Bu Denklem (1.6)'daki gibi ifade edilebilir [6];

$$\frac{dN2}{dt} = -B_{21}.\rho(\nu).N_2 \tag{1.6}$$

Soğurulma, kendiliğinden emisyon ve uyarılmış emisyon için üç denklem elde edildiği zaman aşağıdaki Denklem (1.7)'deki gibi verilen iki seviyeli sistem için elde edilen hız eşitliği ile birleştirilir [6];

$$\frac{dN_1}{dt} = -\frac{dN_2}{dt} = -B_{12}.\rho(\nu).N_1 + A_{21}N_2 + B_{21}.\rho(\nu).N_2 \tag{1.7}$$

Termal dengede, E_1 den E_2 ye birim zamanda geçişlerin sayısı E_2 den E_1 e olan geçişlerin sayısına eşit olmalıdır. Kesinlikle, termal dengede [6];

$$\frac{dN_1}{dt} = -\frac{dN_2}{dt} = 0 \tag{1.8}$$

böylece Denklem (1.7) $\rho(\nu)$ için Denklem (1.8)'deki gibi çözülür;

$$\rho(\nu) = \frac{A_{21}N_2}{B_{12}N_1 - B_{21}N_2} \tag{1.9}$$

Denklem (1.3)' teki Boltzman oranı kullanarak Denklem (1.10)'a elde ederiz;

$$\rho(\nu) = \frac{A_{21}/B_{21}}{(\frac{g_1}{g_2})(\frac{B_{12}}{B_{21}})e^{(h\nu/kT)} - 1} \tag{1.10}$$

Bu ifadeyi kara cismin ışıma yasası Denklem (1.2) ile karşılaştırırsak, Denklem (1.11)'deki ifadeyi buluruz,

$$\frac{A_{21}}{B_{12}} = \frac{8\pi h\nu^3}{c^3} \tag{1.11}$$

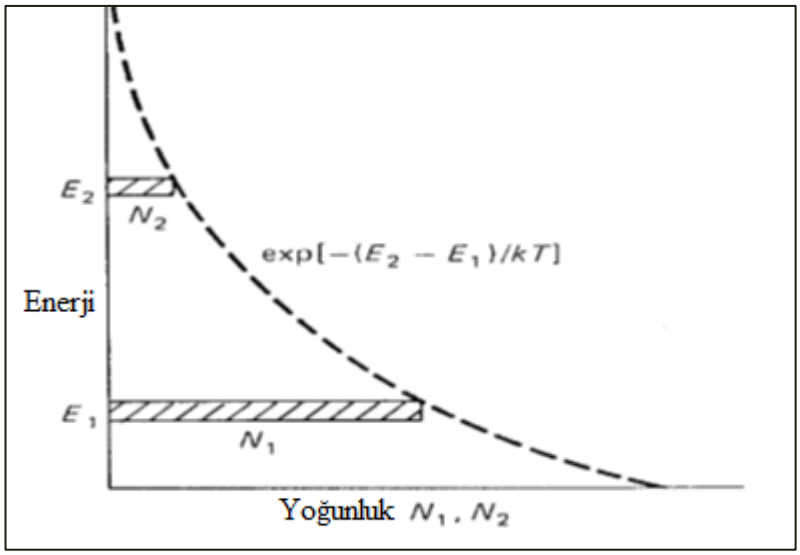
Ve

$$B_{12} = \frac{g_2}{g_1} B_{21} \tag{1.12}$$

A'nın ve B'nin arasındaki ilişki Einstein'ın bağıntısı olarak bilinir. Dejenerasyonsuz basit bir sistem için $g_1 = g_2$, $B_{21} = B_{12}$ olduğunu görürüz. Böylece, Einstein katsayıları yayılmış emisyon ve soğurma için eşittir. Eğer iki seviye eşit olmayan dejenerasyona sahip ise, uyarılmış soğurma için olasılık artık uyarılmış emisyon için de aynıdır.

1.1.3. Nüfus tersinimi

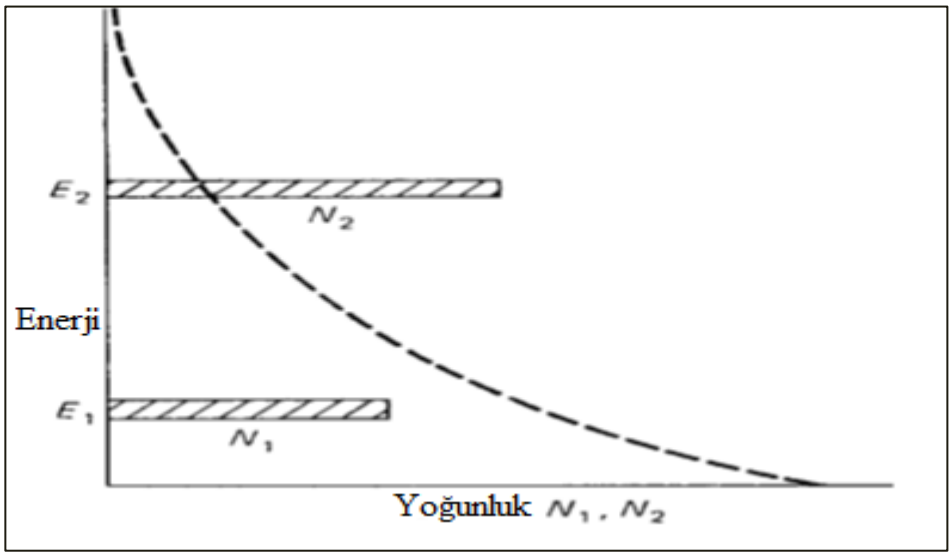
Termal dengede atomların toplamındaki Boltzman dağılımına göre, yüksek seviyedeki (E_2) atomlar düşük seviyedeki (E_1) atomlardan her zaman daha azdır. Bu nedenle, nüfustaki farklılık $N_1 - N_2$ her zaman pozitiftir. Denklemdeki iki enerjinin seviyelerinin bağıl yoğunluğu Şekil (1.2)' de gösterilmiştir;



Şekil 1.2. İki enerji seviyeli sistemdeki bağıl yoğunluk termal denge için Boltzman bağlantısı ile verilir [6]

Yükseltgenme için temel koşul, yüksek enerji seviyesindeki atomların düşük enerji seviyesinden fazla olmasıdır. Örneğin, yükseltme için, eğer $N_2 > N_1$ ve $E_2 > E_1$ ise Şekil (1.3)' te ki gibi örneklendirilmiştir.

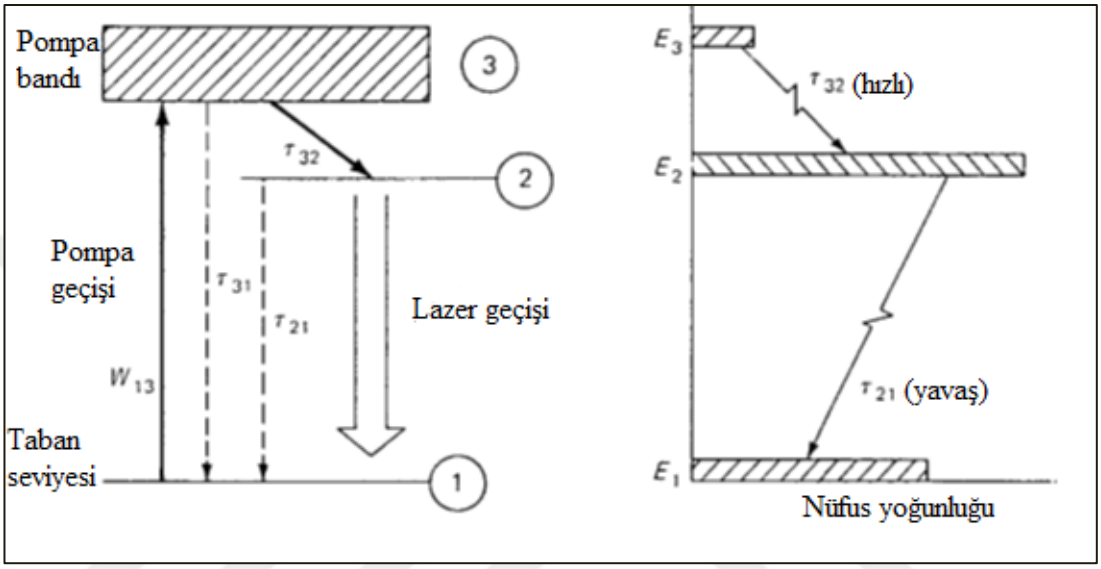
Bu geçişle ilgili nüfus farkının ortaya çıkardığı eksi işareti nüfus tersinimi olarak adlandırılır. Nüfus tersinimi açıkça termal dengede asla gözlenemeyen olağandışı bir durumdur. Bu noktada her iki durumun nüfusu tersinim eşiğine eşittir.



Şekil 1.3. Optik yükseltgenme için ters nüfus tersinmesinin gerekliliği [6]

1.1.3.1. Üç seviyeli lazer sistemi

Yakut gibi üç seviyeli optik pompalı lazerin çalışması gerçekleştirildi. Üç seviyeli lazerlerde elektronik geçişin temel durumu düşük lazer seviyesidir. Termal dengedeki iyonların çoğunluğu aynı seviyededir. Böylece, temel durumdaki iyonların en az yarısı lazer işlemi mümkün olmadan önce daha yüksek lazer seviyelerine aktarılmalıdır.



Şekil 1.4. Üç seviyeli lazerin enerji seviye diyagramı [6]

Eğer pompalama yoğunluğu lazer eşiğinin altında olursa, 2.seviyedeki atomlar ağırlıklı olarak kendiliğinden yayılma ile temel duruma dönerler. Pompalama yoğunluğu lazer eşiğinin üstünde olduğunda, kendiliğinden ışıma gibi floresan seviyesindeki bozunum uyarılmayı oluşturur; böylece uyarılmış ışıma lazer çıkış ışınını üretir.

Genel olarak, en üst seviyeden diğer kendiliğinden geçişler ile karşılaştırıldığında lazer hızının başlangıcının hızlı olduğu seviyeye ışımasız geçiş oranı gereklidir. Bu nedenle, E_2 durumunun ömrü 3'ten 2'ye geçişin gevşeme süresi ile karşılaştırıldığında büyük olması gerekir, buradan;

$$\tau_{21} >> \tau_{32} \tag{1.13}$$

Seviye E_3'teki N_3 iyonlarının sayısı diğer iki durumun iyonlarının sayısı ile karşılaştırıldığında önemsizdir. Örneğin, $N_3 << N_1, N_2$. Bu nedenle,

$$N_1 + N_2 \gg N_{total} \tag{1.14}$$

kabul edilir. Üç seviyeli sistemin önemli bir özelliği de iyonların 3. seviyeye doğru geçtikleri gibi bir anlık duraklama ile birinci seviyeden yarı kararlı ikinci seviyenin içine pompalanmasıdır. Bu koşullarda, biz sadece iki seviye varmış gibi hesaplayabiliriz. Eşit bir nüfus yoğunluğu olması için E_2 ve E_1seviyelerinin arası elde edilir, tüm iyonların bir yarısı E_2 seviyesine uyarılmalıdır;

$$N_1 = N_2 = \frac{N_{total}}{2} \tag{1.15}$$

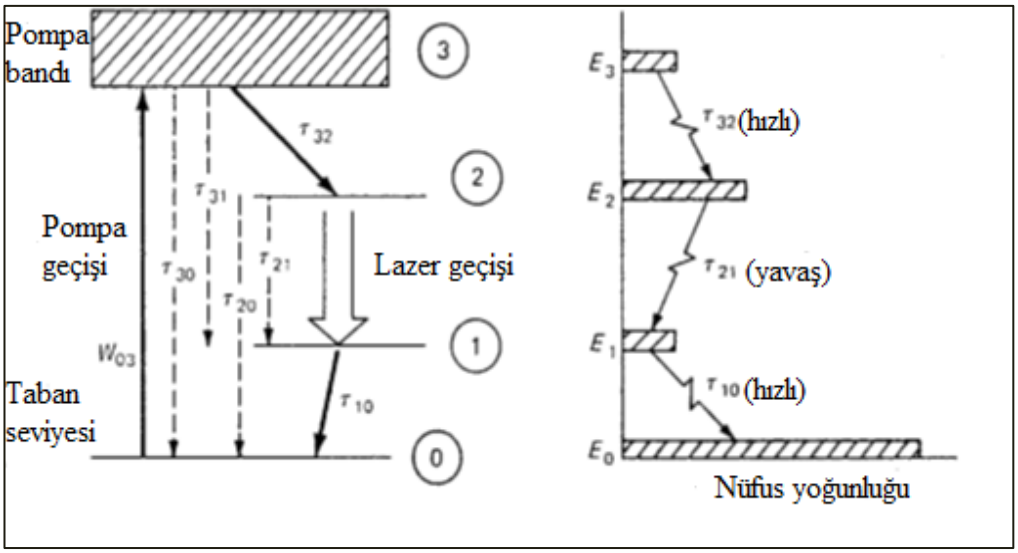
Belirli bir yükseltgenmeyi sağlamak amacıyla, ikinci seviyenin nüfusu birinci seviyenin nüfusundan büyük olmalıdır.

1.1.3.2. Dört seviyeli lazer sistemi

Kristalin ana malzemesinin veya camın içindeki nadir toprak iyonlarının karekteri olan dört seviyeli lazer sistemi Şekil (1.5)' te görülmektedir. Dört seviyeli bir sistemde, terminal lazer boş olacaktır. Dört seviyeli bir lazerin bir malzeme olarak nitelendirilmesi floresan ömrüne göre karşılaştırıldığında fazla olan temel seviye ve terminal lazer seviyesi arasındaki gevşeme süresine sahip olmalıdır. Ek olarak, terminal lazer seviyesi temel seviyenin çok üzerinde olmalıdır. Böylece termal lazerin nüfusu küçük olur. Terminal lazer seviye 1'in nüfus yoğunluğu Denklem (1.16)'daki bağıntı ile belirlenir;

$$\frac{N_1}{N_0} = \exp\left(\frac{-\Delta E}{kT}\right) \tag{1.16}$$

E'nin temel durum ve seviye 1 arasında enerji ayrımı olduğu yerde, T lazer materyalinin çalışma sıcaklığıdır. Eğer $\Delta E \gg kT$ ve $N_1/N_0 \ll 1$ ise ara seviye her zaman bağıl olarak boş olacaktır. Bazı lazer malzemelerinde temel seviye ve düşük seviyeler arasındaki enerji boşluğu bağıl olarak küçüktür ve bu nedenle, dört seviyeli lazerlerdeki gibi soğutulmalıdır.

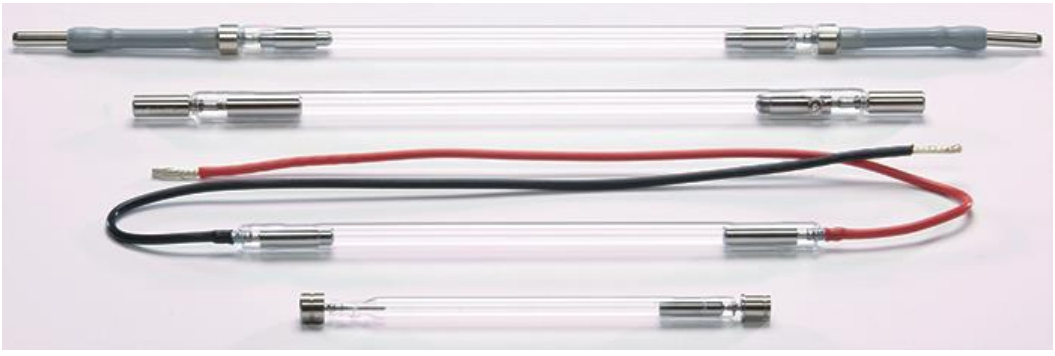


Şekil 1.5. Bir dört seviyeli lazerin enerji seviye diyagramı [6]

Dört seviyeli bir sistemde, 2 den 1 e geçişin bir tersinimi yok denecek kadar küçük bir pompa gücüyle bile meydana gelebilir ve yukarıda belirtilen üç seviyeli sistemde denge nüfusunu korumak için gerekli olan yüksek pompa hızı artık gerekli değildir. En uygun durumda, dört seviyeli sistemdeki 3'ten 2'ye ve 1'den 0'a geçişlerin gevşeme süresi τ_{21} lazer geçişinin kendiliğinden soğurulma ile karşılaştırıldığında kısadır.

1.2. Flaş Lambasının Temel Teorisi

Flaş lambaları ve ark lambaları şu anda optik lazer pompalama, stüdyo fotoğrafçılığı ve ultra hızlı olguların stroboskopik analizi gibi değişik uygulamalarda kullanılır.



Şekil 1.6. Katı hal lazerleri için flaş lambaları

Lazer pompalaması (katı-hal, boya…) çok büyük bir optik güç ile çok önemli bir ışık kaynağının karakterize edilmesini ve buna ilave olarak, aktif ortamın üst seviye

enerjilerinin doldurulmasını gerektirir. Katı-hal lazerler genellikle Yakut, Nd:Glass, Nd:YAG, Ho:YAG, Alexandrite, Ti:Safir ve pek çok farklı çeşit içermektedir.

1.2.1. Flaş lambasının LC deşarjı için matematiksel model

Değişik elektriksel parametrelerin tanımlanması birçok araştırmacı tarafından çalışılmış ve en çok bilinen çalışma 1966 yılında Markiewicz ve Emmett tarafından gerçekleştirilmiştir [7]. Atım süresi boyunca, lamba doğrusal direnç olarak kabul edilmez. Goncz gözleme dayalı bir ifade olan lambaya(yüksek akım rejimleri) geçen akımın bir işlemi gibi voltaj çıkışını Denklem (1.25)'de ifade edilen basit bir formül haline getirmiştir [8];

$$V(t) = \pm K_0(t).\left|I(t)\right|^{1/2} \tag{1.25}$$

Burada,V(t) t zamanındaki voltaj gerilimi, I(t) t zamanındaki amper akımı, t zamanındaki lambanın $\Omega A^{1/2}$ içindeki empedans parametresi. Empedans parametresi K_0 Denklem (1.26)'daki formül kullanılarak ifade edilir;

$$K_0 = 1,28(l/d).(P/P_G)^{0,2} \tag{1.26}$$

Burada, l: yay uzunluğu, d: delik çapı, P: Torrs'lardaki gaz dolum basıncı, Ksenon için P_G= 450 ve Kripton için P_G = 805 dir. E_0 =(C kapasitansındaki depolanmış enerji, V_0 : voltaj) kapasitans C ve indüktans L Denklem (1.27)'deki gibi ifade edilir;

$$C = \left(\frac{2E_0\alpha^4T^2}{K_0^4}\right)^{1/3} \quad \text{Burada,} \quad \alpha = \frac{K_0}{\sqrt{V_0.Z_0}} \tag{1.27}$$

$$Z_0 = \sqrt{\frac{L}{C}} \text{ Ve } \quad T = \sqrt{LC} \tag{1.28}$$

$$L = \frac{C^2K_0^4}{2E_0\alpha^4} \qquad \text{veya} \qquad L = \frac{T^2}{C} \tag{1.29}$$

Akım yükselme zamanı akım zayıflama zamanına (daha iyi verim ve optimum tepe yoğunlukları) biraz eşit olduğu zaman "kritik sönüm koşulları" elde edilir. Bu duruma

sönüm parametresi α = 0,8 olduğu zaman ulaşılır. Tepe akımının 1/3 teki darbe süresi Denklem (1.30)'daki ifade ile verilir;

$$T_{1/3} = 3\sqrt{LC} \tag{1.30}$$

Lambanın içindeki enerjinin %95 inden fazlası harcanmıştır. Tepe akımının değeri α = 0,8 ile Denklem (1.31)'deki gibi;

$$i_p = 0,5\frac{V_0}{Z_0} \tag{1.31}$$

Bu değere Denklem (1.32)'de verilen zamanı takip eden zamandan sonra ulaşılır;

$$t_r = 1,25\sqrt{LC} \tag{1.32}$$

Eğer α < 0,8 (tipik olarak 0,2 ve 0,8 arasında) ise, lamba sönümün altındadır (geçerli salınımlar akımın halkalı negatif değerleri ile meydana gelir) : bu tip düzen polarize modellerdeki elektronların ters rolü nedeniyle önerilmemektedir, ve verim gücünün azalmasına neden olur.

Eğer α > 0,8 (tipik olarak 0,8 ve 3 arasında) olduğu zaman, lamba sönümün üstündedir. Bu flaşın sönmesi ile takip edilen yavaş bir azalma yoğunluğunun hızlı yükselişi ile tanımlanır: bu sistem, şu anda kötü verime sahip olan doğrusal direnç olmayan devreler üzerinde kullanılır. Aslında, optimum tepe yoğunluğuna ulaşılamamıştır. Yaklaşık 0,8 civarında değerlerin seçilmiş olması gerekir.

1.2.2. Yüksek enerjili atımlar

Endüstride kaynak veya delme için kullanılan yüksek güçlü lazerler için artan ihtiyaçlar yarı düz akım profillerinin kullanıldığı elektronik olarak oluşan darbeli sistemlerdeki yüksek enerjili lambaların ayrıntılarına bağlı olarak kullanılır.
Temel denklemler basitçe Denklem (1.33) ve (1.34) ile verilir;

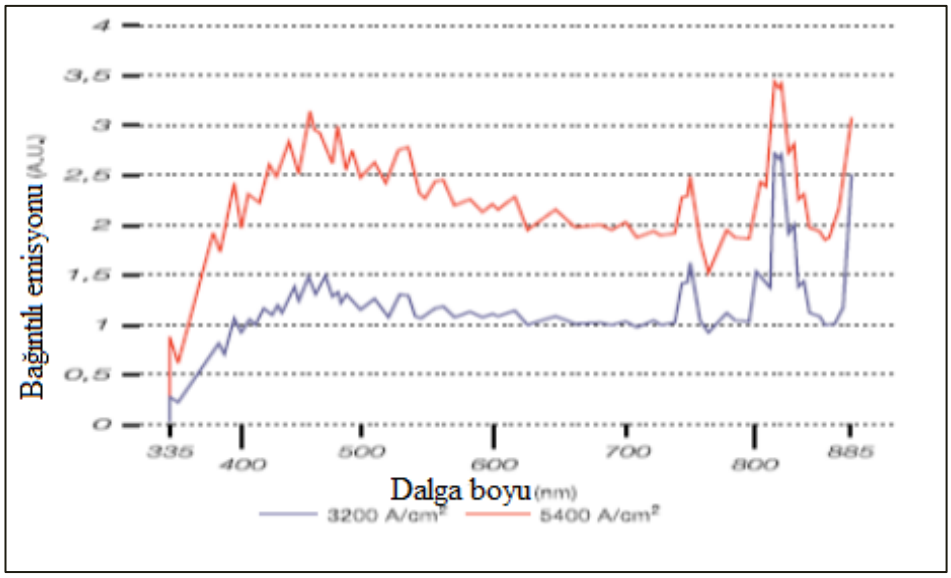
$$P_{av} = V.I.T_p.\nu \tag{1.33}$$

$$V = K_0.I^{1/2} \tag{1.34}$$

Burada, P_{av}: ortalama güç , V: volt gerilimi , I: amper cinsinden akım, Tp: atım süresi ve ν: Hertz cinsinden atım frekansıdır.

1.2.3. Flaş lambasının ışıma özellikleri

Işınım olayları baskındır. Plazmanın spektral profilini tanımlamak için çok kullanışlıdır. Atımlı flaş lambalarda 3200A.cm^{-2} ve 5000A.cm^{-2} arasında gaz spektral emisyonu eşit artmaz : süreklilik radyasyonu (400 ve 750nm arasında) IR alanının (750nm den) ışıma hattına göre daha hızlı artar. Bu eğilimin kanıtı olarak; uyarmanın bu türdeki çarpışma süreçleri baskındır ve ışıma artışının esas nedeni gaz emisyonunun artmasıdır.



Şekil 1.7. Darbeli Ksenon flaş lambasının emisyonu

1.2.4. Çalışma enerjisi ve flaş lambasının ömrü

Çalışma enerjisi, ilk darbe sırasında tüpün anlık çalışmasına neden olmak için gerekli olan enerjinin yeterli miktarıdır. Plazmanın radyal genişlemesinden dolayı silis (silika) tarafından soğurulan ısı akısına, lambanın boyutlarına, flaş süresine ve fiziksel silis parametrelerine bağlıdır. Çalışma enerjisi Denklem (1.35)'deki gibi yazılabilir [10];

$$E_x = C_x.l.d.\sqrt{T_{1/3}} \qquad (1.35)$$

Burada l: mm cinsinden flaş lambası uzunluğu, d: mm cinsinden delik çapı, $T_{1/3}$: µs cinsinden flaş süresi.

Bu bağlantı 300 ve 450 Torr arasındaki basınçlardaki Ksenon, 1mm kalınlıkta (doğal erimiş, N tipi) kuvars ve bir kritik sönümlü devre için geçerlidir.

Giriş enerjisini çalışma enerjisi ile karşılaştırmak çok ilgi çekicidir. Başka bir deyişle, giriş enerjisinin E_0, çalışma enerjisinin E_x bir kısmı olduğunu düşünüyoruz. Lamba E_x enerjisinin %20 sinin çok altında çalışınca iyi bir ömüre sahip olduğu söylenebilir. Çalışma enerjisinin bir kısmı %30'u aştığı zaman, termal etkiler önemli hale gelir ve zarf bozulmasının riskleri hızla artmaktadır, %80 nin üstünde, atışların sadece bazı kısımları başarılı olabilir.

Çalışma enerjisine bağlı olan atışların sayılarının tahmini için önemli bir ifade Denklem (1.36)'daki gibi yazılır;

$$N = \left(\frac{E_0}{E_x} \right)^{-8,5} \tag{1.36}$$

Optimum çalışma koşullarında, 10^6-10^7 atışlarının ömürleri geçerlidir: Çalışma enerjisinin kesirleri sırası ile 0,20 ve 0,15'e karşılık gelir. Darbe deşarjlarında, patlama akımı atışların tahmini sayısı üzerinde büyük bir etkiye sahiptir: Bu atışların lamba sayıları patlama olmadan aynı lamba ile karşılaştırıldığında kabaca %30'luk çalışma işleminin yükselmesi olabileceğini kabul eder.

1.3. Sağlıktaki Lazer Uygulamaları

Lazer teknolojisi henüz gelişmemişken, lazer tıbbi çalışmalar için bir araç olarak uygulama bulduğu gibi diğer birçok farklı alanlarda da kullanılmıştır. On yıl içinde lazer kullanımı göz tedavileri ve dermatolojik koşullar için standart hale gelmiştir [9]. Geçtiğimiz son 20 yıl boyunca lazer kullanımı tıp alanında oldukça geliştirilmiştir, bir çok durumda hastalıkların tedavisinde ve tanısında bir devrim olmuştur[10].

Lazerlerin rutin olarak daha başarılı olma amaçlarının bir çeşitliliği olarak kullanıldığı yerde bir çok tıbbi disiplin vardır. Ancak, hastalarda optimum sonuçlar elde etmek için tıptaki lazer uygulamalarında daha ileri araştırmalara ihtiyaç duyulmaktadır [11].

Tıbbi uygulamalardaki lazer tekniklerinin geliştirilmesinin anahtarı lazer-biyomalzeme etkileşim süreçlerinin doğasının daha iyi anlaşılmasıdır. Biyolojik

malzemeler ve dokularla lazer etkileşimlerinin kinetiği ve dinamiği halen tamamen anlaşılır değildir, temel ve uygulamalı araştırmaların ve daha etkili klinik uygulamaların daha fazla desteklenmesi için tüm dünyadaki lalaboratuarlar tarafından aktif olarak takip ediliyor (örneğin SPIE nin konferans bildirileri). Lazer-doku etkileşiminin bilinmesi uygulama için optimum lazer parametlerinin belirlenmesinde klinik operatörlerine rehber olacaktır. Böylece, daha verimli ve daha güvenli sonuçlar elde edilebilir [12].

