



T.C
DÜZCE ÜNİVERSİTESİ
TIP FAKÜLTESİ
ÜROLOJİ ANABİLİM DALI

**980 nm DALGA BOYUNDAKİ DİYOT LASERİN
MONGREL CİNSİ KÖPEKLERDE PROSTAT, MESANE
VE BÖBREK ÜZERİNE ETKİLERİ**

Dr. Yavuz ÖZER

ÜROLOJİ UZMANLIK TEZİ

Tez Danışmanı: Doç. Dr. Ali TEKİN

DÜZCE-Aralık 2008

T.C
DÜZCE ÜNİVERSİTESİ
TIP FAKÜLTESİ
ÜROLOJİ ANABİLİM DALI

**980 nm DALGA BOYUNDAKİ DİYOT LASERİN
MONGREL CİNSİ KÖPEKLERDE PROSTAT, MESANE
VE BÖBREK ÜZERİNE ETKİLERİ**

Dr. Yavuz ÖZER

ÜROLOJİ UZMANLIK TEZİ

Tez Danışmanı: Doç. Dr. Ali TEKİN

DÜZCE-Aralık 2008

TEŞEKKÜR

Uzmanlık eğitimim boyunca tüm bilgi ve deneyimlerini aktaran, ihtiyaç duyduğum her anda bilgi ve desteğini esirgemeyerek, huzurlu bir çalışma ortamı yaratan **Prof. Dr. Ali Erol** başta olmak üzere, en başından beri, bu tezin hazırlanmasında ve yönlendirilmesinde birikimiyle büyük katkı ve emek veren tez hocam **Doç. Dr. Ali Tekin**'e, her zaman deneyim ve bilgilerinden yararlandığım değerli hocalarım **Doç. Dr. R Yavuz Akman**, **Doç. Dr. H Kamil Çam** ve **Yrd. Doç. Dr. M Ali Kayıkçı**'ya sonsuz minnet ve şükranlarımı sunarım.

Eğitimim süresince her zaman karşılıklı saygı ve sevgiye dayalı ilişkilerle çalıştığım asistan arkadaşlarıma, kliniğimizde çalışan ESWL teknisyeni, hemşire ve personeline, tezimin laboratuvar çalışmalarını yaparken yardımlarını esirgemeyen Düzce Üniversitesi Tıp Fakültesi Patoloji Anabilim Dalı öğretim üyesi sayın **Yrd. Doç. Dr. Ümran Coşkun**, asistan ve laborant arkadaşlarıma, veteriner hekim **Bülent Karahanoğlu**'na, bugüne kadar her konuda yardım ve desteklerini esirgemeyen sevgili eşim **Dr. Elif Özer** ve biricik oğlum **Bilal**'e ve sevgili aileme teşekkür ederim.

İÇİNDEKİLER

	<u>Sayfa</u>
TEŞEKKÜR	I
İÇİNDEKİLER	II
SİMGE ve KISALTMALAR	IV
1. GİRİŞ VE AMAÇ	1
2. GENEL BİLGİLER	3
2.1. Tarihsel gelişim	3
2.2. Laser fiziği	4
2.3. Laser ışınının elde edilmesi	8
2.3.1. Laser ortamı	9
2.3.2. Enerji kaynağı (uyarma yöntemi)	9
2.3.3. Rezonans ayna sistemi	10
2.3.4. Fiberoptik iletken	10
2.4. Laser ışınının fiziksel özellikleri	10
2.4.1. Laser ışınları monokromdur	10
2.4.2. Laser ışınları arasında uyumluluk, yani kohorens vardır	10
2.4.3. Laser ışınları çok az saçılma (diverjans) özelliği gösterir	11
2.4.4. Enerji taşıyıcılık özelliği vardır	11
2.4.5. Yansır, emilir, dağılır ve iletilir	11
2.5. Laser ışınının fizyolojik özellikleri	12
2.6. Etki şekillerine göre laser tipleri	12
2.6.1. Cerrahi (sıcak) laserler	12
2.6.2. Fotokoagülatör laserler	13
2.6.3. Fotoradyan laser sistemleri	13
2.6.4. Soğuk laserler	13
2.7. Laserin kullanım alanları	13
2.7.1. Tıpta laser kullanımı	13

2.8. Ürolojide laser kullanımı	14
2.8.1. Diyet laser	17
3. GEREÇ VE YÖNTEMLER	19
4. BULGULAR	23
4.1. Prostat dokularının değerlendirilmesi	23
4.2. Mesane dokularının değerlendirilmesi	24
4.3. Böbrek dokularının değerlendirilmesi	25
5. TARTIŞMA	29
6. SONUÇ	44
7. ÖZET	46
8. SUMMARY	48
9. KAYNAKLAR	50
10. RESİMLEMELER LİSTESİ	55
11. ÖZGEÇMİŞ	57

SİMGE VE KISALTMALAR

ALA	Amino Levilünik Asit
Al	Alüminyum
As	Arsenik
BPH	Benign Prostat Hiperplazisi
Ca	Kalsiyum
CO ₂	Karbondioksit
Cr	Krom
Er	Erbiyum
Ga	Galyum
He	Helyum
Hb	Hemoglobin
Ho	Holmiyum
Ho:LEP	Holmiyum Laser Prostat Enükleasyonu
Ho:LRP	Holmiyum Laser Prostat Rezeksiyonu
İLC	İnterstisiyel Laser Koagülasyon
İM	İntramüsküler
İn	İndiyum
IPSS	İnternasyonal Prostat Semptom Skoru
IR	İnfrared
İÜ	İnternasyonal Ünite
İV	İntravenöz
KCl	Potasyum Klorür
KTP	Potasyum Titanil Fosfat
LASER	Light Amplification by Stimulated Emmision of Radiation
LLLT	Low Level Laser Theraphy

MASER	Microwave Amplification by Stimulated Emission of Radiation
max	Maksimum
Mg	Magnezyum
n	Negatif
NaCl	Sodyum klorür
Nd	Neodiyum
Ne	Neon
No	Numara
Ox	Oksalat
p	Pozitif
PSA	Prostat Spesifik Antijen
PVP	Fotoselektif Prostat Vaporizasyonu
SLV	Selektif Light Vaporization
SS	Standart Sapma
Tm	Thulium
Tm:LRP	Thulium Laser Prostat Rezeksiyonu
Tm:LRP-TT	Thulium Laser Prostat Rezeksiyonu Tangerine Technique
TUIP	Transüretral Prostat İnsizyonu
TUR	Transüretral Rezeksiyon
TURP	Transüretral Prostat Rezeksiyonu
VLAP	Vaporizasyon Laser Prostatektomi
YAG	Yittriyum Alüminyum Garnet
YSGG	Yittriyum Skandiyum Galyum Garnet

SİMGELER

cm	santimetre
cm ²	santimetre kare
cm ³	santimetre küp
dk	dakika
f	frekans

F	French
gr	gram
j	joule
kg	kilogram
mg	miligram
mm	milimetre
ml	mililitre
nm	nanometre
sn	saniye
w	watt
μ	mikron
μm	mikrometre
$^{\circ}\text{C}$	santigrad derece

1-GİRİŞ VE AMAÇ

Laser enerjisinin son yıllarda kullanım alanlarında ciddi gelişmeler yaşanmış olup özellikle tıp alanında kullanımında da her geçen gün artış olduğu dikkati çekmektedir. Önemümüzdeki günlerde laser enerjisi teknolojilerinde daha üst düzey gelişmeler yaşanacağı ve tıp alanında kullanım sahalarının artacağı yönünde fikir birliği mevcuttur. Laser enerjisi günümüzde cilt lezyonlarından açık ve kapalı operasyonlara, diş hekimliğinden, laparoskopik ve endoskopik girişimlere dek pek çok alanda kullanılmaktadır. Üroloji alanında da çok fazla kullanım sahası mevcuttur. Endoskopik taş ameliyatları, benign prostat hiperplazisinin (BPH) endoskopik tedavisi, endoskopik üretra, ureteropelvik bileşke darlıkları tedavileri gibi alanlarda kullanılabilir. Laser enerjisine bağlı cerrahiler, henüz istenilen düzeyde geniş endikasyona, yaygın kullanım alanına ve yeterli tecrübeye sahip değildir. Bunun sebebi sürekli yeni teknolojilerin üretilmesi ve her yeni üretilen teknikte tecrübenin, deneyimin ve klinik çalışmaların yeterli düzeyde olmamasıdır. Uzun dönem sonuçların bilinmiyor olması da hekimlerin laseri kullanırken temkinli davranmaları gereğini ortaya koymaktadır. Bu nedenlerle pek çok hekim ve bilim adamının, gittikçe merak uyandıran ve kullanımı her geçen gün artan laser enerjisinin, insanda kullanılabilirliği hususunda çalışma ve çok sayıda klinik deneyler yapması gerekmektedir.