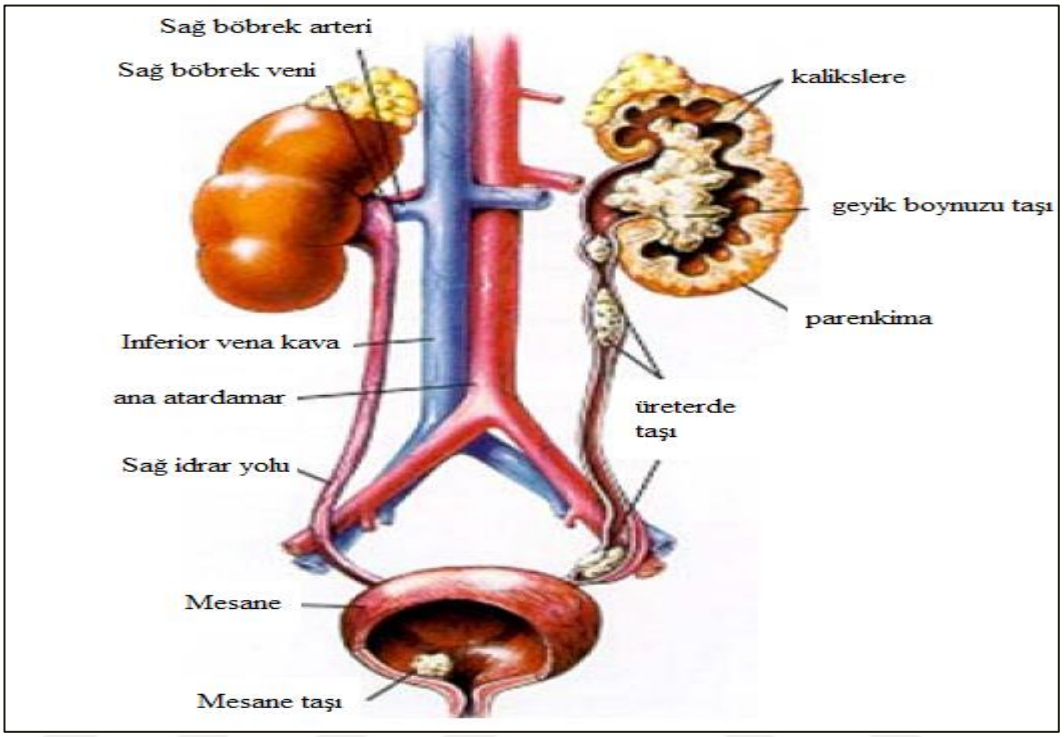
Lazerlerin tıptaki uygulamaları tanı ve tedavi edici olarak iki ana disipline ayrılır. Uygulamaların büyük çoğunluğu tedavi edici alanda kontrol için etkin ve verimli bir araç olarak ve kesin ablasyon (aşındırma) gibi örneğin, dokuların cerrahi çıkarılmasında lazerin kullanılmasıdır. Son yıllarda, tanı aracı olarak lazerin kullanımında da büyük ilgi vardır ve tüm tıbbi uzmanlık genelinde bazı heyecan verici gelişmelere yol açmıştır [13]. Bir lazer probu kullanarak klinik tanı bilgileri kazanılmakta bunun sonucuda daha iyi tedaviye yol açabilir ve ayrıca tedavi tekniğinin optimizasyonunda da yararlı olabilir [14].

Lazer kullanımının büyük başarı elde ettiği diğer bir uygulamada taşların tedavisinde lazer litotripsi olarak bilinen bir prosedürdür [15-17]. Bu uygulamada lazer ışını fiber optik bir kablo aracılığı ile vücuda sokulur ve taşı parçalamak için kullanılır. Tedavi potansiyel böbrek yetmezliğinde ve hatta tedavi edilmezse ölüme yol açabilecek bir durumdur, tedavi ile durumun yol açtığı ağrı ve rahatsızlık hafifletilir [18]. Lazer ile parçalanmanın doğasını daha iyi anlayabilmek için daha fazla çalışılması gerekmesine rağmen, günümüzde lazer litotripsi yaygın olarak uygulanan minimal invaziv bir tekniktir. Daha ileri araştırmalar sonucunda tedavi optimize edilebilir.

1.3.1. Böbrek taşı

Üriner sistem taşı kristal birikintilerinin olduğu gibi, ayrıca böbrek taşı ve idrar taşı olarak da bilinir. Durum bireyin şiddetli rahatsızlık ve ağrıya sebep olmasına neden olur ve tedavi edilmediği takdirde böbrek yetmezliğine yol açabilir. Mesaneyi içeren idrar yollarındaki taş oluşumu, idrar yolu ve böbrek taşı Şekil(1.8)'de gösterilmektedir. Batı Dünya'sındaki nüfusun %5 ila %10 unu etkiler ve daha yüksek oran dünyanın diğer bölgelerinde rapor edilmiştir. Hastalık beyaz toplumlarda daha fazla görülür ve

meydana gelme oranı kadınlara göre erkeklerde 2-3 kat daha fazladır. Daha önce oluştuğu yerde taşın tekrar oluşması (nüks etme) %50 civarında ve daha yüksek oranda çok yaygın görülmektedir [19,20].



Şekil 1.8. İnsan üriner sisteminin ana bileşenleri ve taş oluşumunun potansiyel sitelerini gösteren temel anatomi [21]

Taşın bileşenleri bunların altında yatan minerallerin çökelmesine yol açan nedene bağlıdır. Bu nedenle, en iyi tedaviyi bulmak amacıyla tam olarak hangi taş olduğunu bilmek ve ayrıca hastalığın sonucunda yol göstermek ve önleyici önlemler almak özellikle kritiktir. Örneğin, diyet değişiklikleri bazı taşların yavaşlamasını sağlayabilir.

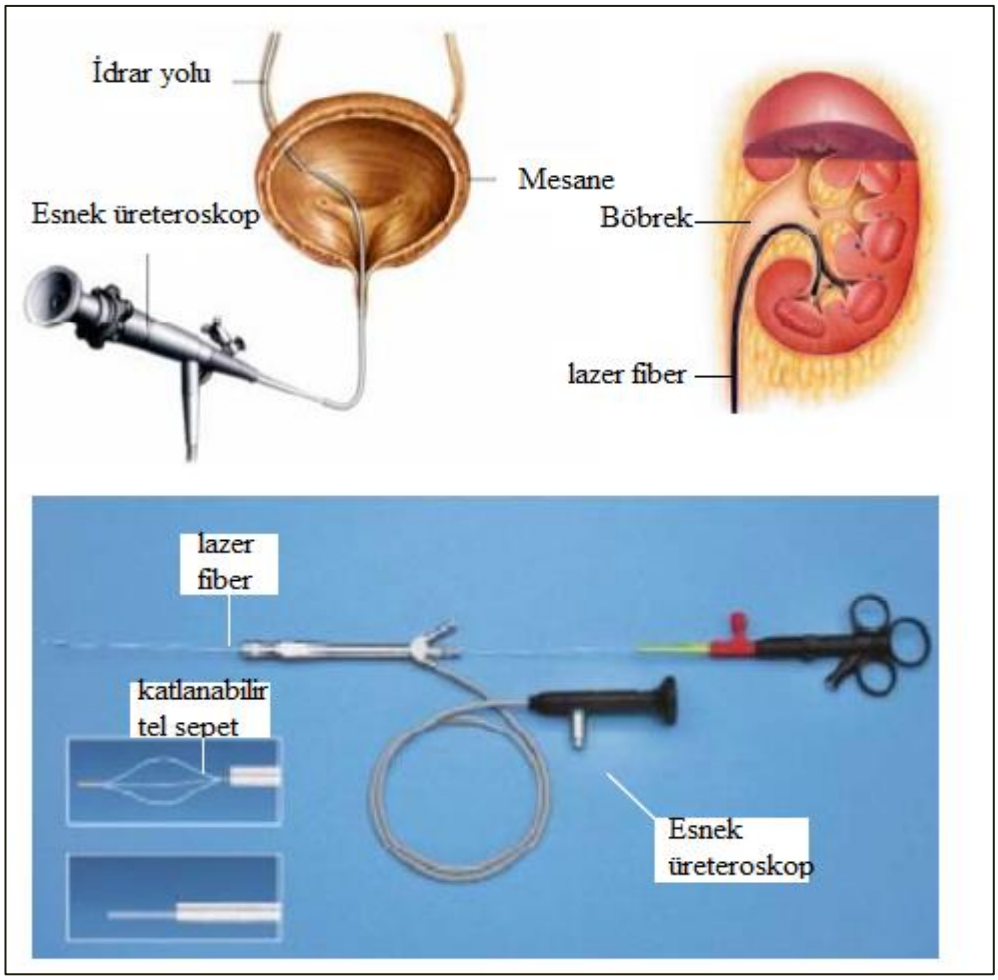
Ama aynı zamanda da diğer bazı taşların büyümesini makul oranda hızlandırabilir. Bu nedenle taş bileşiminin analiz edilmesi gereklidir [22]. İdrarın içinde kalsiyumun, oksalatın veya ürik asitin yüksek bir seviyesinde idrar taşı oluşabilir (idrarda sitlat eksikliği yada atık ürünleri eritmek için böbreklerdeki yetersiz su nedeni ile).En yaygın türlerin bileşimleri kalsiyum oksalatın, magnezyum fosfatın, ürik asitin ve sistein'in formlarından oluşur. Tablo (1.1) idrar taşının farklı bileşimlerini ve minarel isimlerinin ve kimyasal formüllerini göstermektedir.

Tablo 1.1. Genelde görülen idrar taşı çeşitleri ve ana bileşenleri [21]

Bileşenler	Mineral Adı	Kimyasal Formülü	Açıklama
Kalsiyum Oksalat Monohidrat (COM) Kalsiyum Oksalat Dihidrat (COD)	Whewellite Whewellite	$C_aC_2O_4.H_2O$ $C_aC_2O_4.H_2O$	Temel Kahverengi taş Rough surface, very hard, laminated structure
Magnezyum Amonyum Fosfat Heksahidrat (MAFH) Kalsiyum fosfat, karbonat oluşması	Struvite Carbonate Apatite	$MgNH_4PO_4.2H_2O$ $Ca_{10}(PO_4CO_3OH)_6(OH)_2$	İkinci karışık taş , beyaz yumuşak, kolay dağılabilen kıvam
Kalsiyum Fosfat Hidroksil Formu Kalsiyum hidrojen fosfat Dihidrat Trikalsiyum fosfat Magnezyum Hidrojen Fosfat Trihidrat	Hydroxylapatite Brushite Whitlockite Newberyite	$Ca_{10}(PO_4)_6(OH)_2$ $CaHPO_4.2H_2O$ $Ca_3\ (PO_4)_2$ $MgHPO_4.3H_2O$	Temel Renk taş , kahverengi değişken sertlik, beyaz kapalı
UrikAsit SodyumAsitÜrat Amonyum Asit Urate	YOK	$C_5H_4N_4O_3$ $NaHC_5H_2O_3N_4.H_2O$ $NH_4H.C_5H_2O_3N_4.H_2O$	Temel Kahverengi Taş Pürüzsüz, sert, konsantrik laminasyon

1.3.2. Lazer litotripsi

Lazer litrotripsi, lazer ışını kullanarak taşların parçalanmasıdır, ve bu teknik ayrıca idrar taşının ve safra kesesindeki safra taşının ortadan kaldırılmasında kullanılır [23-24]. Cerrah, bir görüntüleme monitörüne takılı esnek endoskop kullanarak ve optik fiberin uç taşına dokunmanın veya küçük bir ayırmanın avantajı ile taşı bulur. Lazer enerjisi daha sonra taşın toplu parçalanmasına yol açacak bir işlem oluşturmak için taş yüzeyine gönderilir. Parçalanma ya taş etkisiz olana kadar yada bozulma tamamlanana kadar gerçekleştirilir. Böylece, parçalar tel bir sepet kullanılarak çıkartılabilir veya doğal olarak geçmesi için yerinde bırakılır. İşlem lokal anestezi altında yapılır. İşlem sırasında kullanılan düzeneğin şematik gösterimi Şekil (1.9)'de görülmektedir.



Şekil 1.9. Lazer litotripsi prosedürü sırasında lazerin dağıtımını hesaplamak için aparatın temel düzenlemeleri [21]

Bu işlemde lazer kullanılmasının avantajı soğurulduğu bölgelerde ışının sadece bir etkiye sahip olmasıdır. Taş etkisi ile üreterin tıkanması gibi bazı durumlarda, çevre dokulara zarar vermekten kaçınmak için lazer ışını ile hassas ve kesin hedefleme yapmak gerekmektedir. Ultrason ve elektrohidrolik teknikler ile karşılaştırıldığında laser litotripsi önemli birkaç avantaja sahiptir. Özellikle, optik kapsam içindeki esnek lazer fiberin küçük çapı sert ultrasonik problar ve büyük çaplı elektrohidrolik sistemler ile karşılaşılan zorlukların üstesinden gelir.

Taşın lazer ile kırılmasının ana prensibi lazer ışımasının doğrudan etkisidir veya fiberin uç yüzüne yakın ince bir sıvı tabakada lazer soğurulduğunda üretilen şok dalgalarıdır. Tam açıklaması karmaşık olmasına ve henüz tam olarak anlaşılmamış olmasına rağmen, genelde, fiber taşa dokunduğunda doğrudan ablasyon hakim olur ve fiber taşa hafif bir şekilde bastırması ile taşı delme işlemi sonuçlanır. Fiber uç yüzeyi

ve taş yüzeyi arasındaki mesafe lazer ışıması tarafından nüfuz edilebilir su tabakasının kalınlığından daha büyük olması durumunda, lazer enerjisi nedeniyle suda emilir ve bunun sonucunda oluşan şok dalgalarından dolayı yıkım gerçekleşir. Mesafesi belli bazı değerler için iki mekanizma aynı anda ve ortak hareketi mümkündür. Taşların üzerindeki lazer ışımasının etkisi birkaç lazer ışığının özelliklerine bağlıdır. Örneğin, dalgaboyu, maruz kalma süreri, taşınan enerji ve yoğunluk (hedef odaklı alan üzerindeki enerji oranı). Lazer dalgaboyunun etkisi taş tarafından emilim miktarı ve karışan sıvının belilenmesi kadar çok önemlidir. Ancak, lazer ışığının dalgaboyu esnek tellerin iyi iletim için uygun olduğu spektrum bölgesinden olmalıdır.

Lazer darbesinin süresi veya maruz kalma süresi (sürekli dalgaboyuna sahip (CW) lazer kullanılması halinde) taş ile optik etkileşim enerji dengesi dinamiklerinde hayati bir rol oynar. Sürenin kapsamına bağlı olarak üç adet tanımlanabilir farklı süreç vardır. Bunlar aşığıdaki gibi tanımlanır [21];

- Sürekli dalga litrotripsi (CW)
- Uzun darbe litrotripsi (darbe süresi: us den ms)
- Kısa darbe litrotripsi (darbe süresi: ns)

Bir sıcaklıkta sürekli dalga lazer hareketinin sonuçları malzemenin erimesinde ve malzeminin buharlaşmasında artar. Birkaç delik taş yığınının içine doğru delindiğinde taş kırılabilir. Bu etkinin nispeten yavaş oldugu gibi, ısının bir kısmı çevre dokulara yayılacağı için tali hasar oluşabilir. Bunu azaltmak için gereken enerji çoğu ticari lazerlerin sağlaması için çok yüksektir, ve bu nedenle yöntem in-vivo uygulamar için pratik değildir. Atımlı lazer enerjisi yüksek anlık atım gücü uygulanmasını, ve taşın kırılması için yüksek oranda enerji taşınmasını sağlar. Düşük döngü çevrimleri ile bu atımların uygulamaları taş kırılmaları için lazım olan ortalama gücü azaltır. Bu nedenle, taş parçalanması çevre dokulara zararlı temel etkiler olmadan tamamlanabilir.

Taşlardaki mekanik hareket güçlü ve en önemlisi kısa süreli olmalıdır. Böylece, hareketsizlik önemli olur ve taşın genel hareketi engellenir. Bu nedenle, momentum korunumu taşın sadece küçük bir parçası ile yapılır ve bu hareket ile taş materyalinin kırılma noktası aşılır ise parçalanma başlar. Mekanik hareket darbeli radyasyonundan ortaya çıkan basınç vuruşları tarafından oluşturulur. Uzun darbe litrotripsi toplu malzeme içindeki mekanik basınç geçiciyi üretmek için taşın optik soğuma

özelliklerinin kullanılmasını sağlar ve bu nedenle, bu yöntem taşın yapısına bağlıdır. Kısa darbe litrotripsinde lazer darbeleri plazma tarafından emilir ve şok dalgaları yayımlanır. Bu yöntem taşın herhangi bir optik özelliğinden bağımsızdır.

Lazer ışık enerjisi ve şiddeti parçalanma hızını ayrıca belirler. Lazer yanında taşın optik ve mekanik özellik parametreleri de mekanik basınç içindeki optik enerjinin dönüşüm verimliliği için ayrıca önemlidir. Taş yapısı ve içeriği geniş çapta değişebilir, böylece farklı sertlik ve soğurma katsayıları gösterir.

1.4. Lazer Taş Etkileşiminin Teorik Bakışı

Lazer-taş etkileşiminin mekanizması lazer parametrelerine ve malzeme özelliklerine bağlıdır. Lazer parametreleri lazer dalgaboyu, darbe süresi ve güç yoğunluğu tarafından tanımlanır [25]. Lazer parametrelerine ek olarak, taş malzemelerinin özellikleri lazer hareket sürecinin mekanizmaları üzerinde önemli etkiye sahiptir [26]. Bu materyal özelliklerin ilk setinin taş malzeme içindeki lazer ışık birincil dağıtımı ve termal şartlar ile ısı ve sonraki taşıma içindeki ışık enerjisinin dönüşmesi olarak optik ve termal özellikler adı ile ikiye ayrılır [27].

1.4.1. Soğurma

Taş ve lazer ışıması arasındaki etkileşim sürecindeki en önemli faktor soğurulan optik enerji miktarıdır. Eğer etkileşimden sonra yetersiz soğurma varsa, taşa zarar vermek için yeterli bir ısıtmaya veya mekanik basınca neden olamayacaktır. Soğurulan enerji lazer akısı F ($J\ cm^{-2}$) ve su veya taşın optik zayıflama özellikleri tarafından yönetilir. Temel olarak, fotonların soğurulması mevcut bütün molekül bileşenlerinde yer alabilir. Ancak, taştaki ve saf olmayan suda, kromoforlar özel dalgaboylarında farklı ve yoğun emme bantlarına neden olur. Elektronik geçişler dışında, çeşitli titreşimlerin daha yüksek harmonik ve kombinasyon modları uyarılmış olabilir. Ancak lazer ışınması boyunca, kimyasal bozunma yada dehidrasyon gibi ısının neden olduğu değişiklikler taşın soğurma özelliklerini değiştirebilir [28].

Lazer ışıması taş materyallerinin yüzeyi üzerine düştüğünde fotonlar soğurulur ve saçılır. Genel olarak, saçılım özellikle yüksek soğurulmanın olduğu diğer çoğu durumlar için göz ardı edilebilir ve bir soluk taşı gibi dağınık bir yansımanın olduğu

yerde yalnızca önemlidir [29]. Bu nedenle, basitlik için lazer ışıması nüfuz derinliği materyalin soğurma özelliklerine tamamen bağlı olduğu varsayılır.

Beers Kanunu malzeme boyunca geçtiği gibi ışığın soğurma miktarının bir ölçüsü olan A nın ve molar soğurma (ε) (L mol^{-1} cm^{-1}), yol uzunluğu (b) (cm) ve molar konsantrasyonu (c) (mol L^{-1}) arasındaki ilişkiyi verir;

$$A = \varepsilon bc \tag{1.37}$$

Optik soğurma dalgaboyuna bağlı soğurma katyası $\mu_a(\lambda)$ (cm^{-1}) tarafından tanımlanır. Soğurucu malzemenin içindeki lazer ışının dağıtımı akıya H_0 (J cm^{-2}) ve soğurma katsayısına ve yüzeydeki yansıma miktarına (R) bağlıdır. Beer Kanuna göre, akı F(z) derinlikle (z)(cm) katlanarak azalır.

$$F(z) = H_0(1-R)\exp(-\mu_a z) \tag{1.38}$$

Dengesi ayarlanmış lazer ışınının enerji faktörü 1/e ile azaltılmış olan derinlik optik penetrasyon derinliği ä (cm) olarak adlandırılır. Bu derinlik zayıflama olayı için ortalama serbest yolun bir ölçüsüdür ve soğurma katsayısının karşılıklığı olarak tanımlanır ve Denklem (1.39)'da görülmektedir;

$$\delta(\lambda) = \frac{1}{\mu_a(\lambda)} \tag{1.39}$$

Ho:YAG lazer için , urik asit taşı için soğurma katsayısı yaklaşık olarak 14 cm^{-1} dır. Bu nedenle, Denklem (1.39) kullanarak yaklaşık olarak 70 ìm in taş malzemesindeki optik penetrasyon derinliğini verir. Buna karşılık, holmiyum lazer dalgaboyunda su nüfuz derinliği yaklaşık olarak 400 ìm'dir [29].

Lazer ışının alanı (spot büyüklüğü) ile optik penertasyon derinliği ışınlanmış hacimi belirler. Eğer lazer darbesi yeterli enerjiye sahip ise malzeme ablasyonuna neden olacak hedef hacminin sıcaklığını yükseltecektir.

1.4.2. Fototermal süreçler

Işınlanmış hacim içinde fotonların doğrudan soğurumu elektron ve moleküllerin yüksek enerji seviyesine uyarılması ile yerel termal dengenin geçerli olduğu yerdeki sınır içinde moleküllerin kinetik enerjisinde bir artışa yol açar. Mikroskobik seviyedeki kinetik enerjinin artışı malzemenin içindeki lazer ile ışınlanmış noktadaki bir sıcaklık artışı olarak yorumlanır [30].

Taşın sıvıya batırıldığı yerdeki laser litrotripsinde termal süreçler suyun ve taş malzemesinin buharlaşmasına neden olabilir. Küçük boyutu ve kısa optik penetrasyon derinliğini ısıtma nedeni başlangıçta sonra derece sınırlanır, fakat ısı difüzyon işlemi ile çevre bölgelere dağılacaktır. Çevrenin içine, ısı iletimi tarafından ışınlanan hacim içindeki ısıyı yaymak için alınan zaman sıcaklık gradyanına bağlıdır. Bu lazer nokta çapının bir fonksiyonu (r_0) olan karakteristik termal difüzyon zamanı τ_{th} ve optik penetrasyon derinliğidir [31]. Burada iki koşul vardır;

$$\tau_{th} = \delta^2 / 4\alpha \qquad r_0 \succ \delta \qquad (1.40)$$

$$\tau_{th} = r_0^{\,2} / 4\alpha \qquad r_0 < \delta \qquad (1.41)$$

Burada α termal yayınım ($mm^2\ s^{-1}$) ve r_0 lazer nokta çapı(mm)'dır. Suda ($\delta \sim 400\ \mu m$) fiber dağıtım ($r_0 \sim 600\ \mu m$) ile Ho:YAG lazerin durumu için, nokta büyüklüğü ve optik penetrasyon derinliği karşılaştırılabilir. Denklem 1.40'ı kullanarak ve su için 37^0 C [34] de $\alpha = 0{,}15\ mm^2\ s^{-1}$ alarak Ho:YAG laser-su etkileşimi için termal yayılma zamanı 267 milisaniyedir. Tersine, lazer ve taş malzemesi arasındaki etkileşim için $0{,}5 = mm^2\ s^{-1}$ ve ardından τ_{th} = 5 ms penetrasyon derinliği 0,1 mm olarak alınır [32]. Böylece, ilk yaratılan lazer enerjisi etkilenen bölgenin ötesine taşımak için alınan zaman suda taşın malzemesinden önemli ölçüde daha uzundur.

Termal gevşeme süresi ve lazer darbesinin süresi arasındaki ilişki termal enerjinin sınırlanmasını etkiler. Ho:YAG lazerinde, atım süresi su ve taş malzemesi için yukarıda hesaplanan termal gevşeme süresinden kısa olan birkaç yüz mikrosaniye (120 – 800 μs) civarındadır. Bu nedenle, Ho:YAG lazer su/taş etkileşimi sırasında ısı lazer atım süresi boyunca ışıma yapılan bölge içinde muhafaza edilir. Bu koşul termal

sınırlama yada bölgesel termal denklemi ($\tau_p << \tau_{th}$) olarak adlandırılır. Depolanan enerji yerleşimi tesirli termal çıkarma işlemlerine yol açması için beklenecektir [27].

Termal sınırlama periyotu boyunca yerel sıcaklık fotonun soğurma oranı ile orantılı olarak artar. Isıtma lazer atımının başlangıcında başlar ve ablasyon, buharlaşma ve erime süreçleri meydana gelene kadar sıcaklık yükselir. Bu nedenle sıcaklık yükselmesi soğurma katsayısının bir fonksiyonudur ve derinlik ile sıcaklığın profili Denklem (1.42)'deki ifade ile verilir [29];

$$\Delta T(z) = \frac{\mu_a(\lambda) H_0}{\rho c_p} \exp(-\mu_a(\lambda) z) \tag{1.42}$$

Burada ΔT sıcaklık artışı, ρ malzeme yoğunluğu, c_p sabit basınçtaki (J $kg^{-1}{}^0C$) malzeme özgül ısı kapasitesidir. Bir sıcaklık yükselmesi $\geq 100\ ^0C$ yüksek sıcaklıklarda ise buharlaşmasının nedenleri analizin ışınlanan hacmindeki kimyasal bir parçalanmaya yol açabilir. Tablo (1.2) üriner taşların bazı yaygın türleri için kritik bozunma sıcaklığını vermektedir [32-33].

Tablo 1.2. Seçilen taşlar için kritik bozunma sıcaklıkları

Taş kompozisyonu	**Dağılımı sıcaklığı** (^0C)
Struvit	100
Brushite	109
Whewellite	206
Cystine	264
Uric Acid	360

1.4.3. Şok dalga ile oluşturulan ablasyon

Buharlaşan kabarcıkların (baloncukların) patlaması sırasında yoğun şok dalgaları üretilebilir, bu süreç kavitasyon olarak bilinmektedir [11]. Lazer ışığı su tarafından güçlü bir şekilde soğurulursa, baloncuk oluşturma basıncına kadar genişleyen bir buhar oluşur. Kararsız hale geldiği zaman baloncukta depolanan mekanik enerji açığa çıkar.

İkinci bir canlanma oluşturmak ve baskı bırakmadan ve başka bir şok dalgası üreten çöküş olabilir. Taş bu işlem ile parçalanabilir [34]. Basınç dalgasının büyüklüğü kavitasyon baloncuğunun maksimum boyutuna ve ayrıca şekline bağlıdır [35]. Kısa darbe lazerleri güçlü elde edilen akustik baskıları üreten bir noktada küresel baloncuklarlarda çöküşe neden olur. Uzun darbe lazerleri için, buhar kabarcıkları doğrultusunda uzatılmıştır ve parça su yerine taşın yüzeyindeki lazer darbelerinin kalan kısmının direkt pozisyonu için uzatılmıştır ("Moses effect").

Taşın içindeki su buharı lokalize bölgelerde yüksek basınç oluşturarak kızgın (çok yüksek sıcaklıklarda) olabilir. Bu nedenle, hatta basınç sınırlama kızdırılması fotomekanik etkilere neden olabilir. Atımlı lazerler tarafından üretilen buhar baloncuğu çok merkezli asenkron göçme eğiliminde olacaktır. Ancak, elde edilen akustik basıncın zayıf olması beklenir [36].

2. GÜÇ KAYNAĞI TASARIMI VE UYGULAMASI

Geliştirilen flaş lambası sürücüsü flaş lambasını sağlamak için dört bölümden oluşmaktadır. Birinci kısım, 600 mikrosaniye yüksek gerilim darbesi (yaklaşık 25kV) sağlayarak 450 torr'da Xenon flaş lambası içindeki gazın ilk iyonlaşmasına izin veren dahili tetikleme devresidir. Tetikleme devresi flaş lamba sürücüsünü başlatmak için kullanılır. İkinci kısım, flaş lambası elektrotlar arasında bir düşük akım dc arkı koruyarak ksenon gazının kısmen kararlı durum iyonlaşmasını koruyan patlama devresidir. Flaş lambasının en önemli bölümü flaş lambasına enerji aktarmak için ağ oluşturarak darbe oluşturduğu deşarj devresidir. Ana kapasitör bankası bir elektronik anahtar(IGBT) ile flaş lambasından deşarj edilir. Sonuncu kısım ise, darbe süresini, tekrarlama oranını ve deşarj devresinin çalışma gerilimini kontrol eden kullanıcı dostu kontrol panelidir.

2.1. Flaş Lambası Özellikleri

Ksenon flaş lambası kısa süreli darbedeki spektral enerjisinin büyük bir miktarını yayan bir şık kaynağıdır. Bir depolama kondansatöründeki birikmiş enerji serbest bırakıldığında, flaş lambası ile büyük ölçüde uyarılmış ksenon plazması oluşturur. Flaş lambasının özellikleri tamamen lazer çıkışının ihtiyaçlarına bağlıdır. Katıhal lazerlerinin verimi flaş lambasından yayılan radyasyonunun sadece %2 si kadardır. Bu özellik dikkate alınarak, özel flaş lambası seçilir. Flaş lambasının uzunluğu ve çapı tetiklenmesi için yüksek gerilim gibi farklı elektrik güç kaynağı teknik özelliklerini gerektiren çok kritik parametrelerdir. Bu çalışma için seçilen flaş lambasının özellikleri Tablo (2.1)' de görülmektedir.

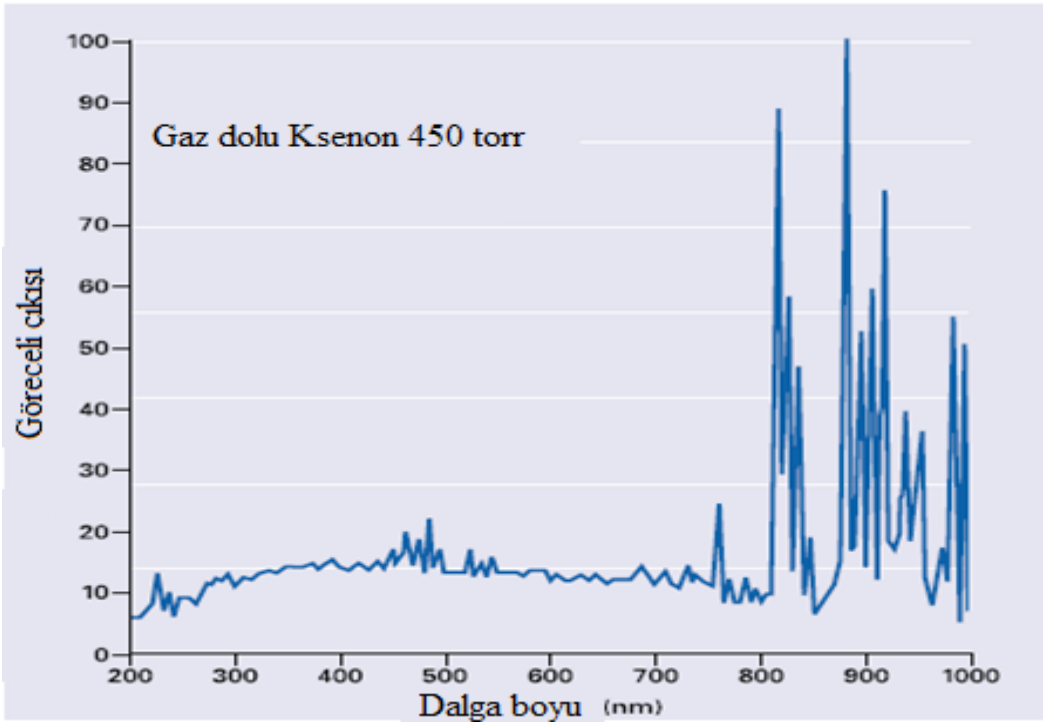
Tablo 2.1. Flaş lamba kritik özellikleri

Delik Çapı (mm)	Yay Uzunluğu (mm)	Empedans Parametresi K_0	Minimum tetikleme darbesi kV
5	75	19,2	25

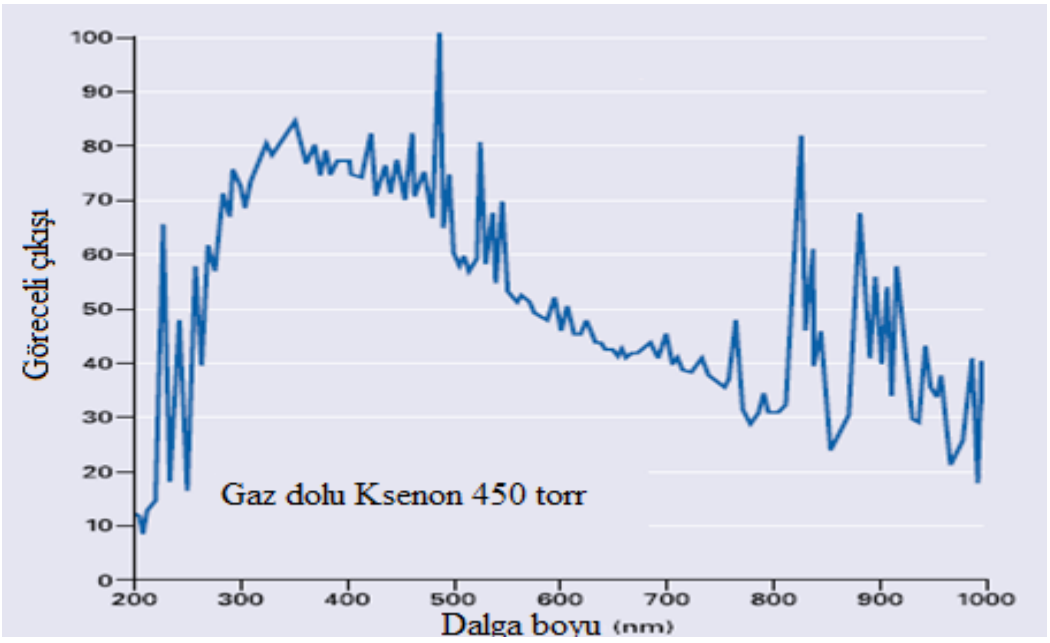
25 kV nin minimum tetikleme darbesi flaş lambasının içindeki iyonlaşma işlemini başlatmak için gerekmektedir. Bu parametrelerin dışında, uygun çalışma geriliminin seçilmesi çok önemlidir.

Flaş lambaları dalga boyu geniş bir aralığı kapsayan optik spektrum yayar. Bu spektrum kaplama malzemesi ile 160-381 nm UV kesmesine ve 2,5 μm IR bölgesine kadar kademeli olarak uzanmasına rağmen bu sınırlarda içerdiği enerji küçüktür. Flaş lambası tarafından üretilen ışıma öncellikle akım yoğunluğuna bağlıdır, gaz çeşidine ve gaz basınca da (civa ve halide ampuller hariç) daha az bir ölçüde bağlıdır. Düşük akım yoğunluklarında, Şekil (2.1)' de gösterilen 800-1000 nm dalga boylarında bağlı-bağlı enerji özel geçişlerine karşılık gelen atomik çizgi ışıması vardır. Daha yüksek akım yoğunluklarında, Şekil (2.2)' de gösterilen yaklaşık 400 nm civarındaki dalgaboylarında süreklilik ışıması tarafından baskılanan spektrumlardaki çizgi yapısında küçük sapmalar gözlenir, bunun nedeni serbest-bağlı ve serbest-serbest geçişlerin sonucu oluşan sürekli ışımanın baskın olmasıdır. Yüksek akım yoğunluklarında, çıkış 9500 °C nin karacisim ışıma sıcaklığına yaklaşır.

Akım yoğunlukları tamamen çalışma gerilimine ve güç kaynağının depolama kapasitesine bağlıdır. Flaş lambasının bu spektrumu lazer kavitesi içindeki lazer kristali tarafından soğurulur. Ancak, kristal spektrumun bir kısmındaki bütün spektral çizgileri ve süreklilik bantlarını soğuramaz. Ho:YAG lazer sisteminin kristali yaklaşık 430 nm dalgaboylu süreklilik spektrumlarını soğurur. Bu nedenle, istenen bandın yüksek verimi için yüksek voltaj seçilir. Bu çalışmada, Ho:YAG için yüksek voltajın alanı 500 - 900V dır.



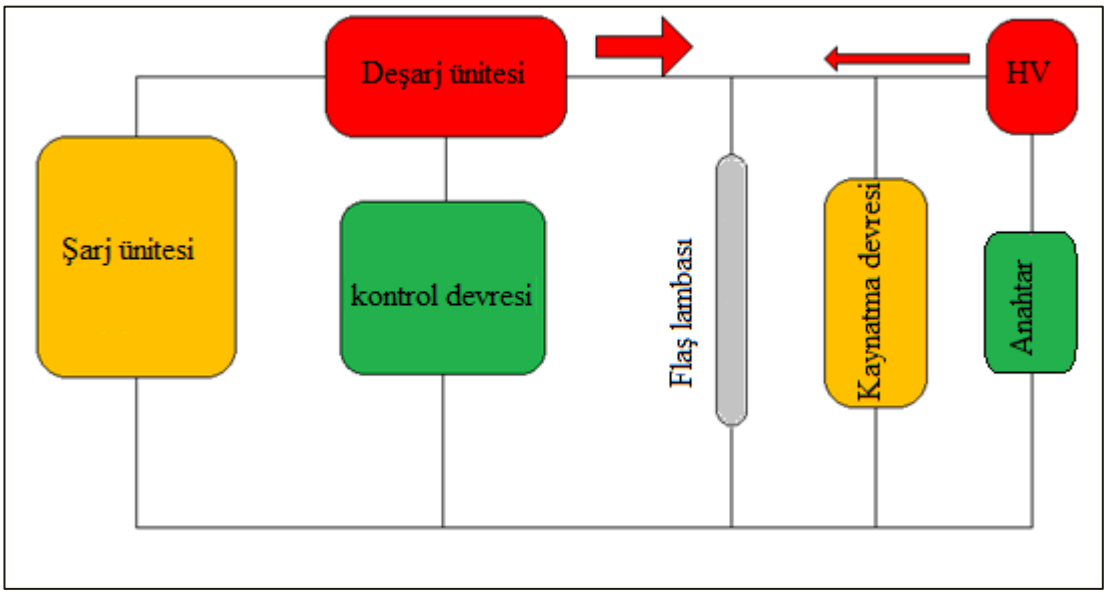
Şekil 2.1. Düşük çalışma geriliminde Ksenon Flaş Lambası Spektrumları



Şekil 2.2. Yüksek çalışma geriliminde Ksenon Flaş Lambası Spektrumları

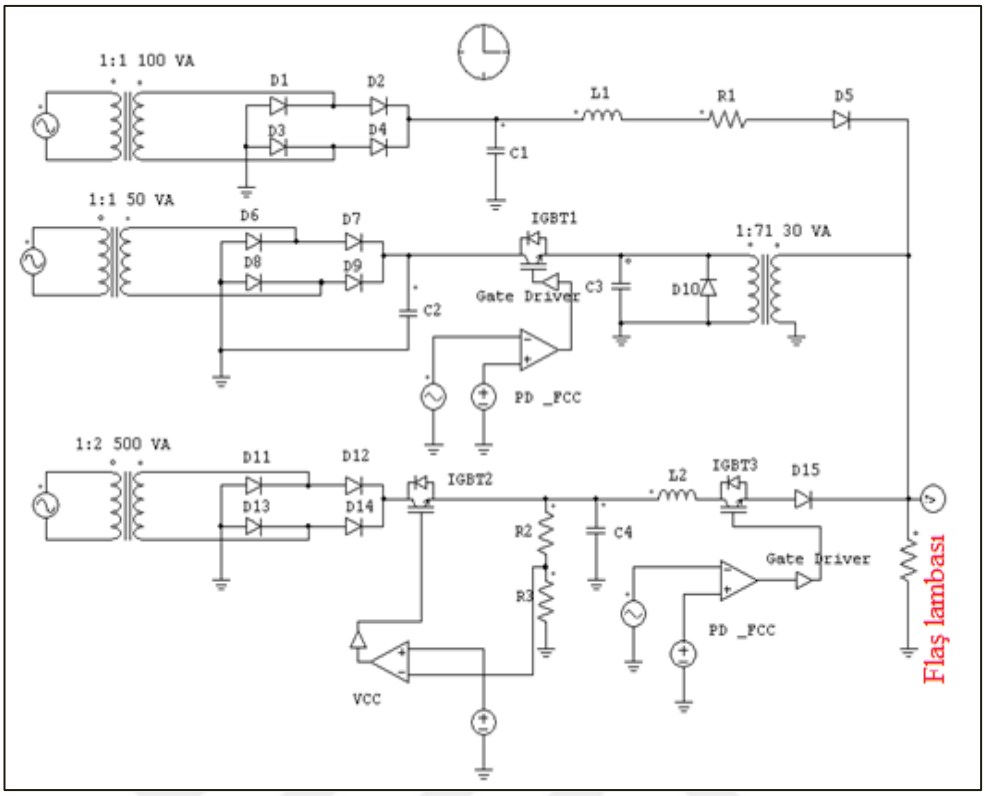
2.2. Güç Sürücü Tasarımı Ve Simülasyonu

Flaş lambaları kızılötesi için morötesi yüksek şiddette atımlar yayan atımlı kaynaklardır. Optik ışımayı elektrik enerjisine dönüştürür. Bu nedenle, sanayi ve tıp alanlarında çeşitli uygulamalarda kullanılır. Yaygın olarak katıhal lazerlerini pompalamak için kullanılır. Çünkü flaş lambalarının kapasitesi ve özellikleri tüm lazer ortamlarını pompalamak içindir. Bu güç kaynağı Q-anahtarlamalı Ho:YAG lazeri için tasarlanmış ve uygulanmıştır. Güç sürücüsü Şekil (2.3) gösterilen beş basit modülden oluşmaktadır.

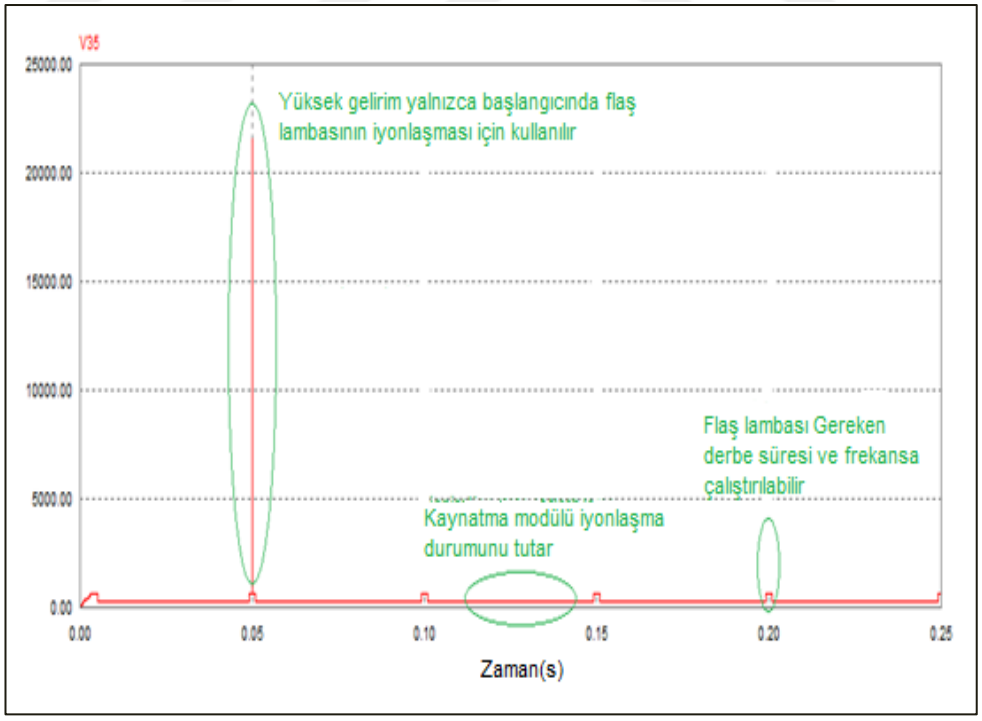


Şekil 2.3. Flaş lambası için güç kaynağının blok şeması

Flaş lambası sürücüsünün çalışma prensibi Powersim yazılımında similasyonu gerçekleştirilmiştir. Flaş lamba sürücüsündeki dahili modüllerin similasyonu tek tek yapılmıştır. Yüksek gelirim tetikleyicisi yalnızca sürücünün başlangıcında flaş lambasının iyonlaşması için kullanılır. Güç kaynağından gücü kesmediğimiz sürece patlama modülü iyonlaşma durumunu tutar. Powersim de sürücünün şematik diyagramı Şekil (2.4)' te gösterilmiştir.Bu şematik diyagram donanım sürücüsünün özlü formudur. Bu simülatörün amacı, sistemi kurmadan önce sistemlerin çalışma prensibinin doğrulamasını almak içindir. Donanım sürücüsünün detayı bu bölümde ayrıntılı olarak incelenecektir. Simülasyon sonuçları Şekil (2.5)' de gösterilmektedir.



Şekil 2.4. Powersim de flaş lambası sürücüsünün şematik diyagramı



Şekil 2.5. Flaş lambası sürücüsünün simülasyon sonuçları

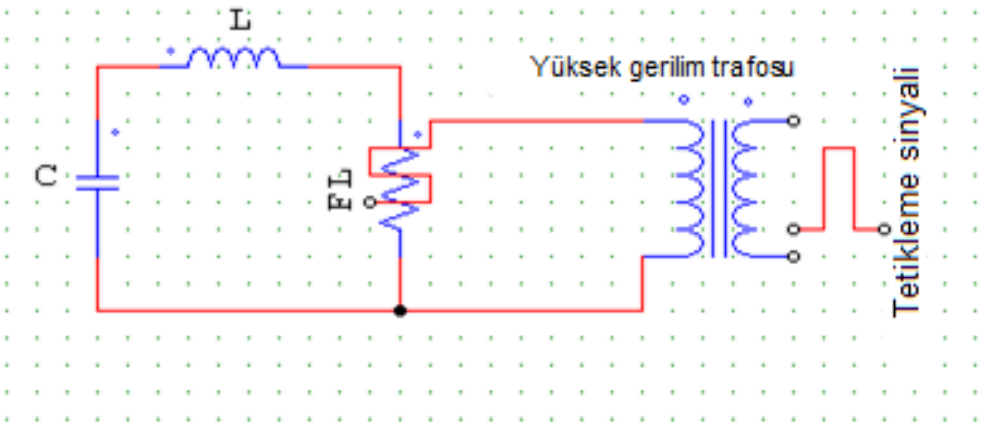
2.3. Flaş Lamba Sürücüsünün Donanım Uygulaması

Lazer uyarım ortamına elektrik akımı ileten atımlı lazerlerin büyük çoğunluğu En fazla miktarlı darbeli atımlı güç kaynağıdan gücünü sağlar. En çok kullanılan atımlı lazerler katı-hal lazerler ve sıvı lazerlerdir, optik pompalama için flaş lambası kullanırlar. Flaş lambası sürücüsü: Deşarj Devresi, Patlama Devresi, Yüksek Voltaj Tetikleyici Devresi ve Kullanıcı Arayüzü İçin Kontrol Paneli olmak üzere dört önemli devreden oluşur. Bütün bu devreler flaş lambası için optimum değerlerde tasarlanmıştır. Başlangıçta, devrelerin Baskılı Devre Kartları (Printed Circuit Boards – PCBs) Proteus yazılımında tasarlanmış ve uygulanmıştır, ve güç kaynağının son halinden önce test edilmiştir.

2.3.1. Yüksek voltaj tetikleyici devre

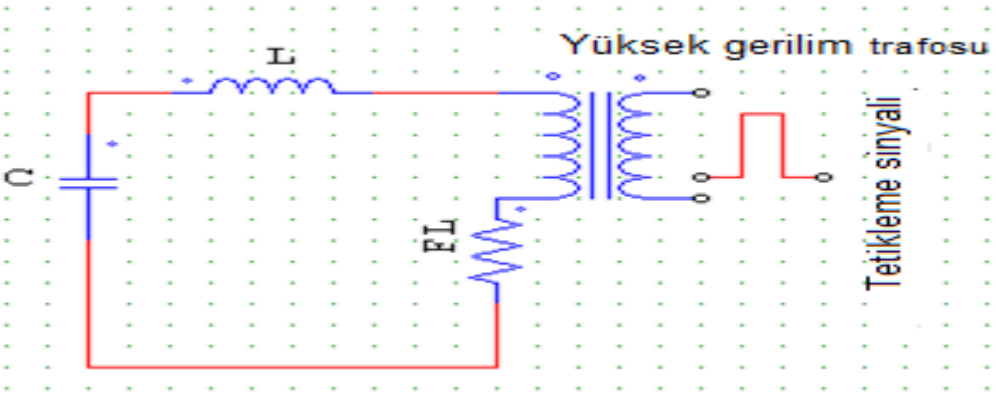
Tetikleme devresinin amacı iki elektron arasında bir iyonize kıvılcım flaması oluşturmaktır,böylece, ana deşarj meydana gelebilir. Özellikle tasarım tetik transformatörleri amaç tetiklenmesi için kullanılır ancak FLYBACK transformatörleri de bu amaç için kullanılır. Başlatma flaş lambasının birçok yolu vardır. Başlatma flaş lambasının metodları dış,seri ve flaş lambasının paralel tetiklemeleridir. Diğer teknikler simmer tetiklemesi ve pseudo-simmer tetiklemesi olarak adlandırılır.

Harici tetikleme içinde, şekil (2.6)' da gösterildiği gibi yüksek gerilim başlatma sinyali, lamba zarfın dışındaki bir tetikleme tele doğrudan uygulanmaktadır. Devrenin bu türü küçük, hafif ve ucuz transformatörler için kullanılabilir. Harici başlatmanın esas avantajı enerji deşarj devresinin başlatma devresinden bağımsız olmasıdır. Dış tetikleme devresinin önemli bir dezavantajı tetik gerilimine maruz kalmasıdır.



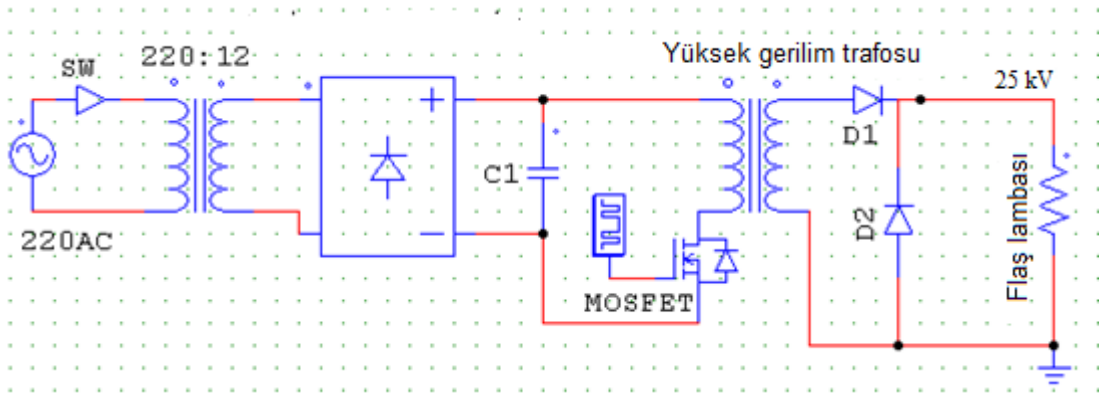
Şekil 2.6. Dış tetikleme devresi

Seri tetiklemede, tetik transformatörün ikinci sarımı şekil (2.7)' de gösterilen devre yolu ve flaş lambası ile seri bağlıdır. Bu tasarım, devredeki toplam bileşen sayısını azaltır. Seri tetikleme güvenilir ve tekrarlanabilir tetiklemeler sunar. Seri tetiklemenin bir diğer avantajı ise düşük kondansatör şarj gerilimlerinde güvenilirliğe neden olur. Seri tetiklemenin dezavantajı büyük boy, ağır ve tetikleme transformatörünün yüksek fiyatını ve büyük doymuş ikincil indüktansı kapsamaktadır.



Şekil 2.7. Seri Tetikleme Devresi

Paralel tetiklemede, flaş lambası için iiyi olduğu kadar güç kaynağı için de iyi olan daha pratik bir yaklaşım uygulanır. Harici tetikleme Ho:YAG lazer sistemi için kullanılan lazer kavite ve flaş lambası ile geçerli değildir. Seri tetikleme de bu tetikleme tekniğinin dezavantajları nedeniyle tercih edilmez. Paralel tetikleme çok basit, düşük fiyatlı ve diğer tekniklere bağlı olarak güvenilirdir. Yüksek gerilim gereksinimine bağlı olarak, koruma diyotları aynı düğümde bağlı olan diğer devreler için kaçınılmazdır.Bu teze uygulanan paralel teknik Şekil (2.8)' de verilmiştir.



Şekil 2.8. Paralel Tetikleme Tekniği

Yüksek voltajın miktarı, tamamen flaş lambasının özelliklerine bağlıdır. Ho:YAG lazer kavitesinde kullanılan özel flaş lambasının tetikleme işlemini başlatabilmesi için 25 kV gereklidir. Özelleştirilmiş yüksek frekanslı yüksek gerilim trafosu kullanılabilir. Ancak, bu çalışmada televizyonlarda kullanılan standart transformatör tercih edilmiştir. Belirlenen gerilimlerde 600 µs darbe süresi gereklidir. Paralel tetikleme tekniğinde, yüksek gerilim diyodu D2 eğer ihtiyacımızdan fazla ise yüksek sınırlama voltajı için kullanılır. Bu devre flaş lambası için uzun zamanlı kullanım için güzel olan başlama sürecinde sadece bir kere kullanılır. Anahtar bu amaç için röle ile entegre edilmiştir, ancak bu amaç için programlanmış sinyaller de kullanabilir,tetikleme devresi Şekil (2.9)' da gösterilmektedir.

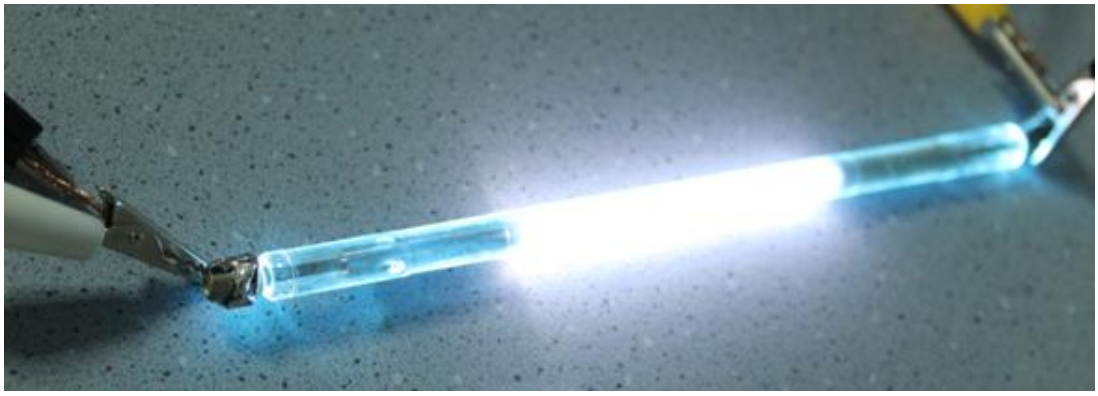


Şekil 2.9. Tetikleme devresi için baskılı devre kartı

2.3.2. Patlama devresi

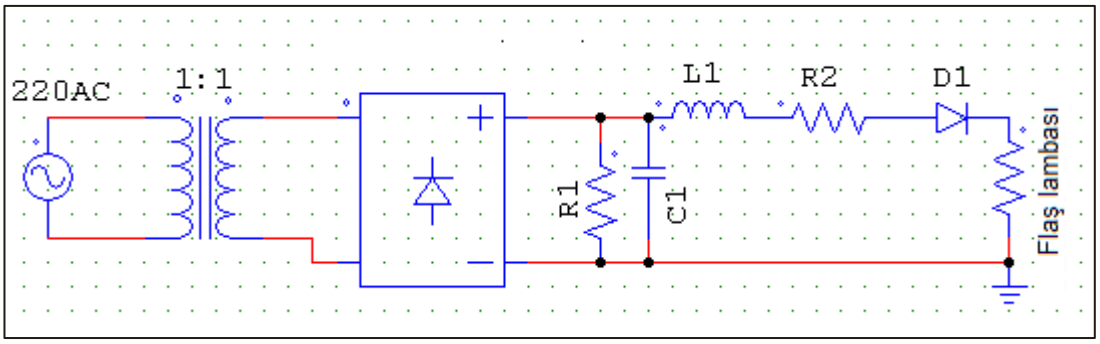
Patlama devresinin amacı, Şekil (2.10)'da gösterilen yüksek gerilim devresi tarafından iyonizasyon elde ettikten sonra lamba ile sabit düşük akımını sürdürmektir. Patlama devresi, bu devre için kullanılmayan herhangi flaş lambasının sürücüsünden 10 kat fazla güç tüketimi kaydedebilir.Geliştirilmiş patlama devresi iyonizasyon durumunu tutan 300V ve 130mA dır. Lambanın içindeki gaz önceden iyonize olsaydı, flaş lambasının ömrü daha fazla artabilirdi. Flaş lambası verimi ve lazer çıkışı da gaz ön iyanizasyon durumunu koruyarak artardı. Optimum patlama devresi Şekil (2.11)'de gösterilmektedir.

Bu, lazer çıkış enerjisi kararlılığını ve flaş lambasının ömrünü arttırmak için flaş lambasının tam ateşleme için gerekli düşük bir güç seviyesinde flaş lambası ile patlama akımı sağlamak için avantajlıdır[37].



Şekil 2.10. Flaş lambasının iyonize durumu

Ayrıca patlama, flaş lambasının impedans faktörünü üreten plazmanın ince bir kanalını üretir, doğru yay çapını artırır ve flaş lambasının deşarj zirve akım yoğunluğunu azaltır [38,39]. Bu sistemler on milyonda bir milyondan fazla defa başarısız olmadan çalışması beklenmesinden bugüne kadar, flaş lambası ömrünün arttırılması kritik öneme sahip olan bir tasarım aracıdır. Sürekli patlama akımının bakımı darbeli güç kaynağında neredeyse anlık tepkisinde flaş lambası oluşturmak için darbeli ark sağlar. Sonuç olarak, flaş lambasının operasyonel ömrü nedeniyle yüksek enerji pompalama darbelerindeki düşük fiziksel şok artar, flaş lambası kılıfının kalma durumları azalır ve elektrot püskürtme ve buharlaşması aza indirilir[40].



Şekil 2.11. İyonlaştırmayı sürdürmek için patlama devresi

İyonizasyon durumunda flaş lambası lineer bir dirençmiş gibi davranır. Ancak, direnç bazı özelliklere bağlıdır, özellikle yay uzunluğuna ve flaş lambasının çapına bağlıdır. Elektrik potansiyeli multimetre kullanılarak iyonizasyon durumu sırasında flaş lambası karşısında 105 V ölçülmüştür. İyonizasyon durum direnci neredeyse 1kΩ da düşürülmüşken, flaş lambası sonsuz dirence sahiptir. Patlama devresi bileşenlerinin özellikleri Tablo (2.2)' de verilmektedir.

Tablo 2.2. Patlama devresi bileşenlerinin özellikleri

Bileşenler	1:1 Transformer	R1	C1	R2	D1	L1
Özellikler	50 VA	22kΩ	440µF	2,3kΩ ,50W	30kV	300µH

2.3.3. Deşarj devresi

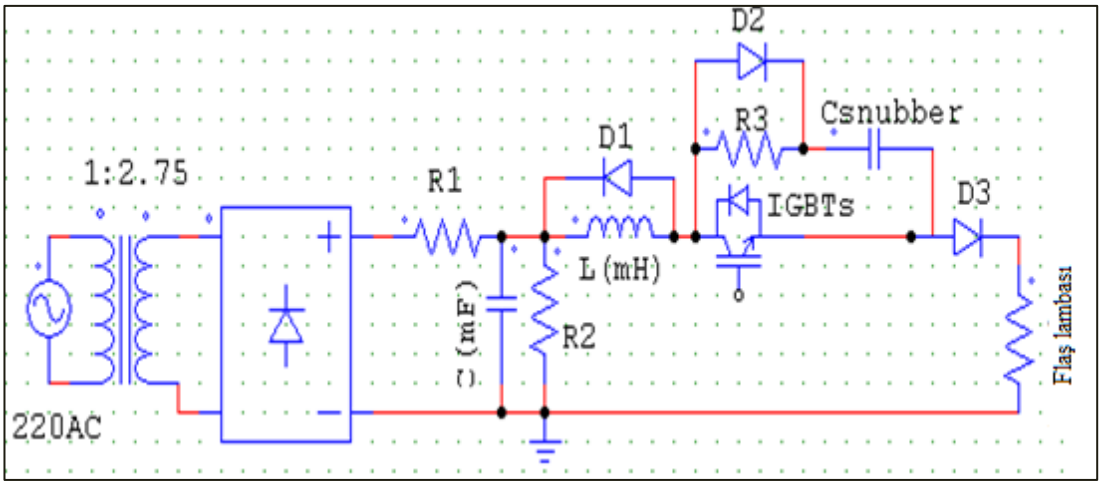
Deşarj devresi elektrik enerjisini flaş lambaya taşıyan flaş lamba sürücüsünün kalbidir. Bu devre Şarj Ünitesi, Darbe Oluşturan Ağ, Kapasitor Bankası ve Anahtar Cihazı olmak üzere dört ana kısımdan oluşmaktadır.

Şarj ünitesi deşarj ünitesinin topolojisine bağlıdır. İki temel teknoloji vardır; switch mode güç kaynağı (Switch Mode Power Supply – SMPS) ve geleneksel teknik. SMPS ayarlanabilen yüksek voltajlı yüksek akım gereksinimleri için tercih edilebilir. Ayrıca SMPS devreleri daha az geniş, hafif ve son derece etkilidir. Ancak, geleneksel teknikler güç kaynağının ağırlık artışı olan standart azaltıcı ve yükseltici trafolar gerektirmektedir. Sabit gerilim nedeniyle eski teknik gereksinimi Ho:YAG lazer

sistemi için kullanılır. Bu teknikteki şarj oranı izole transformer direnci ve giriş gücü şarj nedeniyle etkilenir;

$$\tau = RC \tag{2.1}$$

Denklem (2.1) şarj oranını tanımlamaktadır. Lazer sistemi için kullanılan geleneksel teknikte, şarj direnci $1\,\Omega$ dan az olmalıdır. Deşarj ünitesinin şematiği Şekil (2.12)' de gösterilmektedir.



Şekil 2.12. Elektrik gücünü flaş lambasına dönüştürmek için kullanılan deşarj ünitesi

Tablo 2.3. Deşarj devresi bileşenlerinin özellikleri

Bileşenler	1:2.75 Trafo	R1	C	R2	D3	L	R3	Csnubber
Özellikler	50 VA	$1\,\Omega$	10 mF	$50\,\mathrm{k}\Omega$	30kV	2,4mH	$10\ \Omega$	6µF

R1 direncinin değeri kapasitör bankasının şarjında çok önemlidir. Kapasitör bankası C'den gösterilmektedir. Bu bileşenlerin değeri çalışma frekansına, darbe süresine ve darbe şekline bağlıdır. Bu ünitenin gerçek donanımı Şekil (2.13)' te gösterilmiştir.



Şekil 2.13. Deşarj Ünitesinin Baskılı Devre Kartı

İndüktör L flaş lambası sürücüsü için çok önemlidir. İndüktör değerinin dışında, dolgu seçimi de güç ünitesinin optimum çalışması için çok önemlidir. Yüksek frekans operasyonu için indüktör dolgu seçiminde zorluk yoktur. Diğer taraftan, çok düşük frekans dolgusu bulmak zordur. Kendi kendine yapılan indüktör bu problemi çözmek için kullanılır. C ve L değerlerinin detayları Darbe Oluşturan Ağ konusunda verilmiştir.

Kapasitör bankasındaki enerji Denklem (2.2)'deki ifade ile hesaplanabilir;

$$E_0 = \frac{1}{2} C V_0^2 \tag{2.2}$$

Flaş lambası sürüş devresinin empedansı çok önemlidir ve Denklem (2.3) kullanılarak hesaplanabilir;

$$Z_0 = \sqrt{\frac{L}{C}} \tag{2.3}$$

Flaş lambası ona karşı uygulanan gerilim ile direncin doğrusal olmayaan davranışlarına sahiptir. Deşarj boynunca direnci bulmak zordur,ancak, literatür çalışmasına referans olarak, süreç boyunca direnç 1Ω altında olur. Flaş lambasının dinamik direnci Denklem (2.4) ile ifade edilebilir;

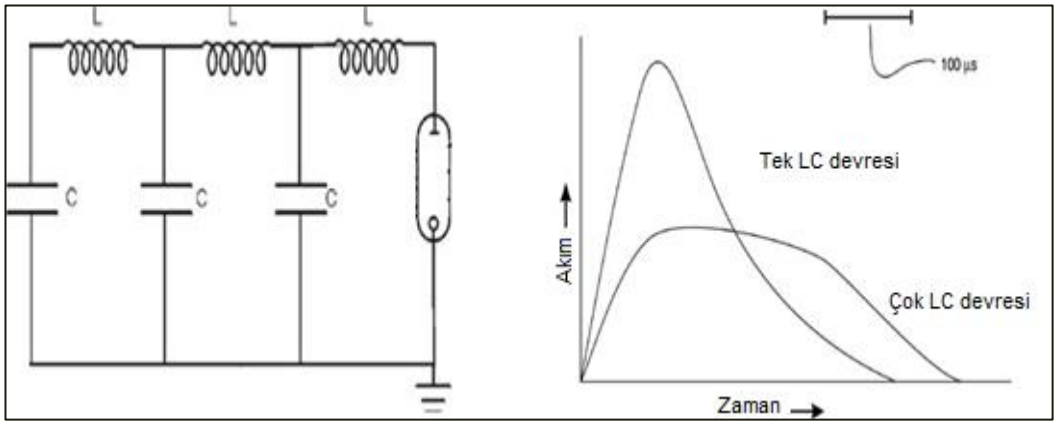
$$R_0 = \rho \frac{L}{A} \tag{2.4}$$

Flaş lambasının içine geçen mevcut akım da flaş lambasının öngörülmeyen davranışları nedeniyle çok dinamiktir. Akım Denkem (2.5)'deki ifade ile bulunabilinir;

$$I = \frac{V_0}{(Z_0 + R_0)} \tag{2.5}$$

Akım yoğunluğu emisyon spektrumlarını tanımlayan tek parametredir. Daha yüksek akım yoğunlukları süreklilik bant emisyonu için gereklidir.

Atımı şekillendirmek için olası iki yol vardır. Bunlardan birincisi, oluşturulan çoklu darbeyi (The Multiple Pulse Forming Networks – PFN) kullanmak, ikincisi ise kapasitör bankasıdaki depolanmış enerjinin özel yüzdesini kullanmaktır. Darbe oluşturan ağın şematiği ve darbe şekli Şekil (2.14)'de gösterilmiştir.



Şekil 2.14. Multimesh Deşarj Devresinin Darbe Şekli ve Şeması [41]

Düz üst akım profili indüktörün ve kapasitörün multimesh ağını kullanarak elde edilebilir. Daha fazla indüktörün kullanımı yükselme zamanını etkiler ve akım profilinin düşüş zamanı Denklem (2.6) ile hesaplanabilir;

$$t_r = \frac{\sqrt{L_t C_t}}{N} \tag{2.6}$$

$$t_f = 3.t_r \tag{2.7}$$

Bu teknikte, birçok özel indüktörünana baskılı devre kartı üzerindeki boşaltım devresinin boyutunu arttırması gerekmektedir. Aksine, büyük bir kapasitör bankası pahalı olabilecek düz deşarj darbesi için kullanılabilir. Eski teknik 10mF kapasitör bankası kullanarak tercih edilmektedir.

Atım enerjisi kapasitor bankasındaki toplam enerjinin sadece %10'luk bölümünü kısıtlamalıdır, Denklem (2.8) ile ifade edilebilir;

$$E_{pulse} \leq 0,1E_0 \tag{2.8}$$

Bu durumda, darbe şekli neredeyse dikdörtgen biçimindedir ve son kısımda sadece %5 lik gerilim düşmesi vardır. İkinci olarak, dikdörtgen darbe şekli ile güç kaynaklarında elektrolitik kapasitörlerin ömrü darbe sırasındaki kapasitörün deşarjına bağlıdır.Maksimum çıkış gücü de maksimum gerilimin %70-100 'e bağlıdır. Kapasitör üreticileri kapasitördeki depolanmış enerjinin %30'dan daha fazla deşarjı önermemektedir;

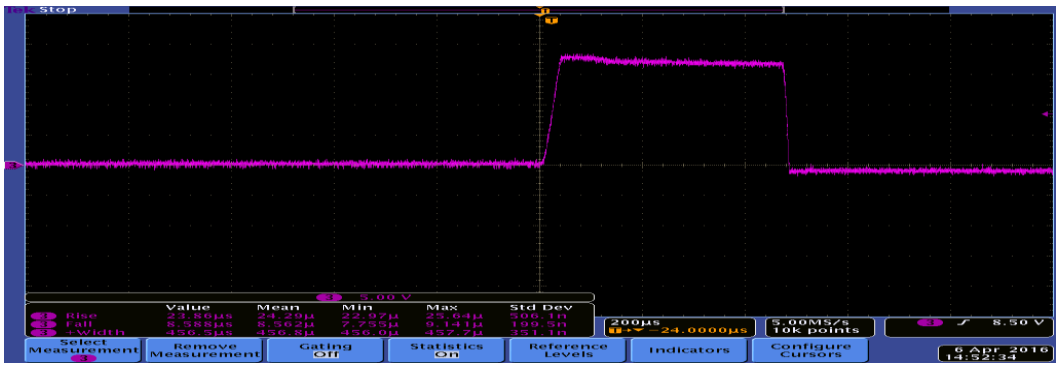
$$E_{pulse} \leq 0,3E_0 \tag{2.9}$$

Basitleştirilmiş RLC devresini içeren deşarj devresi daha iyi performans için kritik damping şarlarına göre tasarlanmalıdır. Bu konu Denklem (2.3) ve (2.4) yardımı ile anlaşılabilir;

$$R_0 = 2Z_0 \tag{2.10}$$

Flaş lambasının yaklaşık direnç değeri 1Ω olarak Denklem (2.4) ile hesaplandı. Denklem (2.10) L ve C değişkenleri ile ifade edilerek daha fazla kolaylaştırıldı;

$$L = \frac{C}{4} \tag{2.11}$$

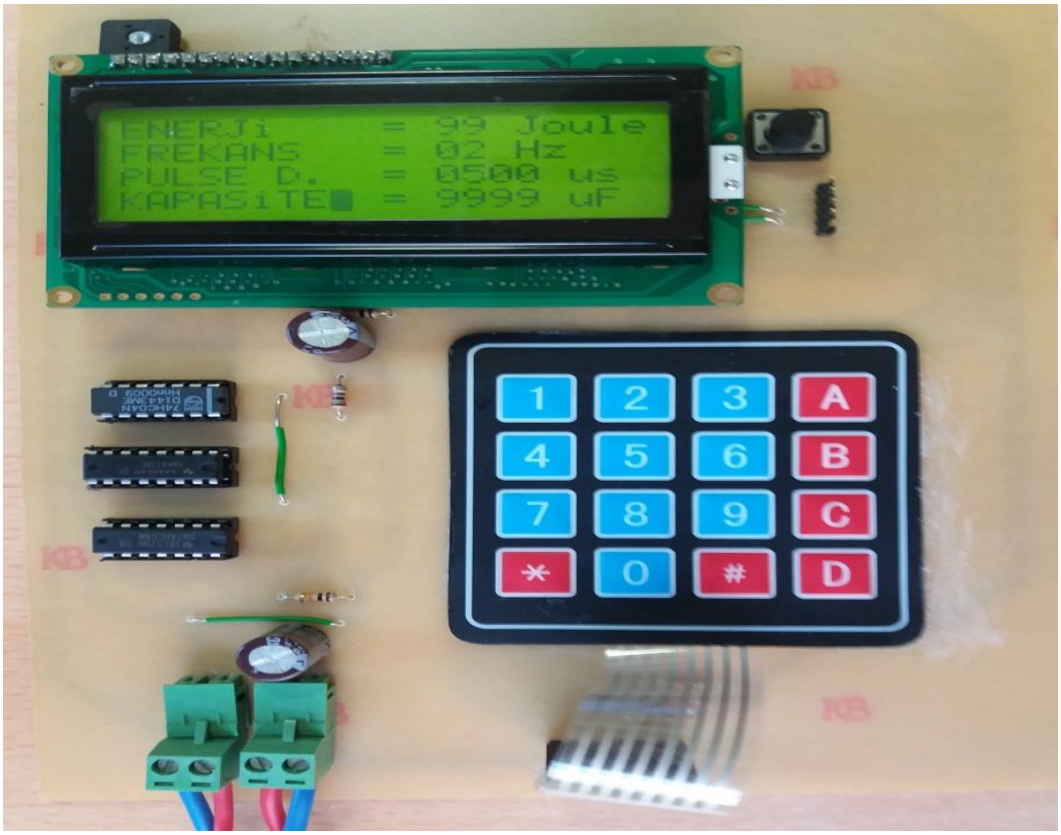


Şekil 2.15. 500 µs darbe süresi sinyalinin yükselme ve düşme zamanı

2.3.4. Kontrol paneli

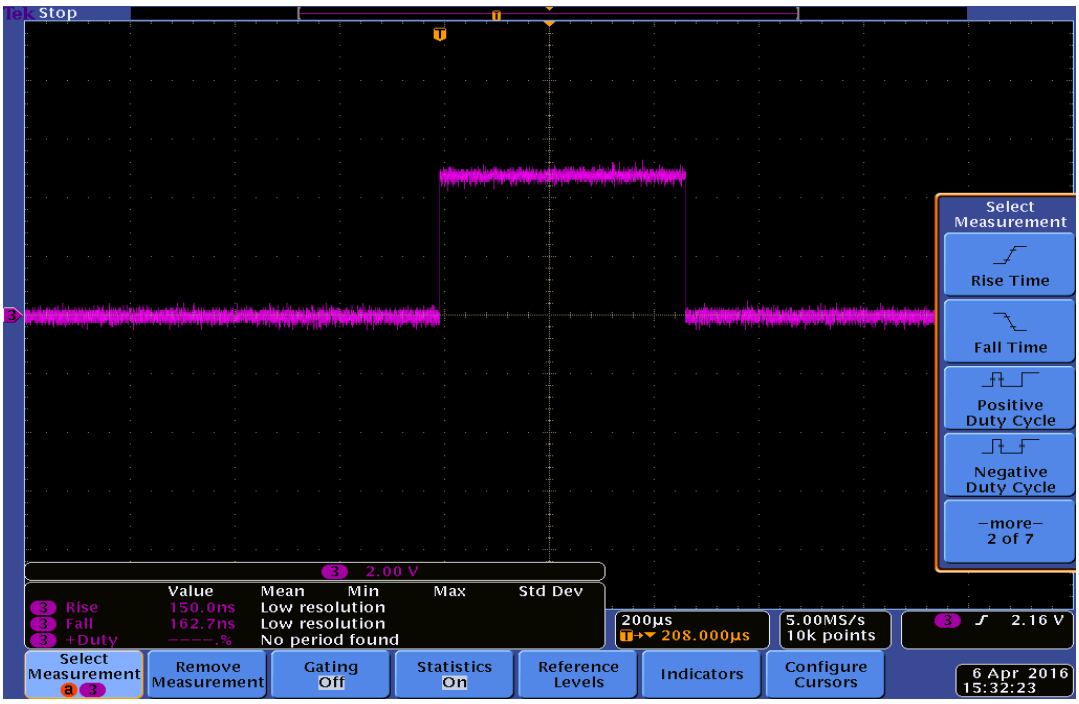
Kontrol paneli sadece operatörün istenen darbe sürelerini ayarladığı yerdeki tanımlı kullanıcı devredir. A PIC 16F877A mikrokontrol darbe üretmek için programlanabilir. Komutlar montaj kodunda yazılıdır ve mikrokontrolde programlanır. PIC kontrolörü darbe genişliğini değiştirmek ve darbe flaş lambasının darbe tekrarlama oranı için sırasıyla güç kaynağına arabirimdir. Bu bir kapasitörün deşarjını açma ve kapama kontrolünü yaparak elde edilebilir.

Kullanıcı flaş lambasını kullanmak için istenilen darbe süresini ve tekrarlama oranını ayarlayabilir. Flaş lamba sürücüsü deşarj işlemi için 200 s- 4ms darbe süresi ve 1-30Hz tekrarlama oranı arasında verimli biçimde çalışır. Program ihtiyaçlara göre kontrol paneli için Pic Basic Pro yazılımında yazılır. Gereksinimler ayarlandıktan sonra klavyeden C tuşu darbe katarını güç kaynağına göndermek için kullanılır. Flaş lambasının çalışmasını hemen durdurmak için klavyeden D tuşu kullanılır. Ho:YAG lazeri için özelleştirilmiş kontrol paneli Şekil (2.7)'de gösterilmektedir.



Şekil 2.16. Flaş lambası kontrol paneli

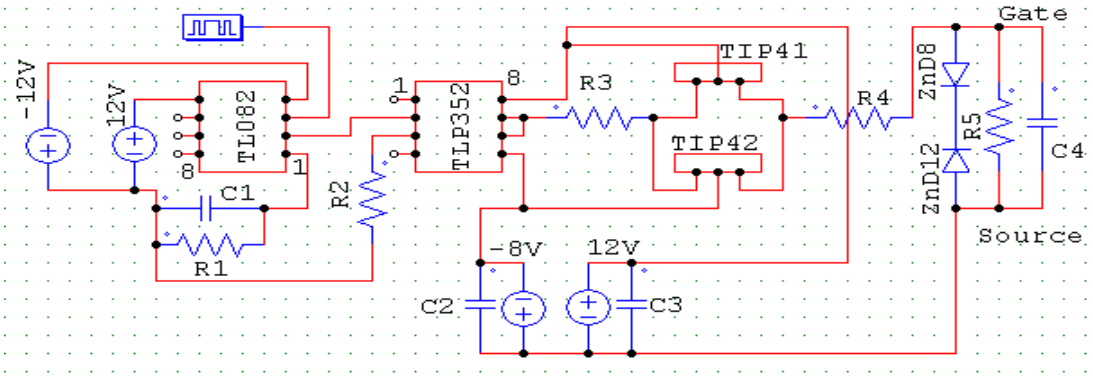
Mikroişlemciler düşük tekrarlama oran sinyali almak için tercih edilmez. Ancak, dış osilatör bu uygulama için dizayn edilmiştir. Dış osilatörde en doğru sinyali almak zordur. PIC mikroişlemci üretilen sinyallerinin artış ve düşüş zamanı Şekil (2.18)' de gösterilmiştir.



Şekil 2.17. Kontrol Paneli Üretilen Sinyali

2.3.5. IGBT Sürücü devresi

IGBT sürücüsü laser güç kaynağı için önemli bir devredir. Kullanıcı tarafından belirlenen parametreleri kontrol panelinden deşarj devresine aktarır. Ayrıca kontrol paneline yüksek voltajdan izole ederek güvenli çalışmasını sağlar. Bunun yanı sıra hızlı yükselme ve azalma zamanları ile anahtarlama elemanlarında daha az enerji kaybına sebep olur. IGBT sürücüsünün şeması ve önemli elemanları sırası ile Şekil (2.18)'de ve Tablo (2.4)'te görülmektedir.

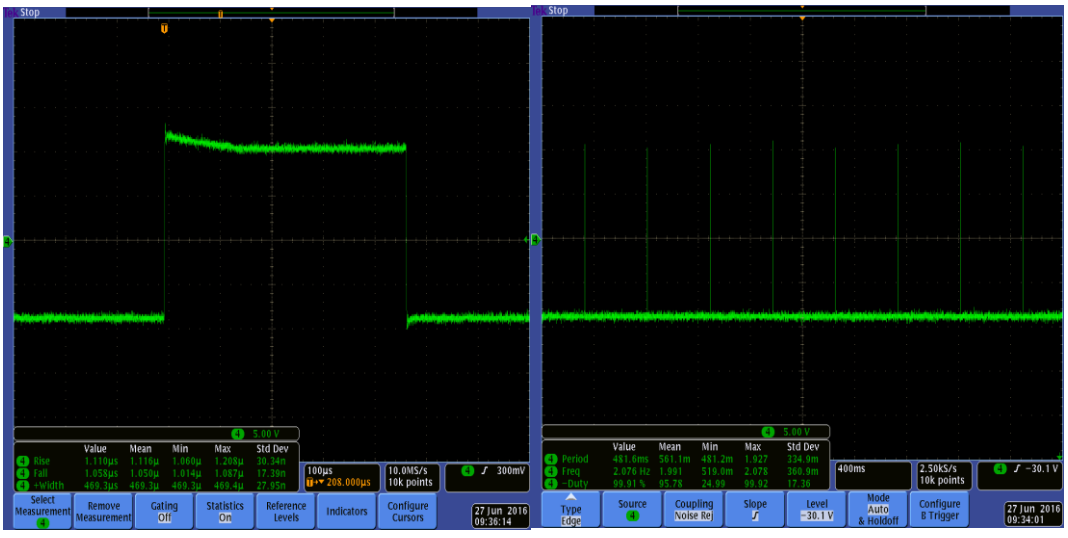


Şekil 2.18. IGBT Sürücü devresi

Tablo 2.4. IGBTs sürücü devresi bileşenlerinin özellikleri

Bileşenler	İzolatör	R1	C1	R2	R3	R4	R5	C2,C3,C4
Özellikler	TLP352F	2,2kΩ	150pF	470Ω	10Ω	2,2 Ω	10k Ω	100nF

Bir izole-kapı iki kutuplu transistörü (An İsolated-Gate Bipolar Transistor – IGBT) özel elektrik enerjisinin flaş lambasına trasnferi için kullanılır. IGBT tetik kontrol paneli (kullanıcı arayüzü) tarafından izole kapı sürücü devresiyle etkindir. Günümüzde IGBT 'ler düşük frekanslarda enerji transferi için en uygun cihazlardır. Değişik kapı sinyalleri örneklerde verildiği gibi kontrol paneline uygulanır.

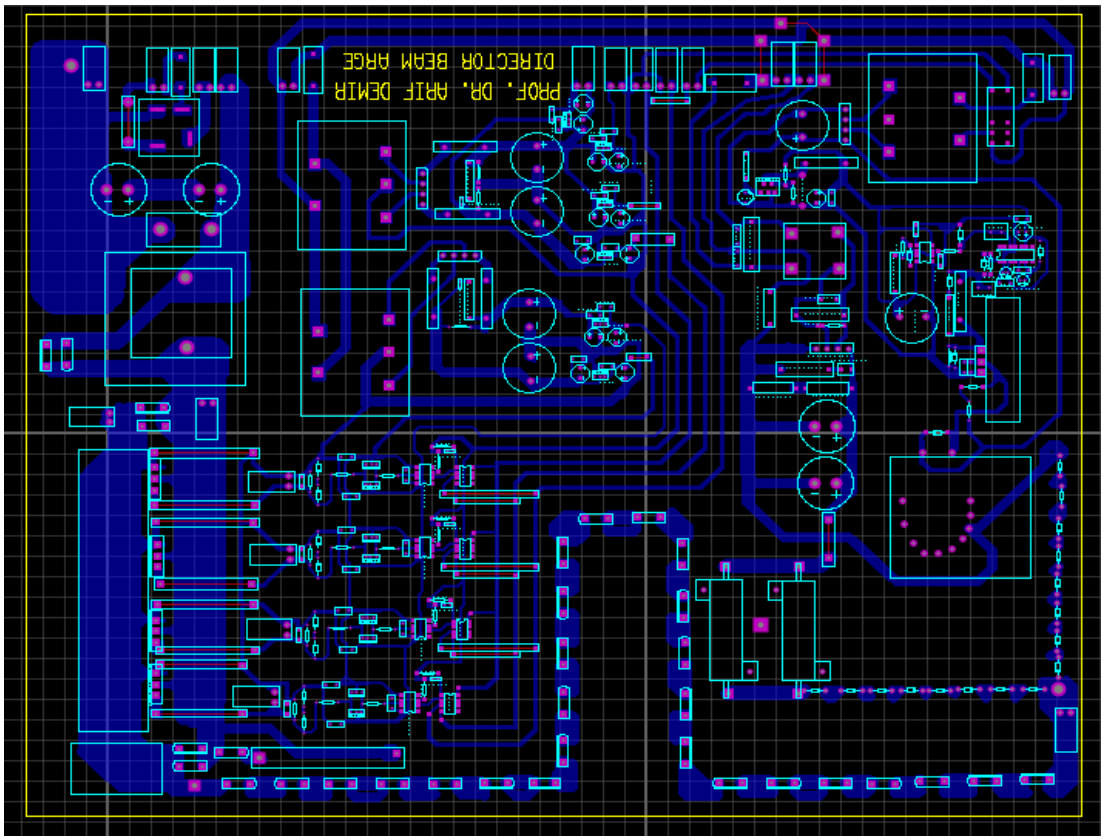


Şekil 2.19. 2Hz frekansının Geçit Sinyali ve 500 µs darbe süresi

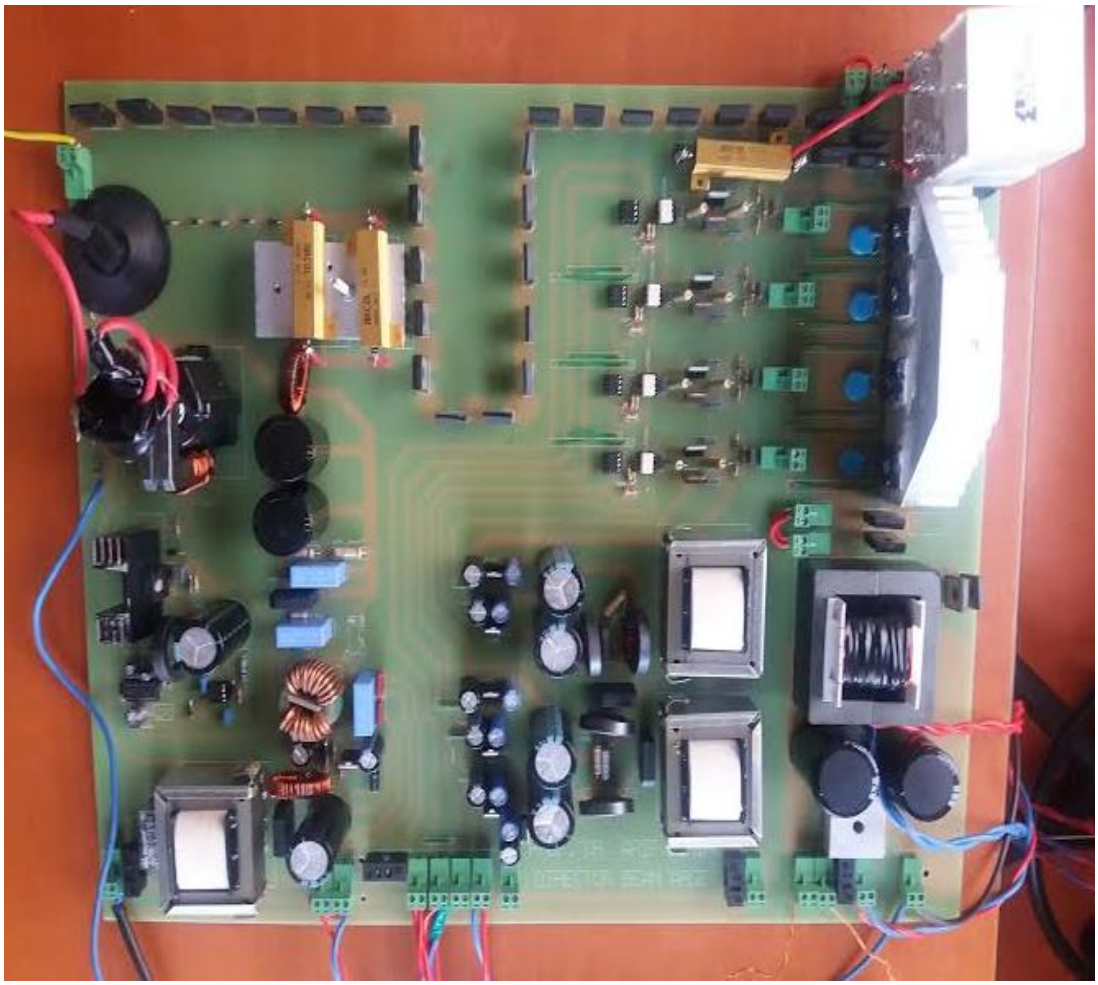
2.3.6. Sonuçlar

Ho:YAG lazer sistemi için güç kaynağı aşağıda verilen özellikler ile dizayn edilir ve uygulanır. Bu özellikler; 0,2-4 ms arasındaki atım süresi, 1-30 Hz arasındaki tekrarlama oranı ve sabit çalışma gerilimidir. Ancak, giriş gerilimlerinin değiştirilmesi ile ayarlanabilir. Ho:YAG lazeri için optimum gerilim oranı 450-900V dur. Başlangıçta, tüm elektrikli devreler tek başına tasarlanır ve uygulanır.

Sonunda, bütün devreler tek modül üzerinde birleştirilir ve profesyonel şirketlerden baskılı devre kartı elde edilir.Tek çipli güç kaynağı devresi Şekil (2.19)'da gösterilen Proteus yazılımında tasarlanmıştır. Lehimli ve test edilmiş güç kaynağı modülü Şekil (2.20)'de gösterilmektedir.



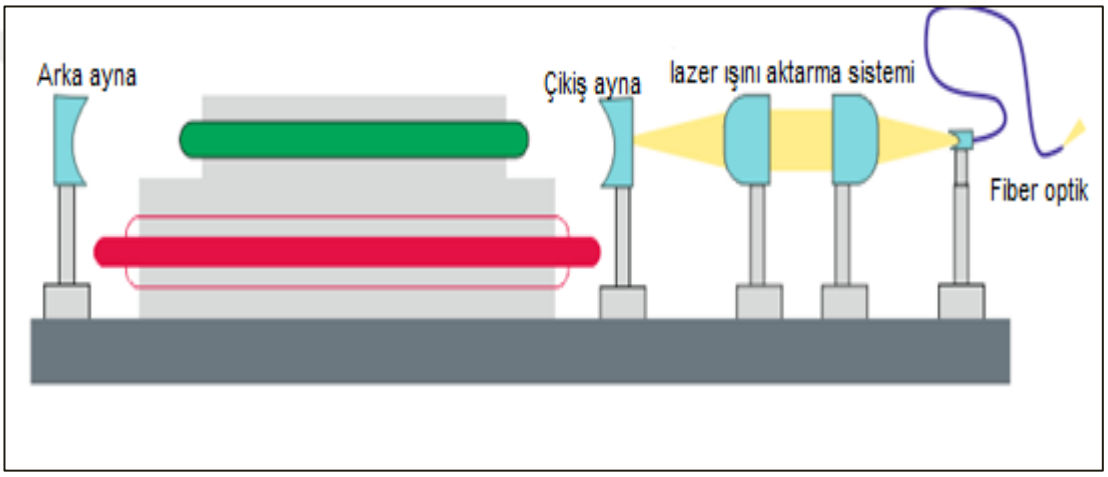
Şekil 2.20. Proteus Yazılımı ile dizayn edilen baskılı devre kartı



Şekil 2.21. Ho:YAG lazeri için güç kaynağı

3. HO:YAG LAZER TASARIMI

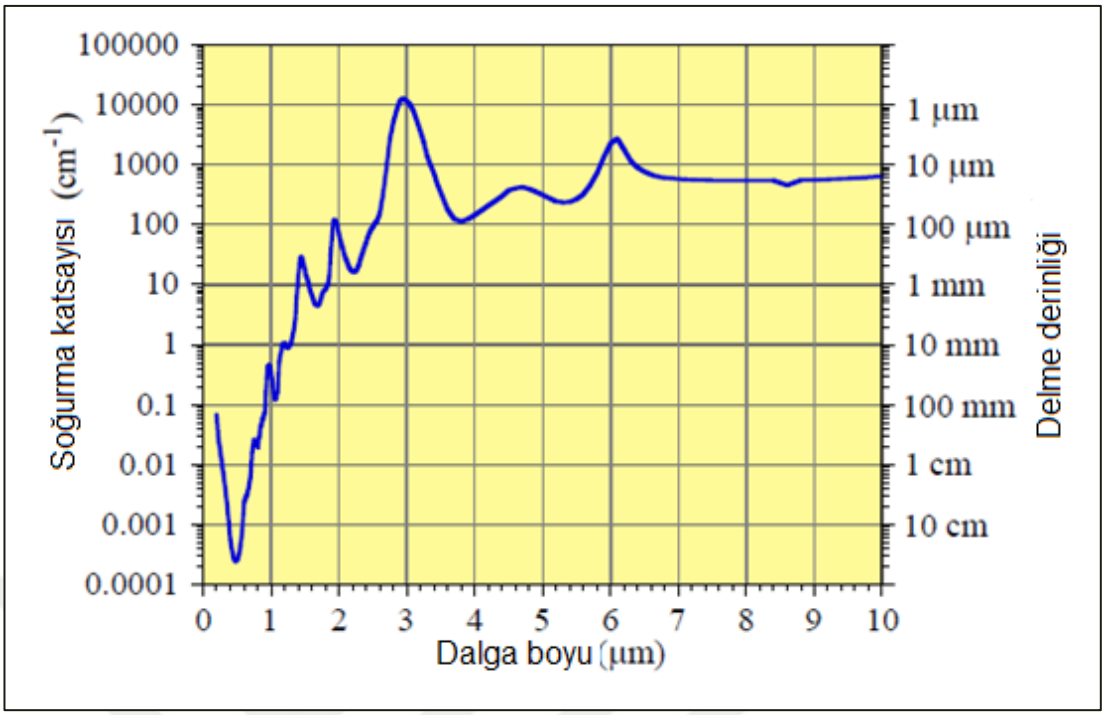
Katıhal lazerler temel olarak üç bileşenden oluşur. Bunlar; aktif ortam, lazer aynaları ve pompalama kaynağıdır. Üç elementin özellikleri fiziksel yapı ve lazer çıkışı için çok önemlidir. Işık, bu soğurumu aşan şekilde ilk bölümde tanımlanan uyarılmış emisyon tarafından güçlendirilmiş devamlı ayanlardan geçiyorsa, eksen boyunca yayılan çok yönlü güçlü demet elde edilebilir.



Şekil 3.1. Flaş Lambası ile Pompalanan Ho:YAG Lazer Sistemi

3.1. Aktif Maddenin Seçimi Ve Spektral Özellikleri

Dalgaboyu, enerji ve tekrarlama oranı gibi lazer sisteminin özellikleri aktif maddenin seçimi için önemli bir parametrelerdir. Bu özellikler lazerin uygulamasına bağlıdır, örneğin, bu çalışmadaki lazer böbrek taşlarının parçalanması için tasarlanmıştır. Değişik dalga boylarının optik soğurumunun bir spektrumu şekil(3.2)'de gösterilmiştir. 2µm lazer dalgaboyunda soğurma katsayısı yakınındaki dalga boyları ile karşılaştırıldığında yüksektir. Ayrıca, 2 µm'de nüfus etme derinliği Litotripsi de kabul edilen 100 µm dir, ancak, 3 µm de yüksek bir tepe vardır. Fakat bu dalgaboylarında lazer ışınının fiber optiğe transferi için henüz başarı elde edilememiştir. Bu nedenle, Ho:YAG kristalini aktif madde olarak seçmek bu uygulama için en iyisidir ve ayrıca aktif madde gelişim için güvenilirdir.



Şekil 3.2. Değişik dalga boylarında suyun soğurma spektrumu [42]

Ayrıca litrotripsi uygulaması için, düşük tekrarlama oranı gerekmektedir. Çünkü taşlar böbrekten daha önce bölüm 1 de açıklandığı gibi foto termal olgu yolu ile çıkarılmaktadır. Düşük frekans gereksinimliliğine bağlı olarak katıhal lazer sistemi tasarlanmıştır.

3.1.1. CHT:YAG Kristailinin özellikleri

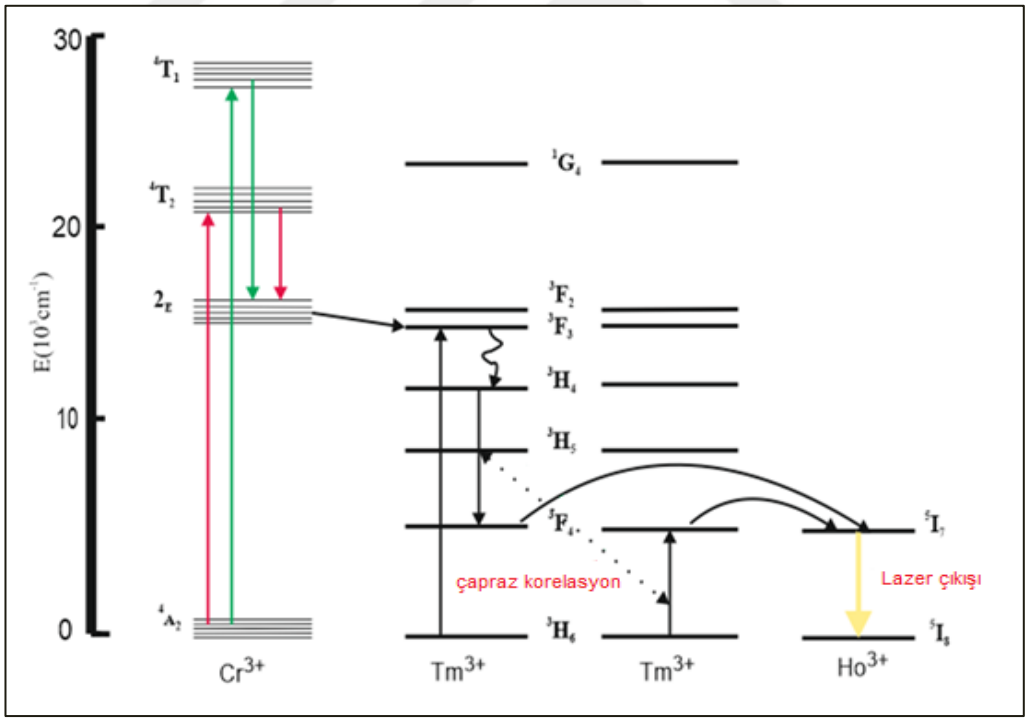
Son derece şeffaf Cr, Tm, Ho üç iyonlu katkı yiterbiyum alüminyum garnet triple-doped $Y_3Al_5O_{12}$ (YAG) kristali bu lazer uygulamasında kullanılmaktadır. CTH:YAG 2080 nm'de lazer ışıması veren yeni bir ktristal maddedir. Tıpta, askeri ve meterolojik alanlarda uygulamaları vardır.

Verimli çalışması için anahtar etki Cr, Tm ve Ho gibi üç iyonlu elementler arasındaki enerji transfer işlemlerine dayanmaktadır. Cr^{+3} iyonu flaş lambasının enerjisini etkin bir şekilde soğuruyormuş gibi davranır, bu iyon soğurduğu enerjiyi %90 dan büyük bir verimlilik ile Tm^{3+} iyonuna aktarır. Tm:Tm çapraz gevşemesi oluşur ve Şekil (3.3)'de gösterildiği gibi 2'ye yaklaşan bir kuantum verimliliği ile bu enerjisini Holyuma aktarır. CHT:YAG oda sıcaklığında iyi çalışır [43]. Bu kristal flaş pomplama ve diyot pompalama teknikleri için kullanılabilir. Ancak, krom katkısı diyot pompa

mekanizması için gerekli değildir. Lazer ışıması, spektral ve malzeme özellikleri ile ilgili bilgiler Tablo (3.1)'de verildi.

Tablo 3.1. CHT:YAG Kristalinin Özellikleri

Lazer Geçişi	$^5I_7$-$^5I_8$
Lazer Dalgaboyu	2080nm
Floresan Ömrü	8,5ms
Kırılma İndeksi	1,8 at 2080nm
Uyarılmış Emisyon Alanı	$7*10^{-21}cm^2$
Önemli Pompa Bantları	400-800nm
Kristalin Çapı	4mm
Kristalin Uzunluğu	100mm



Şekil 3.3. CHT:YAG Kristalinin içindeki fotonların geçişi

3.2. Lazer Işıması İçin Eşik Kazancı

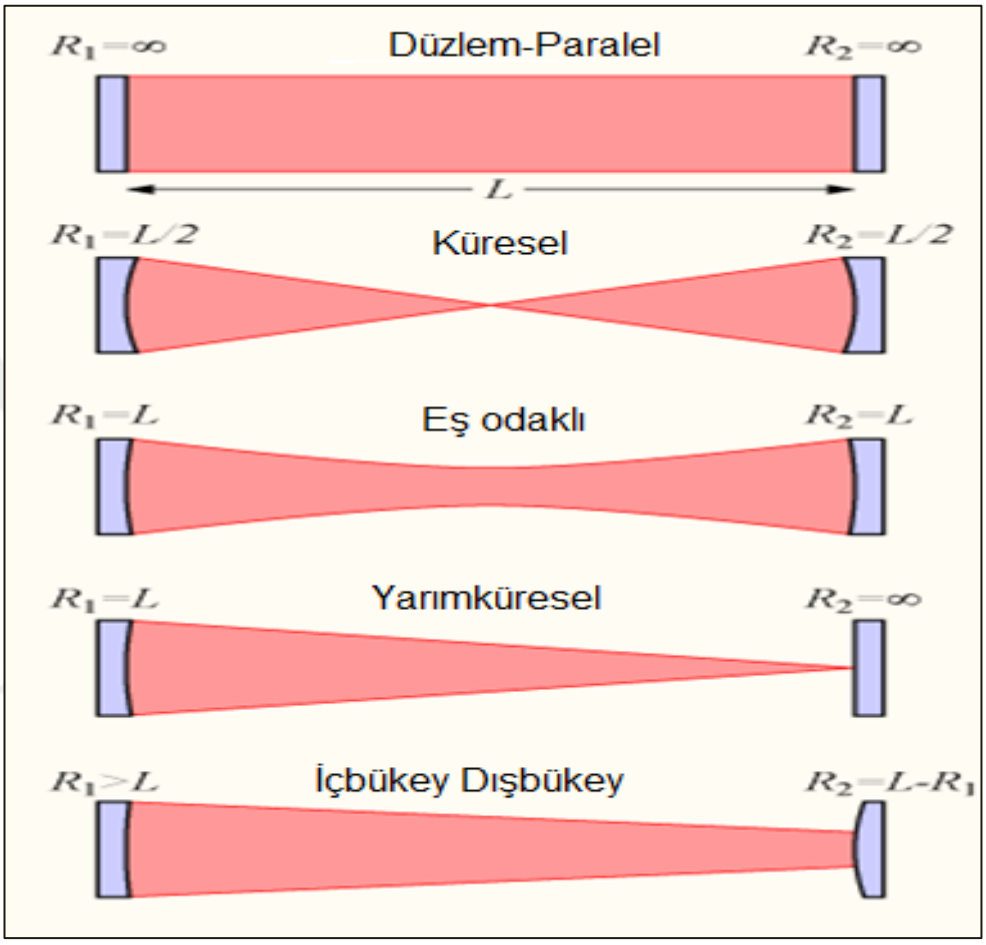
Lazer ışıması hatrı sayılır bir kazanç elde etmek için kavitedeki kısmi yansıtıcı aynaya gitmeden önce lazer kavitesi olarak adlandırılan ayna çifti arasında lazer aktif ortamından geçerek birden fazla salınıma uğrar. Lazer salınım sadece aktif ortamda sürdürülebilir, bunun için ise aynalar arasında gidiş-dönüşünden sonra en az birim kazanç doldurması ve lazer kavitesi içindeki çeşitli kayıpların üstesinden geldiği taktirde gerçekleşebilir. Etkin kazanç katsayısı $k - \Upsilon$ ye azaltılır, burada, Υ ortamın kayıp katsayısıdır. Eğer gidiş-dönüş kazancı G den daha az olsaydı, lazer salınımı sönümlenirdi.

Yoğunluğu I_0 olan lazer ışınının aktif ortamdan geçtiği durumu ele alalım; sırası ile yansıtıcıları R_1 ve R_2 olan M_1 ve M_2 olarak adlandırılan iki ayna olsun, aynaların arasındaki L uzuluğu homojen olarak doldurulduğunu varsayalım. Işın yoğunluğu I_0, M_1 yüzeyinden başlar ve L uzunluğundan M_2 yüzeyine ulaşmak için yapılan bir seyahatten sonra $I_1(I_1 = I_0 \exp(k - \Upsilon)L)$ yoğunluğuna ulaşır. M_2 yansımasından ve M_1 aynasına geri dönüşten sonra, ışık şiddeti M_1 yansımasından tam bir gidiş dönüş ($I_2' = I_2 R_1 = I_1 R_1 R_2 \exp 2(k - \Upsilon)L$) sonunda I_2' olan I_2 ($I_1' = I_1 R_2$ Yansıma nedeniyle ve $I_2 = I_1' \exp(k - \Upsilon)L$) olur. Dalgalar M_1 yüzeyinden başlayarak ve bir ya da daha fazla tur tamamlamıştır ki bu aynı faz içinde bulunmaktadır. Şimdi, bir gidiş-dönüş için ulaşılan kazancı $G (I_2'/I_0)$ boşluğunun içine lazer salınımını sürdürmek için en az bir olmalıdır. Bu nedenle, $R_1 R_2 \exp 2(k - \Upsilon)L = 1$ eşik kazanç katsayısı (k_{th}) için $\Upsilon + (2L)^{-1} \ln(R_1 R_2)^{-1}$ nin bir değerini veren eşik koşuludur.

3.3. Optik Rezonatör

Aktif ortam boyunca yalnızca bir defa ışın geçişi önemli ölçüde amplifikasyon elde etmek için yeterli değildir. Bu sorunun üstesinden gelmek için, uygun optik geri besleme elemanları genel amplifikasyonu arttırmak için ortamdaki her bir uçta kullanılmaktadır. En basit durumda, yüksek yansıtıcılığa sahip iki optik ayna, biri kısmen yansıtıcıdır, bu aynaların her ikisi de aktif ortamın iki ucuna yerleştirilir. Bu aynaların amacı kazanç aracılığıyla optik ışının birkaç kez geçişini sağlamak için sistemin etkin uzunluğunu artırmaktır.

Aktif ortam ile aynalar beraber optik osilatör içermektedir. Bir kaç enine geçişten sonra kavite içindeki ışık dalgasının korunmasının mümküm olduğu optik yapılandırmalar kararlı rezanatörler olarak bilinir. Bazı kararlı rezanatör tasarımları Şekil (3.4)'de görülmektedir.



Şekil 3.4. Kararlı optik rezanatörlerin değişik geometrileri [44]

Örneğin; iki parallel ayna düzeneğine sahip bir osilatörde, bir katı parallel şekilde sabitlemek zordur. Lazer ışınının paralel geometriden hafif bir sapması bir kaç yansımadan sonra kavite ekseninden uzaklaşmasına sebep olur. Ancak, aktif maddenin büyük bir kısmının bu geometride pompalanması yararlıdır. Aktif ortamın daha az kısmı pompalanmasına rağmen konfokal salınıcaları hizalamak çok basittir. Ho:YAG lazer sisteminin optik rezanatörü paralel rezanatör ve konfokal rezanatör arasında tasarlanmıştır. Mod hacmi paralel rezanatörün mod hacmine neredeyse eşit olan yeni dizayn rezanatörlerdir.Uzun yarı çaplı paralel rezanatörler olarak adlandırılır.

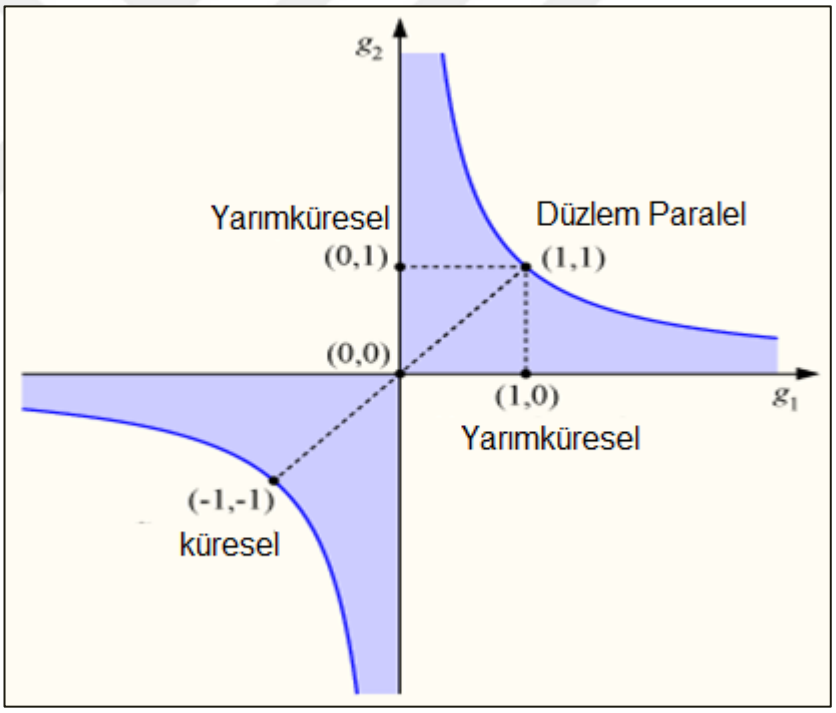
Her iki Plano Concave aynalarının yarıçapı 1000mm dir ve optik rezanatör denklemi $R_1=R_2=3L$ dir.

3.3.1. Kararlılık ölçütü

Birkaç yansımadan sonar da rezanatör optik olarak kararlı ise kullanılan aynaların görüntüleme özelliklerinden dolayı ışık rezonatör içinde kalır ve aynalar kenarlarının dışına çıkan yol ile rezonatör bırakmaz ise bir rezanatör optik olarak kararlıdır. Optik rezonatörün kararlığı Denklem (3.1) ile tanımlanabilir;

$$0 \le g_1 g_2 \le 1 \qquad (3.1)$$

Burada $g_1 = 1 - \frac{L}{R_1}$ ve $g_2 = 1 - \frac{L}{R_2}$



Şekil 3.5. Optik rezonatörlerin kararlılk diyagramı [45]

R1 ve R2 aynaların eğrilik (kavis) çapı iken L iki ayna arasındaki uzaklıktır. Ho:YAG lazer için g_1 ve g_2 nin değeri kısmen düzlem paralel rezonatörünün kararlılığını gösteren 0,7 dir. Yakın rezonatör kararlılık limitine yakın çalıştırılır. Daha duyarlı olan bu uyumsuzluk içindir.

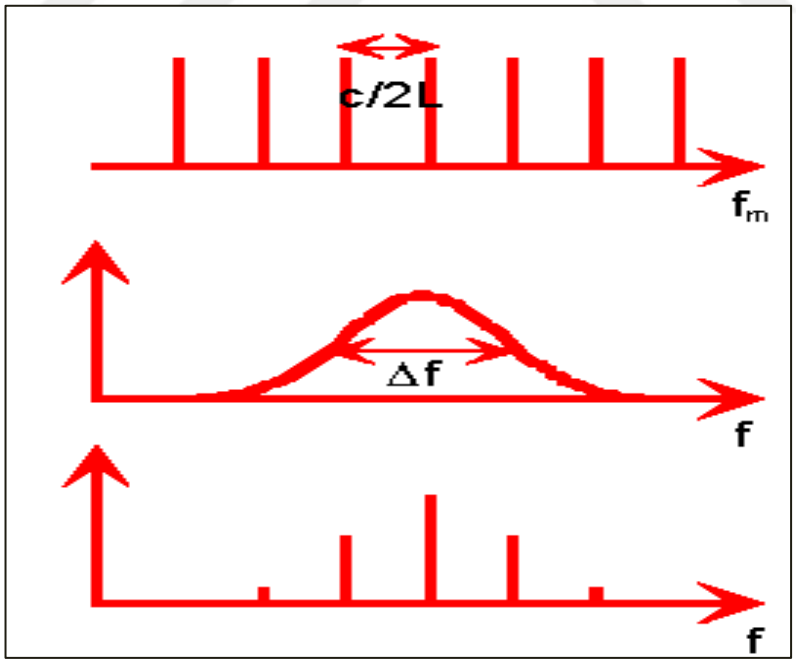
Çünkü ayırmada küçük değişiklikler bile kararsız bölgeye (termal genleşme gibi) rezonatör alabilir. Aynalar arasındaki uzunluk kısaltılırsa bu sorun azaltılabilir. Bu durumda mod hacmi azalır ve bu da önemli ölçüde lazerin çıkış gücünü etkiler.

3.4. Lazer Modları

Lazer ışının çıkışı aslında geniş bir frekans aralığında değişik frekanların yakın aralıklı spektral çizgilerinin sayısından oluşur. Ayrık spektral bileşenleri lazer modları olarak adlandırılır ve kapsama aralığı lazer çıkışı için sorumlu olan atom geçişi çizgi genişliğidir. Lazer modları eksenel ve enine modlar olarak kategorize edilir.

3.4.1. Eksenel modlar

Boşlukta bir gidiş-gelişten sonra $d\varphi = 2\pi/\lambda.(2L)$ lazer dalga faz değişimi olsun. Sırası ile boşluğun içindeki lazer salınımını sürdürmek için, faz değişimi 2π nin tam katları olmalıdır, bu ise $2\pi/\lambda.(2L) = 2n\pi$ dir. Frekans açısından, bu ifade $\nu = nc/2L$ ye dönüşür. Bu nedenle, bitişik modlar arasındaki fark $\Delta\nu = c/2L$ ile Şekil (3.6) da gösterildiği gibi verilir.



Şekil 3.6. Eksenel Lazer Modları, Lazerin optik bant genişliği ve Gerçek çıkış spektrumları [46]

Eksenel modlar tam kavite eksenine paralel hareket eden ışık dalgaları tarafından üretilir. Bir aynada ışık olayı ve bu aynadan yansıma her iki ucunda benzer bir dize sınırlı bir daimi dalga oluşturur. Bütün eksenel modlar iki yansıtan aynaların merkezlerini birleştiren hat boyunca düzlem dalgaların yayılması nedeniyle oluşur.

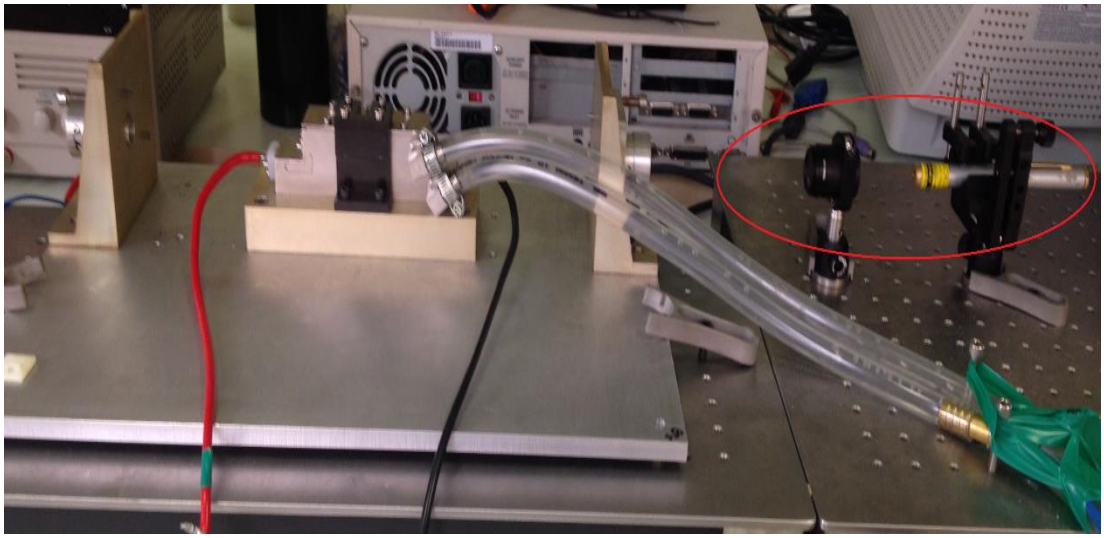
Ho:YAG lazer sistemi için boşluk genişliği 30,5 cm ve $\Delta\nu$ kolayca 0,5 GHz olan y gibi hesaplanabilir. Eğer CHT:YAG kristalinin çizgi genişliği 2GHz ve $\Delta\omega/\Delta\nu \approx 4$ lazer rezonatöründe salınım yapacaktır.

3.4.2. Enine modlar

Eksenel modlarda boşluğun ekseni boyunca yayılan düzlem dalgaları farklı, enine elektromanyetik (TEM) modları olarak adlandırılan kendi yolunu tekrarlaması mümkün olmayan eksen dışına giden diğer bazı dalgalar vardır. Bir yüzey üzerinden bu modlar düştüğünde lazer ışını kısmen kalıp şeklinde görülebilir.

3.5. Serbest Çalışan Lazerin Hizalama (Mekanik Düzen Ayarı) Yöntemi

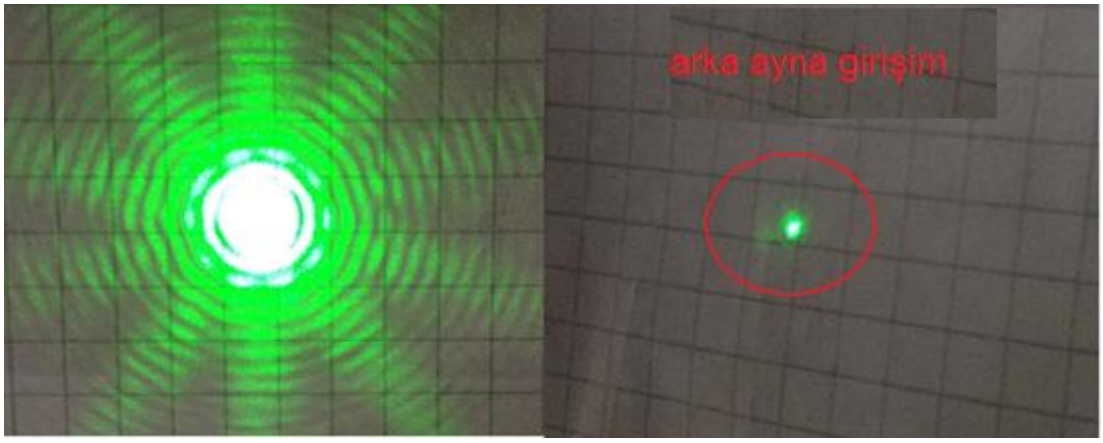
Lazer rezonatörünün mekanik olarak ayarlanması (hizalanması) simetrik ve dairesel lazer şeklini almak için çok kritiktir. Özellikle paralel rezonatörleri hizalamak çok zordur, ancak uzun yarı çaplı paralel rezonatörleri hizalamak nispeten daha kolaydır. Herhangi bir lazer sistemini hizalamak, lazer ortamı aracılığıyla iletilebilen düşük güçlü görünen dalga boyuna sahip bir lazer gerektirir. Literatürde çoğunlukla 3mW gücüne sahip He-Ne lazer kullanılmaktadır. Ancak, Ho:YAG lazerinin aktif ortamı He-Ne lazerinin dalga boyunu soğurmaktadır, bu nedenle 532 nm dalgaboyunda 5mW güce sahip yeşil lazer, lazer rezonatörünü hizalamak için en iyi tercihtir. Polarize ışık Q-anahtarlı lazerlerin hizalama işlemi için kullanılmaktadır. Fakat serbest çalışan lazerler için böyle bir gereklilik yoktur. En basitleştirilmiş sistem Şekil (3.7)'da gösterildiği gibi uygulanmaktadır.



Şekil 3.7. Lazer sisteminin hizalama düzeneği

Tüm optik bileşenler doğru optik panoda sabit referans ile üç boyutlu (3D:xyz) düzlemde tanımlanmalıdır. Yeşil lazer (uzunluk olarak en az 2 m aynı yükseklikte olmalıdır) (optik eksen boyunca) ve Z düzleminde X düzlemine paralel olması gerekir. Yeşil lazerin yüksekliği tamamen lazer rezonatöründeki optik eksenin yüksekliğine bağlıdır. Bu lazer yöntemi en doğru hizalamaları almak için kullanılırken, çoğunlukla daha fazla optikler(mercek ve aynalar) lazer sisteminin hizalama işlemi için kullanılmaktadır. Girişim deseni daha fazla optik gerektiren çıkış aynasının önündeki girişimi görmek yerine arka aynanın arkasında oluşturulur. Yeşil lazer aktif ortamın merkezinden ve çıkış merkezinden de geçmek zorundadır. Eğer düşük güç lazeri xz düzlemine paralel değilse, girişim yaratmaya uygun olması gerekir. Fakat lazer sistemi çalıştırıldığında orada lazer ışıması olmayacaktır. Hizalama lazer sisteminin en mükemmel lazerini almak için tamamlanmıştır.

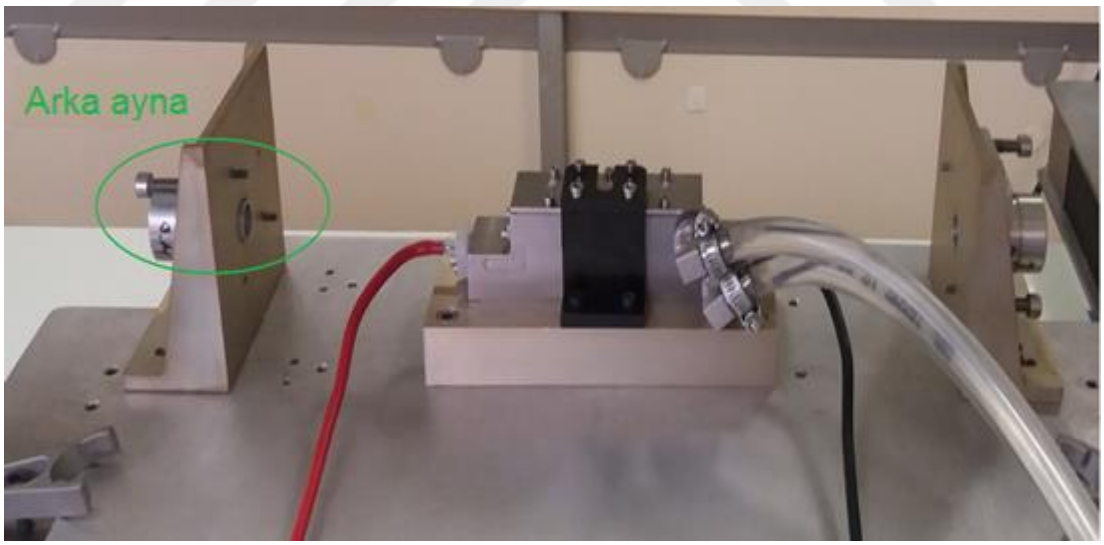
Girişim desenleri lazer aynalarında elde edildi. Arka aynadaki ışığın yoğunluğu ve girişim desenleri Şekil (3.8) gösterildiği gibi çok güçsüzdür. Aslında ışık şiddetindeki zayıflık sistemi doğru hizalamak için çok yardımcı oldu. Ancak diğer bir yandan, merkezdeki çok yoğun ışık nedeniyle çıkış aynasında arka aynanın yansımasını yerleştirmek çok zordur.



Şekil 3.8. Arka aynadaki ve çıkış aynasındaki girişim desenleri

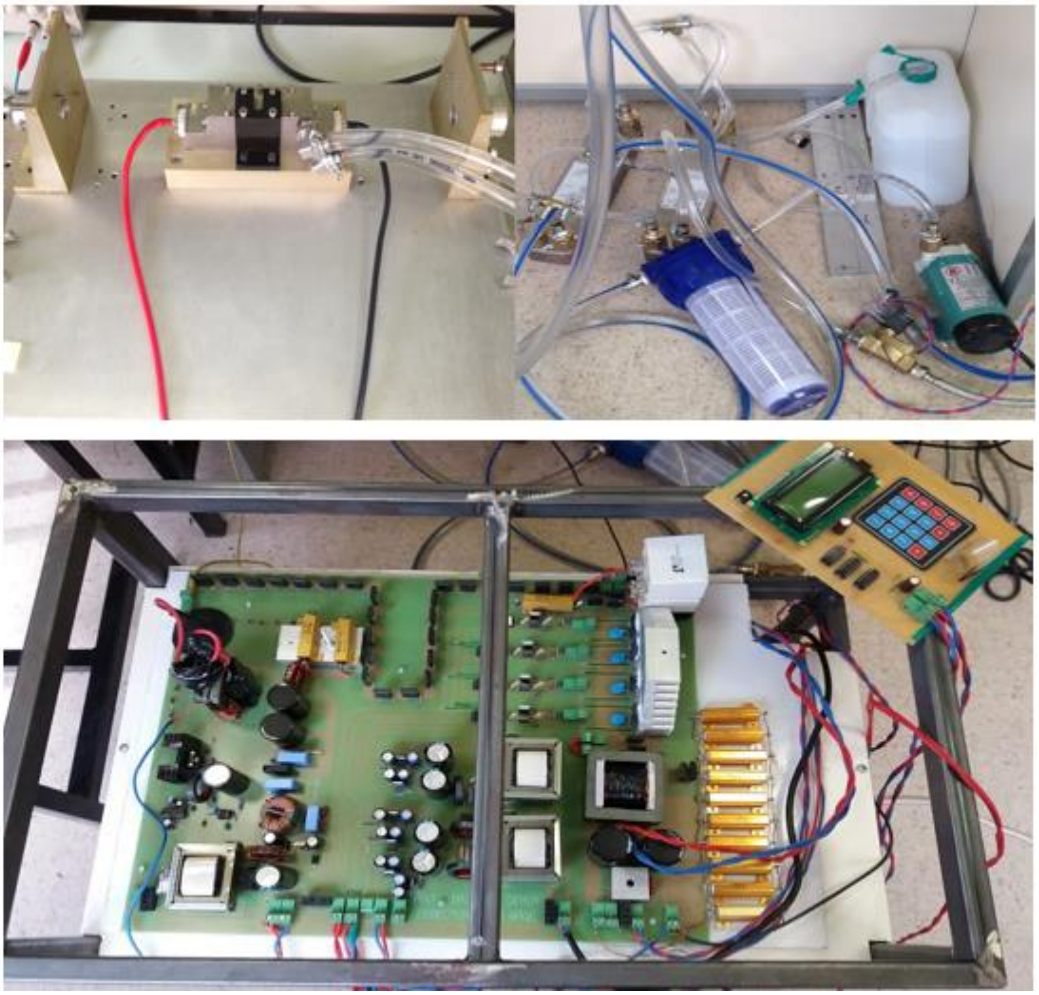
3.6. Ho:YAG Lazer Sistemi

Serbest çalışan lazer sistemi genellikle aktif ortam ve lazer aynalarından oluşur. Lazer kavitesinin uzunluğu 40 cm'dir. Aktif ortam bir ölçüye kadar termal merceklenme sorunundan kurtulmak için lazer aynalarının ortasında ayarlanır. Lazer ışını eşik enerjisinin soğurulmasından sonra başlar, çıkış coupler'ı %80 yansıma ve %20 iletme özelliklerine sahiptir. Lazer sistemi Şekil (3.9)'de görülmektedir.



Şekil 3.9. Serbest çalışmada lazer rezonatörü

Tamamlanan lazer 10 Hz tekrarlama frekansında test edildi ve şimdiye kadar 20W lazer gücüne ulaşıldı. Lazer sistemi tez çalışmasında tasarlanıp üretilen güç kaynağı tarafından çalıştırıldı. Tez çalışması kapsamında üretilen lazer sisteminin genel görünümü Şekil (3.10)'de görülmektedir.

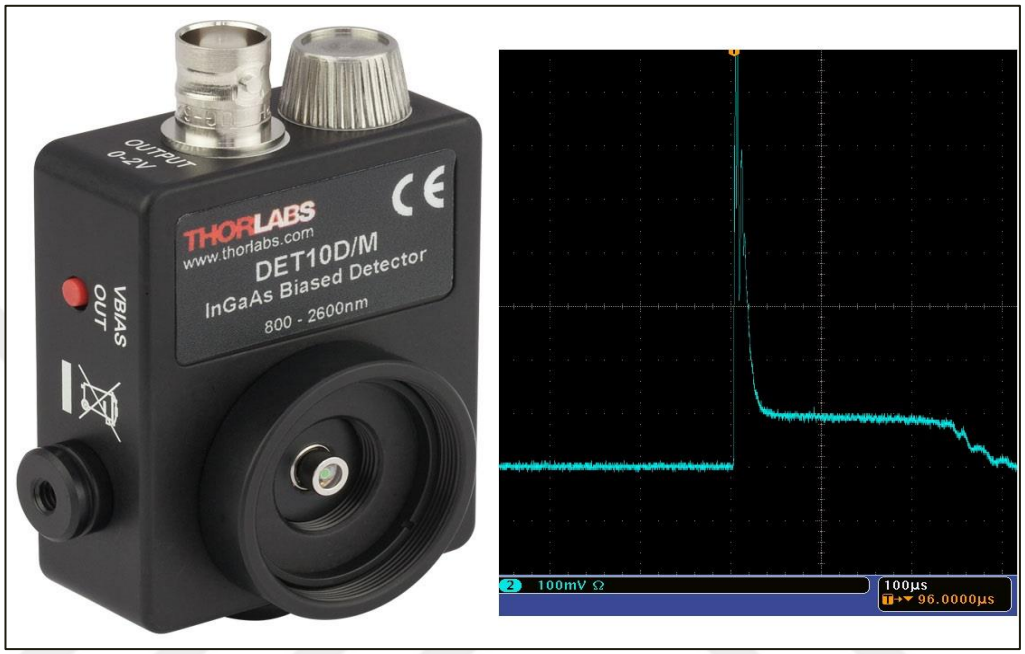


Şekil 3.10. Ho:YAG lazer sistemi

Flaş lamba sürücüsü 880V DC akım sağlar, özellikle transformatör olarak tasarlanan modül 3kVA güç elde edilmesinde kullanıldı. Lazer çalışması için kullanılan 8mF'lık kondansatör çok yüksek enerji depolaması için kullanılır. Daha büyük kondansatör kullanılmasının diğer bir amacı pürüzsüz ve daha az dalgalı lazer çıkışı almaktır. Güç kaynağı ünitesi kullanıcı talebinde lazer sistemini kullanmak için uygundur. Ayrıca, lazer operatörünün frekansı özellikle böbrek taşı parçalanması için daha uzun atış lazer ışını elde etmek 0,2-3ms arasında ayarlanabilir. Güç kaynağından ayrı olarak su soğutma sistemi lazer boşluğundan ısı elde etmek için tasarlanır. Soğutma sistemi 12 L/dk da suyu döndürür. Lazer kavitesinden 2kW ısı çıkarılmasının eşanjörü kullanıldı.

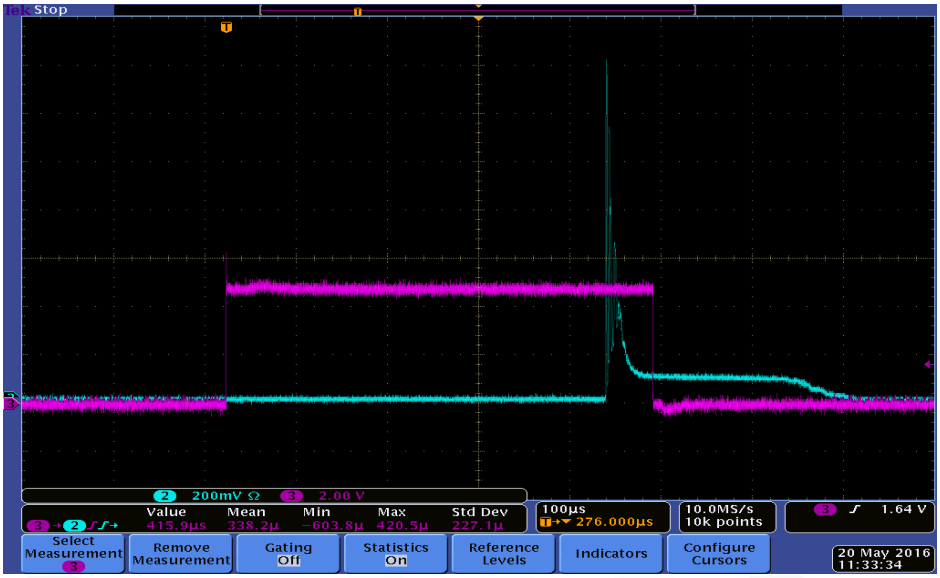
3.6.1. Lazer çıkış karateristikleri

2,08 µm dalgaboyunda lazer çıkışı veren Ho:YAG lazerinin çıkışları 800-2600 nm arasında dalgaboyuna dıyarlı InGaAs foto dedektörü ile bulundu. Foto dedektör ve lazer atış süresi Şekil (3.13)'da gösterilmiştir.



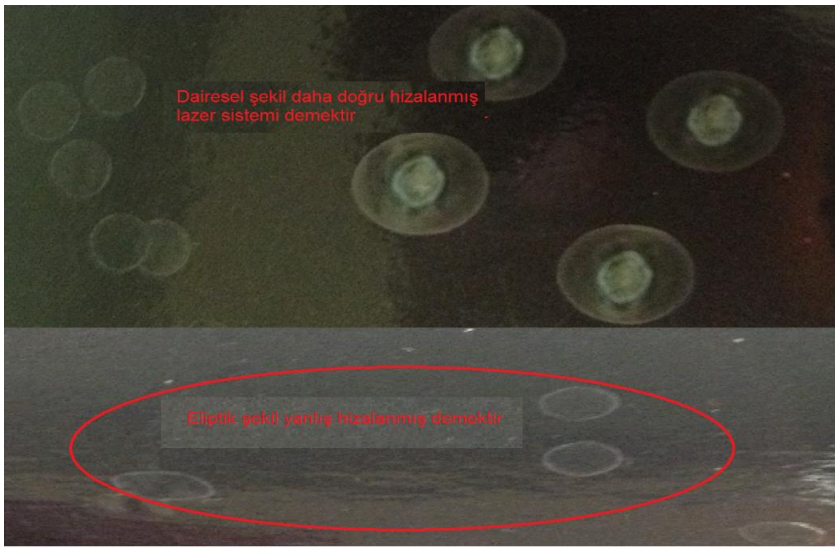
Şekil 3.11. Foto-detektör ve osiloskop ekranı lazer atım süresi

Flaş lambasının elektrik atım süresi değiştirilerek kullanılan foto dedektörün sinyalleri osiloskop ekranında izlenir ve böylece lazer atım süresi kontrol edilebilir. Kısa ve uzun lazer atımlarının tercihi böbrek ve mesane taşlarının sertliğine bağlıdır. Sert taşları kırmak için kısa atım süreleri gerekmektedir, bunun nedeni ise kısa atım sürelerinde yüksek tepe güçleri elde edilir. Bu çalışmada elde edilen en kısa lazer atım süresi 150 µs ile kW pik gücü elde etmek için yeterlidir. Ancak, yumuşak doku tedavisinde ise uzun lazer atım süreleri gerekmektedir. Sphinx gibi standart lazerler 800 µs lazer atım süresi alacak şekilde özelleştirilmiştir [47]. Flaş lambası ve foto-detektör çıkışına uygulanan komut sinyali lazer ışıması almak için gerekli gecikme zamanı ve eşik enerjisi hakkında bilgi almak için osiloskop üzerinde analiz edildi. Gerekli bilgiler Şekil (3.12)'de açıklamaktadır.



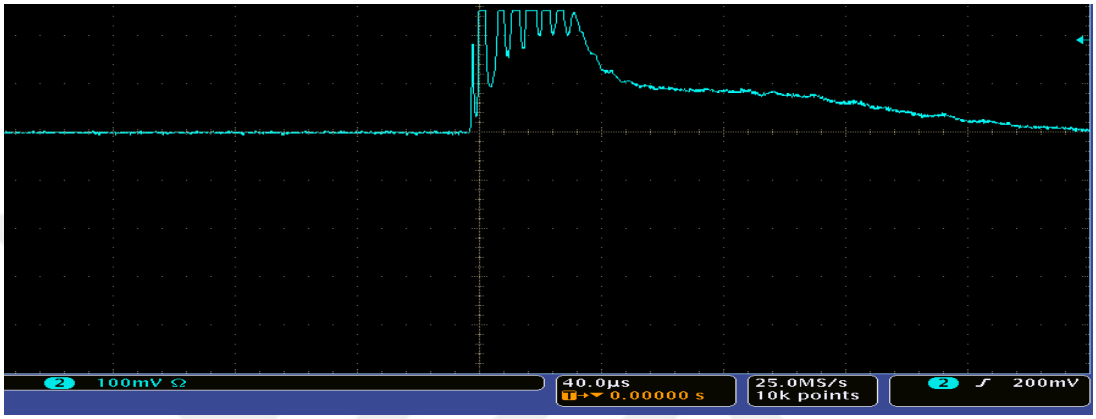
Şekil 3.12. Lazer ortamının giriş ve çıkış özellikleri

Uygulanan gerilim 630 V DC akımdır. Pompalanan eşik enerjisi soğurulduktan sonra lazer ışımasının başlangıcı yüksek güçlü lazer atımı ile başladı. Daha sonra, "dye out time" süresinden önce kararlı çıkış sağladı. Uyguladığımız voltaj değerinde flaş lambasının mevcut atışının 380µs den sonra lazer ışıması oluşturmaya başladığı gözlendi. Ayrıca lazer çıkışının şiddeti de lazer ışınının şekline bağlıdır. Işın şekli aşağıda gösterilen kristal lazer çapı ile sınırlandırılan maksimum alan üzerinde lazerin simetrik dağılımı için yuvarlak olmalıdır.



Şekil 3.13. Siyah kağıtta lazer ışın şekilleri. Sol üst köşede ışın şekilleri daha yuvarlaktır

Zaten, başlangıçta yüksek güç elde edilmesi böbrek taşı veya safra taşı içine daha derine nüfuz etmek için her zaman yararlıdır. Başlangıçta lazer ışıması başladığı zaman, lazer ortamındaki lazer modu yanındaki salınıma yardımcı olan rezonatör kazancı çok yüksek olur. Lazer ışıması başındaki lazer piklerinin sayısı kazanç ortamındaki çok modlu salınımın işaretidir. Foto detektör çıkış geniş görünümü Şekil (3.14)'da gösterilmiştir.

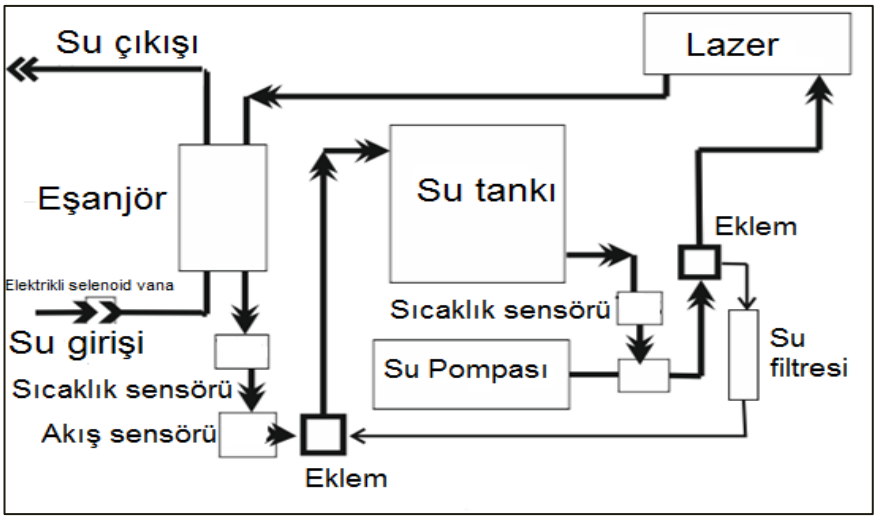


Şekil 3.14. Lazer ışıma işlemlerinin başında çoklu mod lazer salınımı

3.7. Ho:YAG Lazer İçin Soğutma Sistemi

Lazer kavitesinin soğutma sistemi lazer verimliliğini etkileyen kritik bir parametredir. Bu lazer için soğutma sistemini tasarlamak için iki yol vardır. Lazeri oda sıcaklığında çalıştırmak istersek iyi bir hava-su soğutma sistemi tasarlamak mümkün olabilir. Ancak, lazer sisteminin verimliliği oda sıcaklığında az olacaktır. Ho:YAG lazeri için diğer bir çözüm ise su-su soğutma sistemi tasarlamaktır, böylece 15^{o} C çalışma sıcaklığına kolaylıkla ulaşılabilir. Bu tez çalışmasındaki lazer için tasarlanan soğutma sistemi lazer kavitesinden 2kW ısı çıkarma kapasitesindedir. Soğutma sistemin blok diyagramı Şekil (3.15)'de verilmiştir.

Flaş lambası ve lazer kristalini hemen soğutmak için çok gerekli olan damıtılmış suyun döngüsü su pompası ile 12L/dk hız ile yapılabiliyor. Ayrıca, damıtılmış suyun direnci de önemli bir parametredir, 1 Mohm/cm olmalıdır. Bu sistemde su depolama için 5 L rezervuar tankı yeterlidir. Tek radyatörler lazer aktif medyadan ısıyı uzaklaştırmak için mümkün değil ise, paralel iki radyatör de kullanabilir.



Şekil 3.15. Soğutma sisteminin akış şeması

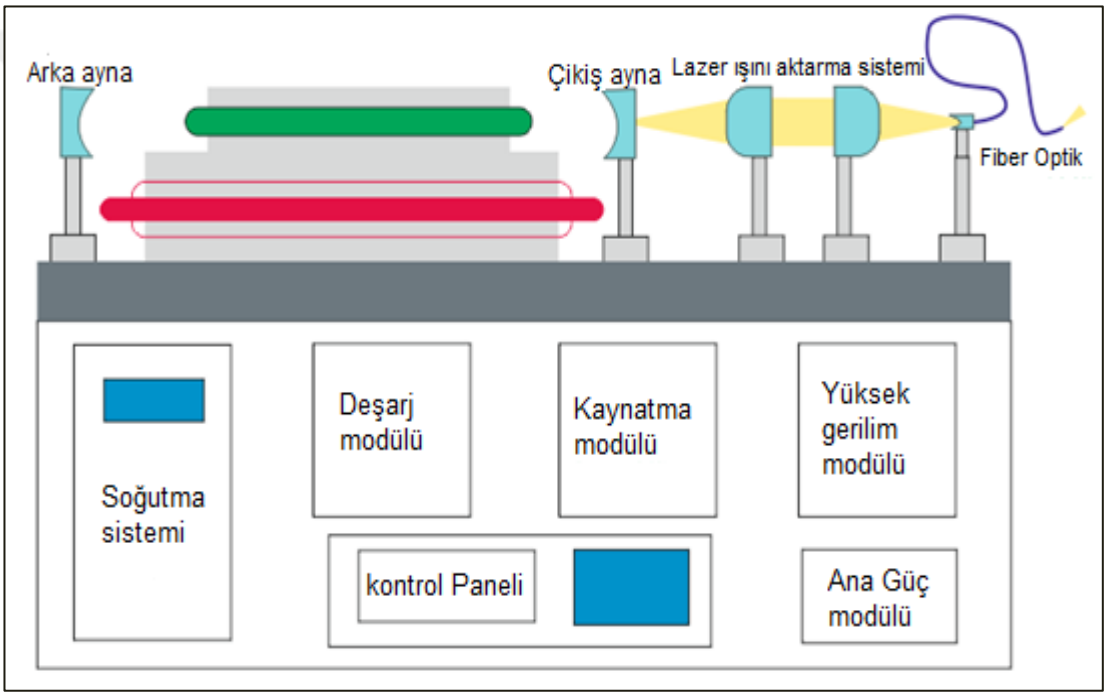
Akış sensörü lazer sisteminin soğutma bölümünün kontrol noktasıdır. Su belirli bir oranda hareket ediyorsa kullanıcının sistemi çalıştırması mümkün olacaktır. Aksi takdirde kullanıcı lazer çalışmasına izin vermemelidir. Sıcaklık sensörleri lazer sisteminin çalışma sıcaklık aralığını tanımlar ve onlar da sıcaklık aralığı doğrulamak için kontrol ünitesi ile entegre edilmiştir. Elektrikli vana açık ve kontrol biriminden talep üzerine şehir suyu kapalıdır. Ancak, bu lazer için çok basitleştirilmiş bir soğutma sistemi tasarlanmıştır. Şehir suyu sıcaklığı şekilde gösterilmiş olup, lazer başlığının sıcaklığı olacaktır.



Şekil 3.16. CHT:YAG Lazeri için Soğutma Sistemi

4. LAZER KARAKTERİSTİKLERİ VE UYGULAMALARI

Bu çalışmada gerçekleştirilen Ho:YAG lazer sistemi temel olarak resonatör tasarımı, güç kaynağı yapısı ve soğutma sisteminden oluşmaktadır. Tüm bu yapılar başarılı bir şekilde tamamlanmış ve bu fazların birleşimi ile oluşturulan entegre sistem kullanıma hazırdır. Gerçekleştirilen Ho:YAG lazer sistemine ait çizim Şekil (4.1)'de görülmektedir.



Şekil 4.1 Ho: YAG lazer sistemine ait çizim

Lazer sisteminin güç kaynağı minimum 625 V DC ve maksimum 880V DC olmak üzere iki farklı gerilimde çalışmaktadır. Lazer sisteminin verimi büyük oranda uygulanan gerilim ve güç kaynağının giriş güç kapasitesine dayanmaktadır. Güç kaynağı 625 V gerilimde 500 VA kapasiteye sahipken, 880 V gerilimde 3 kVA değere sahiptir. Lazer sisteminin çalışma sıcaklığı yaklaşık 18^{o}C'dir ve sıcaklık lazer verimin etkileyen diğer bir parametredir.

4.1. Lazer Sistemi Giriş Çıkış Karakteristiği

Kazanç ortamı flaş lambası tarafından üretilen optik ışımayı soğurur ve sonrasında lazer çıkışı gerçekleşir. Atım başına lazer gücü lazer sisteminin çıkışını oluşturur. Yük direncinin doğrusal olmayan davranışından dolayı, yük durumunda gücü hesaplamak neredeyse imkansızdır. Ancak, güç ünitesinden yüke aktarılan enerji sürekli modtaki lazerler için Eşitlik (4.1) ile hesaplanabilir. Bu lazer sistemi farklı tekrarlama oranlarında çalışabilmektedir, bundan dolayı atım başına elektrik enerjisi kaçınılmaz bir şekilde doğru analiz için Eşitlik (4.2) ile hesaplanır;

$$E_{transfer} = \frac{1}{2} C_{total} (V_{max}^2 - V_{min}^2) \tag{4.1}$$

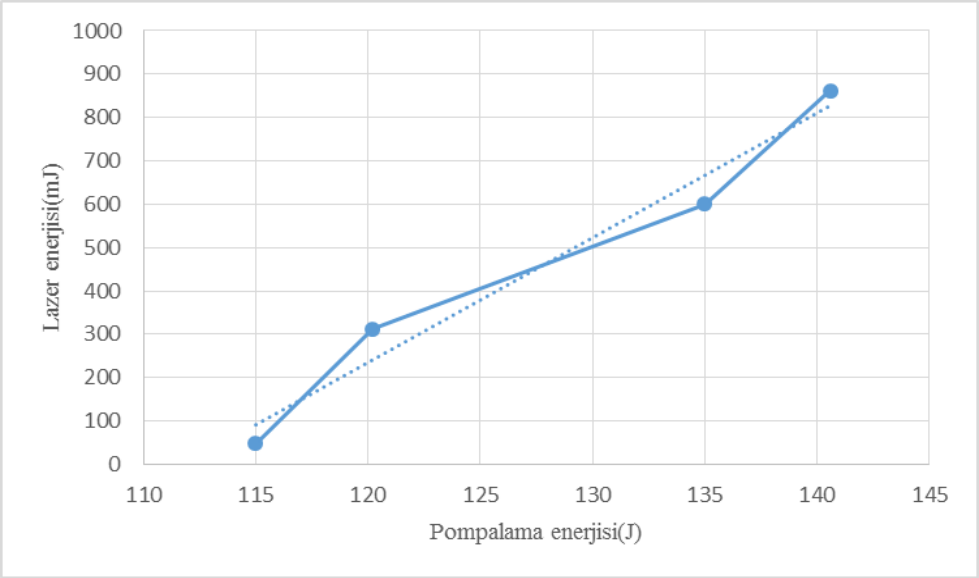
$$E_{pulse} = \frac{E_{transfer}}{\text{Frekans}} \tag{4.2}$$

(A) Kapasitör bankası=8mF

Uygulanan maksimum gerilim 500V A giriş gücünde 625V DC olduğu durumda.

Tablo 4.1. Lazerin 4Hz'de giriş-çıkış kritik parameter değerleri

Frekans(Hz)	Gerilim(V)	Flash lambalarına her atım için aktarılan elektrik enerjisi (J)	Flash lamba akımının atım süresi (μs)	Lazer Gücü (W)	Lazer Enerjisi (J)
4	525	115,0	400	0,190	0,047
4	520	120,2	500	1,250	0,312
4	505	135,0	600	2,400	0,600
4	500	140,6	700	3,450	0,862



Şekil 4.2. Lazer Enerjisi (4 Hz'de %3,2 eğim verimliliği ile) – Pompalama Enerjisi Grafiği

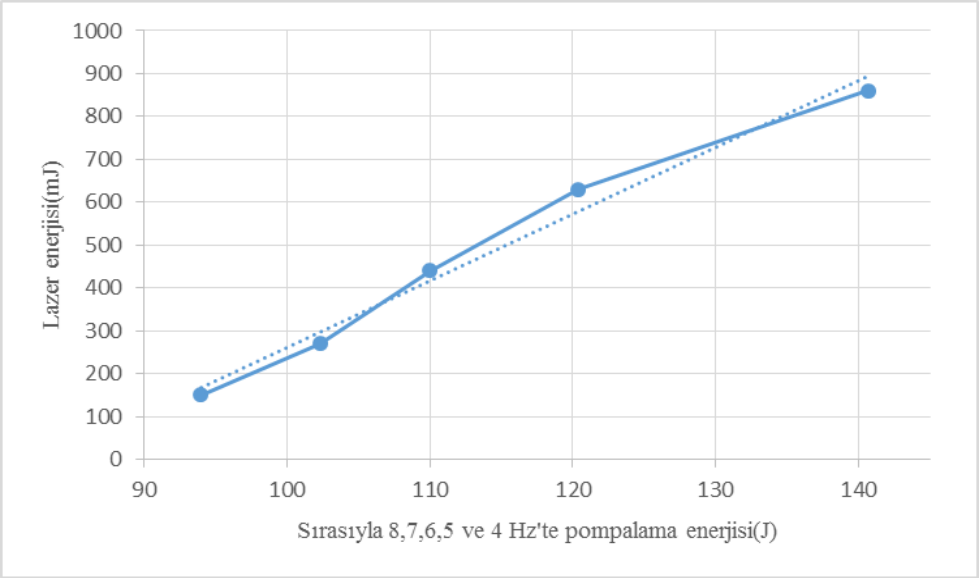
Şekil (4.2) ile verilen grafiğin eğim verimi kabul edilebilir olmasına rağmen pompalama eşik değeri çok yüksektir. Bu da lazer kazanç ortamının veriminin bu uygulama geriliminde çok düşük olduğu anlamına gelmektedir.

(B) Kapasitör bankası=8mF

Uygulanan maksimum gerilim 500V A giriş gücünde 625V DC olduğunda.

Tablo 4.2. Lazerin 700 µs atım süresinde giriş-çıkış kiritik parameter değerleri

Frekans(Hz)	Gerilim (V)	Flash lambalarına her atım için aktarılan elektrik enerjisi (J)	Flash lamba akımının atım süresi (µs)	Lazer Gücü (W)	Lazer Enerjisi (J)
4	500	140,7	700	3,45	0,86
5	490	120,4	700	3,15	0,63
6	475	110,0	700	2,65	0,44
7	460	102,3	700	1,90	0,27
8	450	94,0	700	1,20	0,15



Şekil 4.3. Lazer Enerjisi (700µs 'deki atış süresinde %1,5 eğim verimliliği ile) – Pompalama Enerjisi Grafiği

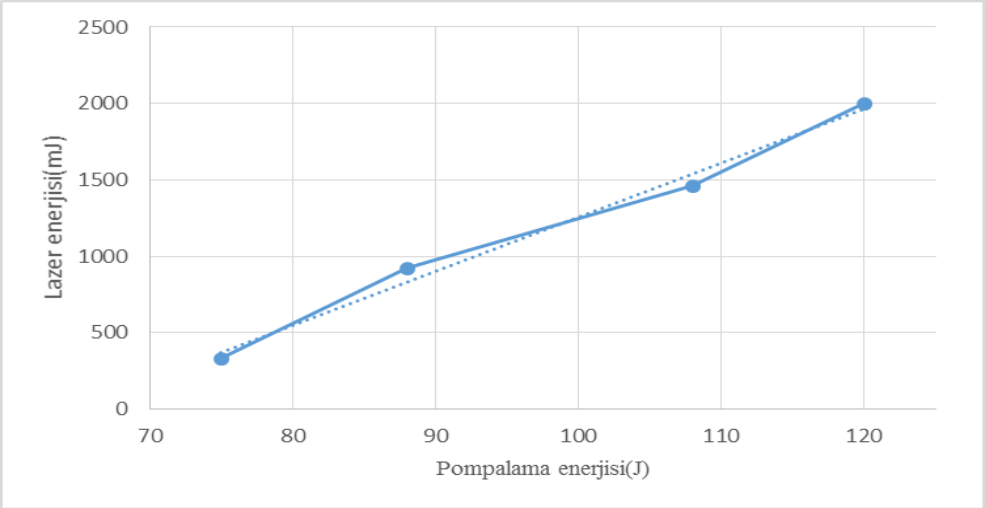
İkinci aşamada lazer sistemi sabit elektrik atım süresinde çalıştırıldı, bu aşamada da eşik değeri hala yüksek bu da lazer sisteminin düşük verimini işaret etmektedir. Ayrıca, bu gerilimde eğim verimi oldukça kötü. Düşük verime neden olan iki temel sebep vardır; düşük giriş kapasitesinden dolayı güç ünitesi kapasitörleri yeterince hızlı yükleyemiyor. İkinci sebep düşük voltajlarda flash lambasının çalıştırılmasından kaynaklanmaktadır. Kazanç ortamı flash lambasından yayılan ışımanın belirli bir dalgaboyunu soğurmaktadır. Flaş lambasından yayılan bu dalgaboyunun verimi düşük voltajlarda oldukça düşüktür. Bu kazanç ortamı için önerilen minimum gerilim 475 V DC'dir, bu da 625V DC'de verimin neden düşük olduğunu açıklamaktadır.

(C) Kapasitör bankası=8mF

Uygulanan maksimum gerilim 3000 V A giriş gücünde 800V DC olduğu durumda.

Tablo 4.3. Lazerin 5Hz'de giriş-çıkış kiritik parameter değerleri

Frekans(Hz)	Gerilim(V)	Flash lambalarına her atım için aktarılan elektrik enerjisi (J)	Flash lamba akımının atım süresi (µs)	Lazer Gücü (W)	Lazer Enerjisi (J)
5	825	75	300	1,65	0,330
5	815	88	400	4,60	0,920
5	800	108	500	7,30	1,460
5	790	120	600	10,0	2,000



Şekil 4.4. Lazer Enerjisi (5 Hz'de %3,7 eğim verimliliği ile) – Pompalama Enerjisi Grafiği

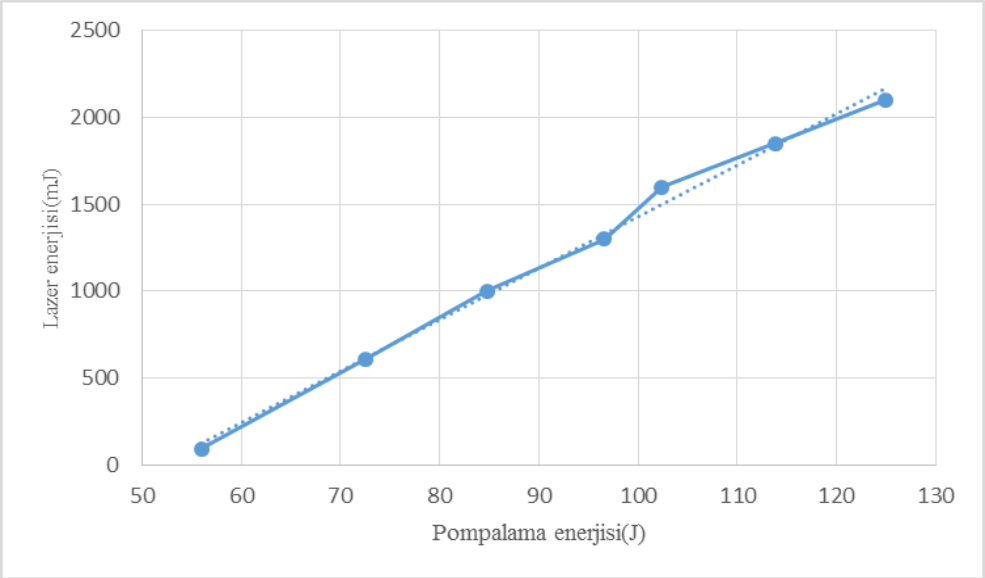
Lazer sistemine 3 kVA giriş gücüne sahip 880 V DC uygulandığında sistem oldukça kararlı ve yüksek verimle çalışmıştır. 120 J pompalama enerjisi ile elde edilen lazer enerjisi 2J'dür, bu da maksimum verime karşılık gelmektedir. Flaş lambalarının pompalama gerilimi 850 VDC ve üzerine çıktığında kazanç ortamının belirnene soğurma dalgaboyunun verimi %45 'tir. Kazanç ortamının flaş lambasının verimliliği ile doğrudan ilişkilidir. Bu özel ölçümde, lazer sistemi % 4 verime ulaşmıştır. Serbest çalışan lazer sistemlerinin verimleri yaklaşık bu değerlerdedir.

(D) Kapasitör bankası=8mF

Uygulanan maksimum gerilim 3000 V A giriş gücünde 880V DC olduğu durumda.

Tablo 4.4. Lazerin 10 Hz'de giriş-çıkış kiritik parameter değerleri

Frekans (Hz)	Gerilim (V)	Flash lambalarına her atım için aktarılan elektrik enerjisi (J)	Flash lamba akımının atım süresi (µs)	Lazer Gücü (W)	Lazer Enerjisi (J)
10	795	56,0	300	0,90	0,090
10	770	72,6	400	6,10	0,610
10	750	84,8	500	10,00	1,000
10	730	96,6	600	13,00	1,300
10	720	102,4	700	16,00	1,600
10	700	113,8	800	18,50	1,850
10	680	125,0	900	21,00	2,100



Şekil 4.5. Lazer Enerjisi (10 Hz'de %2,9 eğim verimliliği ile) – Pompalama Enerjisi Grafiği

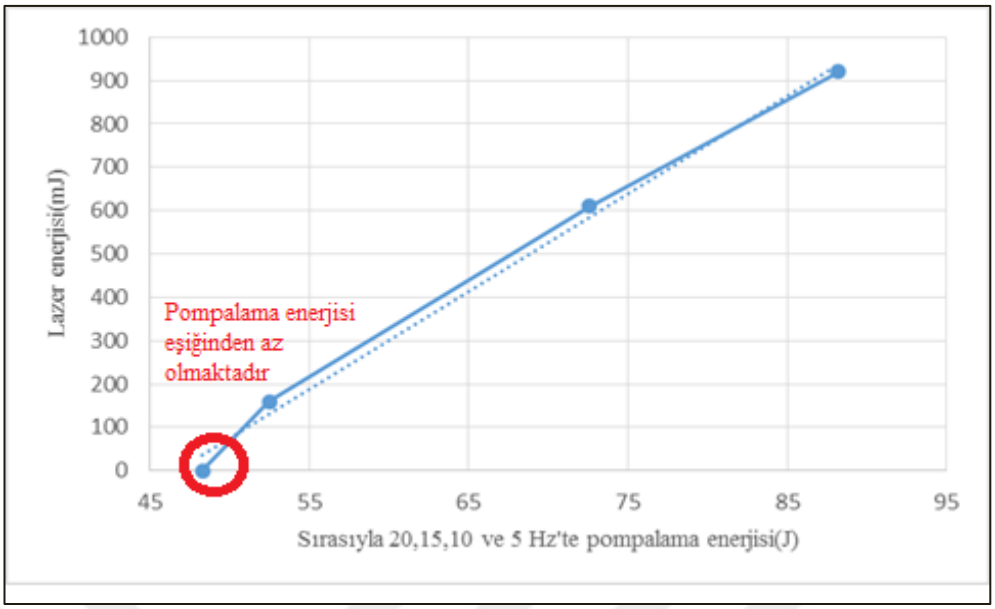
Lazer rezonatörlerinden ışıma alabilmek için eşik enerjisi çok kritik bir parametredir. Şekil (4.5)'te gösterilen eğrinin alt ucu serbest çalışma koşullarında bu lazer sisteminin neredeyse eşik değerini göstermektedir.

(E) Kapasitör bankası=8mF

Uygulanan maksimum gerilim 3000 V A giriş gücünde 880V DC olduğu durumda.

Tablo 4.5. Lazerin 400 µs atım süresinde giriş-çıkış kiritik parameter değerleri

Frekans (Hz)	Gerilim (V)	Flash lambalarına her atım için aktarılan elektrik enerjisi (J)	Flash lamba akımının atım süresi (µs)	Lazer Gücü (W)	Lazer Enerjisi (J)
5	815	88,2	400	4,60	0,92
10	770	72,6	400	6,10	0,61
15	760	52,5	400	2,40	0,16
20	730	48,3	400	0,00	0,00



Şekil 4.6. Lazer Enerjisi (400µs 'deki atış süresinde %2,3 eğim verimliliği ile) – Pompalama Enerjisi Grafiği

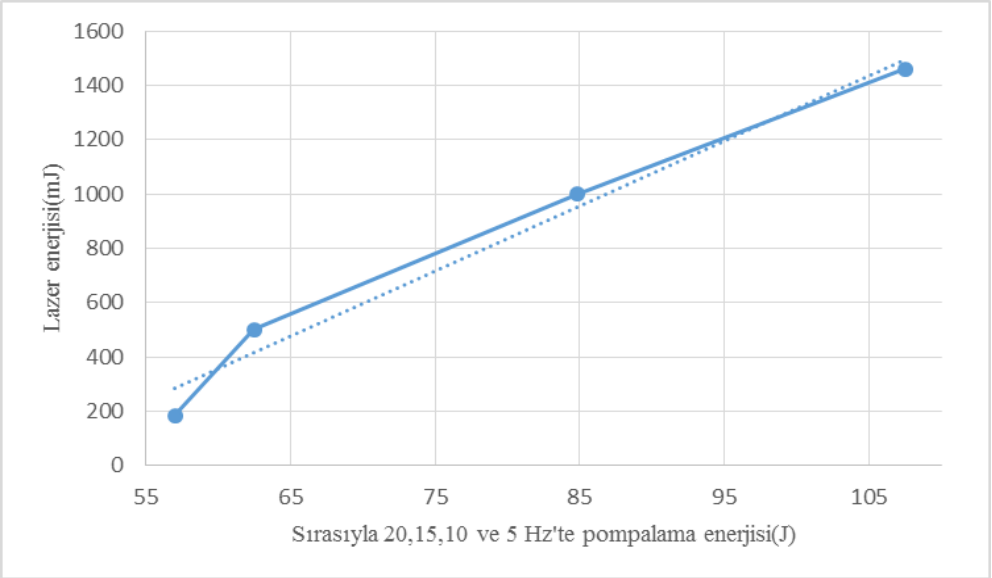
Şekil 4.6'de görüldüğü gibi 20 Hz tekrarlama oranında 48,3 J pompalama enerjisi ile lazer çıkışı görülmemektedir. Bu demektir ki, pompalama enerjisi Şekil (4.6)'da görülenden daha fazla olması gerekli.

(F) Kapasitöre bankası=8mF

Uygulanan maksimum gerilim 3000 V A giriş gücünde 880V DC olduğu durumda.

Tablo 4.6. Lazerin 500 µs atım süresinde giriş-çıkış kiritik parameter değerleri

Frekans (Hz)	Gerilim (V)	Flash lambalarına her atım için aktarılan elektrik enerjisi (J)	Flash lamba akımının atım süresi (µs)	Lazer Gücü (W)	Lazer Enerjisi (J)
5	800	107,5	500	7,30	1,460
10	750	84,8	500	10,00	1,000
15	735	62,5	500	7,60	0,500
20	700	57,0	500	3,70	0,185



Şekil 4.7. Lazer Enerjisi (500µs 'deki atış süresinde %2,5 eğim verimliliği ile) – Pompalama Enerjisi Grafiği

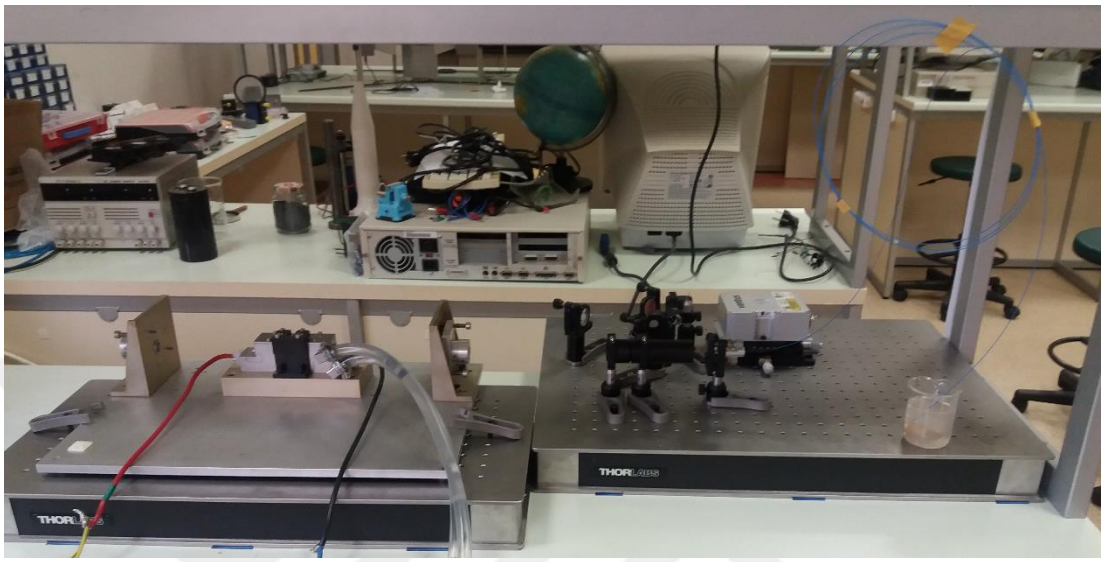
Şekil (4.5) ve Şekil (4.7)'den görüldüğü gibi kazanç ortamı eşik değerine yakın pompalama enerjisi ile pompalandığında system öngörülemeyen verimleri ortaya çıkarmaktadır. Bu lazer sisteminin en yüksek verimi 5 Hz ve 10 Hz tekrarlama oranında gözlenmiş ve analiz edilmiştir. Bu lazer sisteminde ölçülen en yüksek enerji atım başına 2J'dür.

4.2. Böbrek Taşı Kırma İşlemi İçin Hazırlanmış Deneysel Düzenek

Taş kırılması işlemi genel olarak foto termal bir işlemdir ve şok dalgalarından çok termal delme işlemini içerir. Atımlı gönderilen lazer demeti idrar yollarında zayıf şok dalgalarının üretilmesine ve taşın kırılmasına neden olur. Normalde taşların kırılması için 300-800 µs uzunluğunda atımlar kullanılır. Günümüzde bu olay lazer lithotripsy olarak bilinmektedir. Ho:YAG lazerlerin taş kırma mekanizması henüz tam olarak keşfedilmemiş olasada az sayıda araştırmacı Ho:YAG lazer lithotripy'sini delme etkisi ile gerçekleştiğini belirtmektedirler. Diğer lazerler ile karşılaştırıldığında Ho lazerlerde gerçekleşen zayıf basınç dalgasının düşük retropulsion etkisi önemli bir avantajdır. Ho:YAG lazerler ile küçük çaplı fiberler ve düşük enerjilerin kullanılması önerilmektedir.

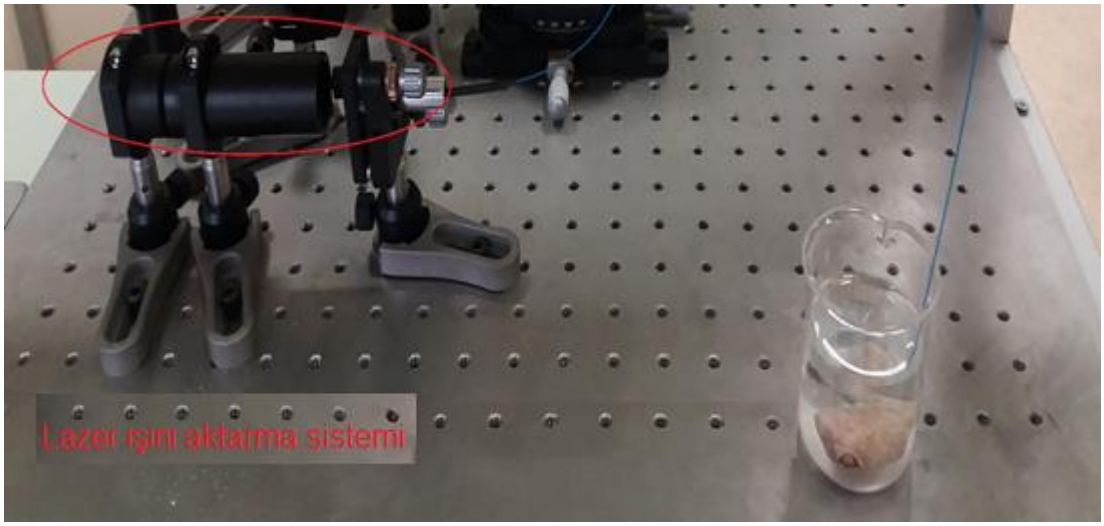
Bu çalışmada prototip üretimi gerçekleştirilen Ho:YAG lazeri böbrek taşı kırma uygulamalarına yönelik olarak gerçekleştirilmiştir. Lazer enerjisini böbrek taşlarına

göndermek için özel çapta fiber kablo kullanılmıştır. Bu aşamada üretilen lazerin canlı uygulamaları mümkün değildir. Bundan dolayı kırma işlemlerinin test edilmesi için Şekil (4.8)'de görülen özel düzenek hazırlanmıştır.



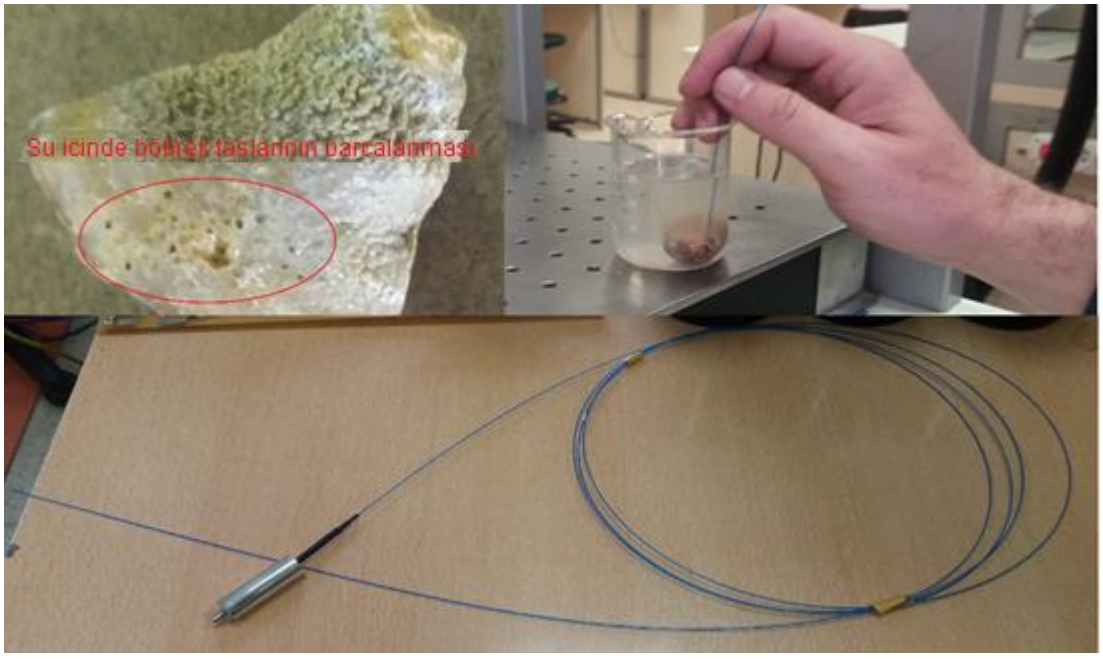
Şekil 4.8. Böbrek taşı kırma işlemi için hazırlanmış deneysel düzenek

Lazerin çıkış aynasındaki çapı 4mm olup yüksek ıraksanımlığa sahiptir. Bu ıraksanımlık ve çapa sahip lazer demetini fiber kablo içerisine gönderebilmek için özel optikler kullanılmıştır. Lazer demeti odaklama optik sistemi paralelleştirici ve odaklayıcı merceklerden oluşmaktadır. Paralelleştirici merceğin yeteri kadar lazer demetini toplayabilmesi için lazer çıkış aynasına uzaklığı çok önemlidir. Lazer enerjisini aktarmak için kullanılan fiber kablonun iç çapı 350 um'dir. Bu nedenle lazer enerjisinin tamamını fiberin içine odaklayabilmek için kısa odak uzunluğuna sahip mercek kullanılmıştır. Lazer demeti odaklama optik sistemi Şekil (4.9)'da görülmektedir.



Şekil 4.9. Lazer odaklama optik sistemi

İçinde su bulunan beher içerisine yerleştirilen böbrek taşının kırılması işlemi Şekil (4.10)'da görüldüğü gibi başarılı bir şekilde gerçekleştirilmiştir. Fiber çıkışında lazer demetinin ıraksanımlığı ve 2,08 μm dalgaboyunun su tarafından soğurulması oldukça yüksektir. Bu nedenle yeterince aşındırma oranı yakalayabilmek için fiberin ucu ile böbrek taşı arası mesafe 1-2 mm aralığında tutulmuştur. Çalışmalarda kullanılan fiber ve böbrek taşı Şekil (4.10)'da görülmektedir.



Şekil 4.10. Böbrek taşı üzerine deneysel bulgular

Genellikle Ho: YAG lazer enerjisi litotripsi sırasında üreter çalışma bağlantı noktasına takılı bir fiber optik aracılığıyla aktarılır. Bu çalışmada gerçekleştirilen lithotripsy uygulaması için hazırlanan sistemde 10 Hz tekrarlama oranında 20 W ortalama güç elde edilmiştir. Lithotripsy uygulamalarında lazer demetinin deri üzerindeki etkisini yerelleştirmek için lazer çıkışı su tarafından soğurulur ve deri üzerindeki termal etki minimum indirilir. Her bir lazer atımındaki enerjinin küçük bir bölümü buhar kabarcığı yapmak için kullanılır. Ortaya çıkan bu buhar kabarcığı lazer atım enerjisinin büyük kısmının fiberin çıkış noktasından 1-2 mm uzaklıktaki deri yüzeyine ulaşmasına izin vermektedir.

5. SONUÇLAR VE ÖNERİLER

Ho:YAG katıhal lazer sistemi geliştirildi ve lazer litotripsi uygulaması için uygulandı. Holmium lazerin dalgaboyu suda önemli soğurma katsayısı ve düşük penetrasyon derinliğine sahip olan 2,1 μm 'dir. Bu yüzden bu lazerin kullanımı birçok medikal uygulamalar için kaçınılmazdır. Bu çalışmada, 20W Ho:YAG lazer sistemi dizayn edilip tasarlandı.

Ho:YAG lazer sistemi temel olarak güç kaynağı, lazer dizaynı ve soğutma sisteminden oluşmaktadır. Kullanıcı dostu güç sürücüsü 1-20Hz arasında lazer sistemini sürme kapasitesine sahip ve 0,2-3ms arasındaki değişken darbe süresi olacak şekilde tasarlanmış ve uygulanmıştır. Kaynama (simmer) devresi ile entegre paralel tetikleme tekniği flaş lambasının iyi çalışması için uygulanmıştır. Flaş lamba sürücü 625 ve 880V DC gerilim seviyeleri için özelleştirilmiş. Güç kaynağı tasarımı kapasitörün hızlı şarj etmesi için geliştirilebilir. Anahtarlamalı güç kaynağı (SMPS) tekniği oranı şarjı hızlı almak için uygulanabilir. Çalışma gerilimi daha verimli Holmium lazer sistemi için artırılabilir. Çünkü bu lazer yüksek işletme gerilimi verimliliğine sahiptir. Koruma devreleri tehlikeli durumlar altında gereklidir. Bu lazerin kontrol ünitesi daha sağlam işlemler için geliştirilebilir. FPGA tabanlı kontrol ünitesi tavsiye edilir. Kullanıcı arayüzü bu güç kaynağı sürücüsüne eklenebilir.

Ho: YAG lazer rezonatörü tasarlanmış ve hayata geçirilmiştir. Bu lazer 20 Hz kadar farklı tekrarlama oranlarında uygulanmıştır. Optimum çalışma, böbrek taşlarını kırmak için yeterli olan darbe başına 2 J lazer enerjisi ile 5 ve 10Hz de elde edildi. 20W lazer gücü 10Hz tekrarlama oranında ölçüldü. Lazer darbe süresi tamamen flaş lambasının akım darbesine bağlıdır. Böylece değişken lazer darbe süresinde değişken flaş lambası mevcut darbe süreleri gözlendi. Ancak, yüksek güç Holmium lazeri tıbbi olarak birçok uygulama için iyidir. Yüksek güç lazer sistemleri iki flaş lambası boşluğu kullanılarak elde edilebilir. Bu şekilde, lazer gücü iki kat artırılabilir.

Sabit tekrarlama oranı kazanç ortamında termal merceklenme etkisini azaltmak için lazeri çalıştırmak iyidir. Bununla birlikte aynı zamanda kazanç ortamının soğutması lazerin verimliliğinde önemli bir rol oynar. Bu lazer oda sıcaklığında çalışabilir olmasına rağmen, istenilen su-hava soğutma ünitesi ile yerine getirilebilir. Ancak bu sistemi istenilen koşullarda su-su soğutma ünitesinde çalıştırmak için kapasite lazer boşluğundan saniyede 2kW ısıtıcı kaldırmak için dizayn edildi. Daha fazla kontrol soğutma ünitesine eklenebilir ve bu kontrol ana kontrol kartına senkronize olmalıdır. Sıcaklık sensörleri sabit sıcaklık aralığında lazeri çalıştırmak için kaçınılmazdır. Bu işlem aynı zamanda termal merceklenme azaltmak için yararlı olabilir. Akış anahtarından geri bildirim için öncelikle üslerine ayarlamanız gerekir.

Bu lazerin gelişmiş başlıca amacı, tıp alanındaki litotripsi (böbrek taşları parçalama) çalışmaları için kullanmasıdır. Lazer ışını dağıtım sistemi ile birlikte deney düzeneği, suda böbrek taşlarını kırmak için dizayn edilmiştir. Taş parçalanması, termal ağırlıklı foto ve şok dalgası yerine bir termal sondaj işlemi içerir. Bu deney düzeneğine şok dalgalarının yoğunluğunu ölçmeyi mümkün kılan bir cihaz eklenebilir. Lazer darbe süresi ve lazer tekrarlama oranının böbrek taşının yüzeyine etkileri sistem içinde basınç ölçen cihaz ile tespit edilmelidir.

Q-anahtarlama tekniği, bu konudaki araştırmalarda yenilikler getirmek için bu lazer üzerinde uygulanabilir. Q-anahtarlı Holmium lazer özellikle bu durumda lazerle oluşturulan plazma spektroskopisi (LIBS) tekniği olarak bilinen analiz aracı olarak da kullanılabilir, böbrek taşlarının element bileşenlerini tespit etmek için kullanılabilir. Bu lazere ilave olarak diğer metaller ve materyaller de analiz etmek mümkün olacaktır. Q-anahtarlı Holmium lazeri yanı sıra LIBS için Nd:YAG lazerine alternatif olarak gösterilebilir.

KAYNAKLAR

[1] Gould G., Gordon R., The LASER: Light Amplification by Stimulated Emission of Radiation, *The Ann Arbor Conference on Optical Pumping, the University of Michigan*, Ann Arbor, U.S.A., 15-18 Haziran, 1959.

[2] Franken P. A., Hill A. E., Peters C. W., Weinreich G., Generation of Optical Harmonics, *J. of American Physical Society*, DOI: 10.1103/PhysRevLett.7.118.

[3] McClung F. J., Hellwarth R. W., Giant Optical Pulsations from Ruby, *Journal of Applied Physics*, DOI: 10.1063/1.1777174.

[4] Gross A. J., Herrmann T. R. W., History of lasers, *World J Urol.*, DOI: 10.1007/s00345-007-0173-8.

[5] Gürel Ö., Development of a UV Source Based on Frequency Quadrupling of a Q-Switched Nd:YAG laser, master of Science Thesis, KTH Vetenskap Och Konset, Demaprtment of Physics, Stockholm,Sweden, 2009.

[6] Koechner W., Bass M., *Solid-State Lasers*, Springer, New York, 2003.

[7] Markiewicz J. P., Emmett J. L., Design of Flashlamp Driving Circuits, *IEEE Journal of Quantum Electronics*, DOI: 10.1109/JQE.1966.1073757.

[8] Goncz J. H., Resistivity in Xenon Plasma, *J. Appl. Phys.*, DOI: 10.1063/1.1714211.

[9] Carruth J. A. S., McKenzie A. L., *Medical lasers: science and clinical practice*, Adam Hilger, Bristol, 1986.

[10] Peng Q, Juzeniene A., Chen J., Svaasand L. O., Warloe T., Giercksky K. E., Moan J., Lasers in medicine, *Reports on Progress in Physics*, DOI: 10.1088/0034-4885/71/5/056701.

[11] Vogel A., Venugopalan V., Mechanisms of pulsed laser ablation of biological tissue, *J. of American Chemical Society*, DOI: 10.1021/cr010379n.

[12] Müller G. J., Berlien P., Scholz C., The medical laser, *Medical Laser Application*, DOI: 10.1016/j.mla.2006.03.004.

[13] Johansson A., Kromer K., Sroka R., Stepp H., Clinical optical diagnostics – status and perspectives, *Medical Laser Application*, DOI: 10.1016/j.mla.2008.08.002.

[14] Crow P., Stone N., Kendall C. A., Persad R. A., Wright M. P. J., Optical diagnostics in urology: current applications and future prospects, *BJU International*, DOI:10.1046/j.1464-410X.2003.04368.x.

[15] Watson G. M., Wickham J. E. A., Mills T. N., Bown S. G., Swain P., Salmon P. R., Laser fragmentation of renal calculi, *Br J Urol.*,1983, **138**, 195-198.

[16] Schmidt-Kloiber H., Laser lithotripsy, *Proc. SPIE*, 1991, **1524**, 143-149.

[17] Schmidt-Kloiber H., Reichel E., Schöffmann H., Laser induced shock-wave lithotripsy (LISL), *Biomedizinische Technik*, 1985, **30**, 173-181.

[18] Waidelich R., Laser in urology-state of the art, *Medical Laser Application*, DOI: 10.1016/j.mla.2005.03.002.

[19] Tiselius H. G., Epidemiology and medical management of stone disease, *BJU International*, DOI: 10.1046/j.1464-410X.2003.04208.x.

[20] Rizvi S A. H., Naqvi S. A. A., Hussain Z., Hashmi A., Hussain M., Zafar M. N., Mehdi H., Khalid R., The management of stone disease, *BJU International*, 2002, **89**, 62-68.

[21] Mayo M. E., Interaction of Laser Radiation with Urinary Calculi, PhD thesis, Cranfield university, Cranfield, United Kingdom, 2009.

[22] Kasidas G. P., Samuell C. T., Weir T. B., Renal stone analysis: why and how, *Annals of Clinical Biochemistry*, DOI: 10.1258/000456304322879962.

[23] Langhorst J., Neuhaus H., Laser lithotripsy, *Digestive Endoscopy*, DOI: 10.1046/j.1443-1661.2000.00010.x.

[24] Rosin D., Brasesco O., Rosenthal R. J., A review of technical and clinical aspects of biliary laser lithotripsy, *Journal of Clinical Laser Medicine and Surgery*, 2000, **18**, 301-307.

[25] Helfmann J., Müller G., Laser lithotripsy: process and overview, *Medical Laser Application*, 2001, **16**, 30-37.

[26] Jiang Z. X., King T. A., Laser lithotripsy: the non-destructive measurement of calculus-surface optical absorption coefficients, *Lasers in Medical Science*, 1994, **9**, 161-166.

[27] Welch A. J., Kang H. W., Lee H., Teichman J. M. H., Calculus fragmentation in laser lithotripsy, *Minerva Urol Nefrol.*, 2004, **56**, 49-63.

[28] Boulnois J., Photophysical processes in recent medical laser developments: a review, *Lasers in Medical Science*, DOI: 10.1007/BF02030737.

[29] Chan K. F., Pfefer T. J., Teichman J. M. H., Welch A. J., A perspective on laser lithotripsy: the fragmentation processes, *Journal of Endourology*, DOI: 10.1089/089277901750161737.

[30] Welch A. J., The thermal response of laser irradiated tissue, *IEEE Journal of Quantum Electronics*, DOI: 10.1109/JQE.1984.1072339.

[31] McKenzie A. L., Physics of thermal processes in laser-tissue interaction, *Phys. Med. Biol.*, 1990, **35**, 1175-1209.

[32] Teichman J. M. H., Vassar G. J., Bishoff J. T., Bellman G. C., Holmium:YAG lithotripsy yields smaller fragments than lithoclast from pulsed dye laser or electrohydraulic lithotripsy, *The Journal of Urology*, 1998a, **159**, 17-23.

[33] Glickman R. D., Teichman J. M. H., Vassar G. J., Weintraub S. E., Chan K. F., Pfefer T. J., Welch A. J., Chemical decomposition of urinary stones during Holmium-laser lithotripsy, *Proc. SPIE*, 1999b, **3601**, 369-376.

[34] Rink K., Delacrétaz G., Salathé R. P., Fragmentation process of current laser lithotriptors, *Lasers in Surgery and Medicine*, 1995, **16**, 134-146.

[35] Lo E. Y., Petschek H., Rosen D. I., A hydrodynamic model for the laser-induced fragmentation of calculi, *Lasers in the life sciences*, 1990, **3**, 233-244.

[36] Jansen E. D., Asshauer T., Frenz M., Motamedi M., Delacrétaz G., Welch A. J., Effect of pulse duration on bubble formation and laser-induced pressure waves during Holmium laser ablation, *Lasers Surg Med.*, 1996, **18**, 278-93.

[37] Kuhn K., *Laser Engineering*, Prentice-Hall, New York, 1998.

[38] Barton M., Switching power supply for high voltage flash lamp, 1991, U.S. Patent No. 5,191,261 A., *U.S. Patent and Trademark Office.*

[39] Arya R., Joy M. T., Bhujle A. G., Bhawalkar D. D., Effects of simmer current on flashlamp impedance and their combined influence on the output of a quasi-CW Nd_YAG laser, *IEEE J. of Quantum Electronics*, DOI: 10.1109/3.848361.

[40] Robert P., Wide band high efficiency simmer power supply for a laser flashlamp, 1985, U.S. Patent No. 4,910,438A., *U.S. Patent and Trademark Office.*

[41] http://pe2bz.philpem.me.uk/Lights/-%20Laser/Info-902-LaserCourse/c04 04/mod04_04.htm, (Ziyaret tarihi: 1 Eylül 2015).

[42] Walsh B. M., Review of Tm and Ho Materials; Spectroscopy and Lasers , *Laser Physics*, 2009, **19**, 855-866.

[43] Huber G., Duczynski E. W., Petermann K., Laser Pumping of Ho-Tm-Er Doped Garnet Lasers at Room Temperature, *J. Quantum Electronics*, DOI: 10.1109/3.212.

[44] https://en.wikipedia.org/wiki/Optical_cavity, (Ziyaret tarihi: 1 Mayıs 2016).

[45] https://commons.wikimedia.org/wiki/File:Laser_resonator_stability.svg, (Ziyaret tarihi: 5 Mayıs 2016).

[46] http://electron6.phys.utk.edu/optics421/Laboratories/Lab8.htm, (Ziyaret tarihi: 10 Mayıs 2016).

[47] http://www.lisalaser.de/Lisa/images/stories/PDF/Sphinx.pdf, (Ziyaret tarihi: 15 Mayıs 2016).

KİŞİSEL YAYINLAR VE ESERLER

Poster sunumları

[1] **Irfan M.,** Erdoğan Y., Genç Oztoprak B., Güneş M.,Akman E., Demir A., Depth profile analysis of multilayer Thin film using LIBS, *Low Temperature Plasma Diagnostics (FLTPD Xl),* Porquerolles Island, France, 24-28 Mayıs 2015.

[2] **Irfan M.,** Erdoğan Y., Genç Oztoprak B., Güneş M.,Akman E., Demir A., Necdet Ay., Development of Ho:YAG laser for Lithotripsy, *Elektro-Optik ve Fotonik Çalıştayı,* Anakara Üniversitesi, Ankara, Turkey, 14 Eylül 2015.

[3] **Irfan M.,** Genç Oztoprak B., Akman E., Demir A., Design and Construction of Ho:YAG Laser and its Application in Water, *Electrical Discharges with liquids (ICEDL),* Kocaeli, Turkey, 13-17 Mart 2016.

[4] **Irfan M.,** Genç Oztoprak B., Akman E., Demir A., Detection of Metals in water droplets using Double pulse Laser Induced Breakdown Spectroscopy, *Electrical Discharges with liquids (ICEDL),* Kocaeli,Turkey, 13-17 Mart 2016.

ÖZGEÇMİŞ

1990 yılında Pakistan'ın Dunyapur ilinde doğdu. 1995 yılında Pakpattan'da Çanpir ilkokulunda eğitim hayatına başladı. 2007 yılında Mailsi Devlet Lisesinden mezun oldu. 2009 yılında COMSATS Enstitüsünde Elektrik Mühendisliği bölümünde lisans öğremine başladı ve 2013 yılında bu bölümden mezun oldu. Aynı yıl içinde Türkiye Cumhuriyeti Devleti bursunu kazandı. Bir yıl boyunca Türkçe hazırlık eğitimi sonrasında 2014 yılında Kocaeli Üniversite'sinde Elekro-Optik Sistem Mühendisliği Ana Bilim Dalında yüksek lisansını yapmaya başladı.