980 nm dalga boyundaki diyot laserin ürolojik cerrahide kullanım alanları sınırlı olup güncel olarak sadece BPH'da doku vaporizasyonu amacıyla kullanılmaktadır. Farklı ameliyatlarda da kullanılabilmesi amacıyla çeşitli çalışmalar yapılmaktadır. Bu çalışmada diyot laserin prostat, mesane ve böbrek dokusu üzerindeki etkilerinin araştırılması planlandı. Literatürde laser enerjisiyle, canlı prostat dokusu üzerinde yapılmış çalışmalar bulunmakla beraber henüz istenilen düzeyde değildir. Laser enerjisinin, canlı üzerinde özellikle mesane ve böbrek dokusu üzerine etkisini araştırma sayısı yok denecek kadar azdır. Doku ve hücre yapısındaki farklılıklar sebebiyle farklı dokular, uygulanan laser enerjisine farklı cevap verebilmektedir. Uygulanan laser enerjisinin dokuda oluşturduğu vaporizasyon ve koagülasyon zonu derinliği, uygulanacak cerrahi işlemin güvenilirliği açısından büyük önem

taşımaktadır. Günümüzde BPH'nın cerrahi tedavisinde transüretral prostat rezeksiyonu (TUR) hala altın standart tedavi yöntemi olma özelliğini korumaktadır. Bu cerrahi tedavinin alternatifleri arasında laser prostat ameliyatları güncel tedavi prensiplerindedir. Yapılacak cerrahi tedavinin etkinliğini ve operasyon süresini kısaltmak amacıyla yüksek güçte laser cihazları üretilmekte ve kullanıma geçirilmektedir. Bu amaçla çalışmamızın prostat ve mesane kısımlarında yüksek güçte yani 120 watt laser uygulamaları planlandı. Laserle prostat ameliyatları esnasında mesaneye ışın yayılımı olabilmekte ve ayrıca olabilecek uygulama hatalarına bağlı mesanede laser ışınına maruz kalma, dolayısıyla mesanenin travmaya maruz kalma riski karşımıza çıkabilmektedir. Bunun test edilebilmesi amacıyla prostat ameliyatları için uygulanan yüksek doz 120 watt laser enerjisi mesane içinde tatbik edilmesi uygun görüldü. Böbrek dokusunda ise literatürde henüz canlı üzerinde yapılmış bir diyot 980 laser enerjisi çalışması olmaması sebebiyle 3 farklı enerji düzeyinde düşük güçte; 50 watt, orta güçte; 80 watt ve yüksek güçte; 120 watt laser uygulamaları yapıldı.

Bu hayvan modelinde üç farklı dokuda diyot 980 nm laser enerjisinin oluşturduğu vaporizasyon ve koagülasyon zonu derinliğinin değerlendirilmesi amaçlandı. Dolayısıyla bu hayvan modeli sonuçlarıyla ileriki günlerde bu dokulara uygulanabilecek laser cerrahilerinin güvenilirliği açısından temel olabilecek bilgiler edinmek ve bilime bu alanda katkılar sağlamak hedeflendi.

2- GENEL BİLGİLER:

2.1. Tarihsel Gelişim

LASER, "Light Amplification by Stimulated Emission of Radiation" sözcüklerinin baş harflerinden oluşmaktadır.^{1,2,3} Uyarılmış ışınım yayını ile ışığın yoğunlaştırılması" veya "uyarılmış elektromanyetik ışınım yayan yükseltici" şeklinde Türkçeye çevrilebilir. Bu tanımlama ilk kez 1917 yılında A. Einstein tarafından belirlenmiştir.^{2,3} Normal ışık; farklı faz ve frekanslarda, çeşitli dalga boylarından oluşmaktadır. Laser ise, yüksek genlikli, aynı fazda birbirine paralel, tek renkli ve hemen hemen aynı frekansta olan dalgalardan meydana gelmektedir.

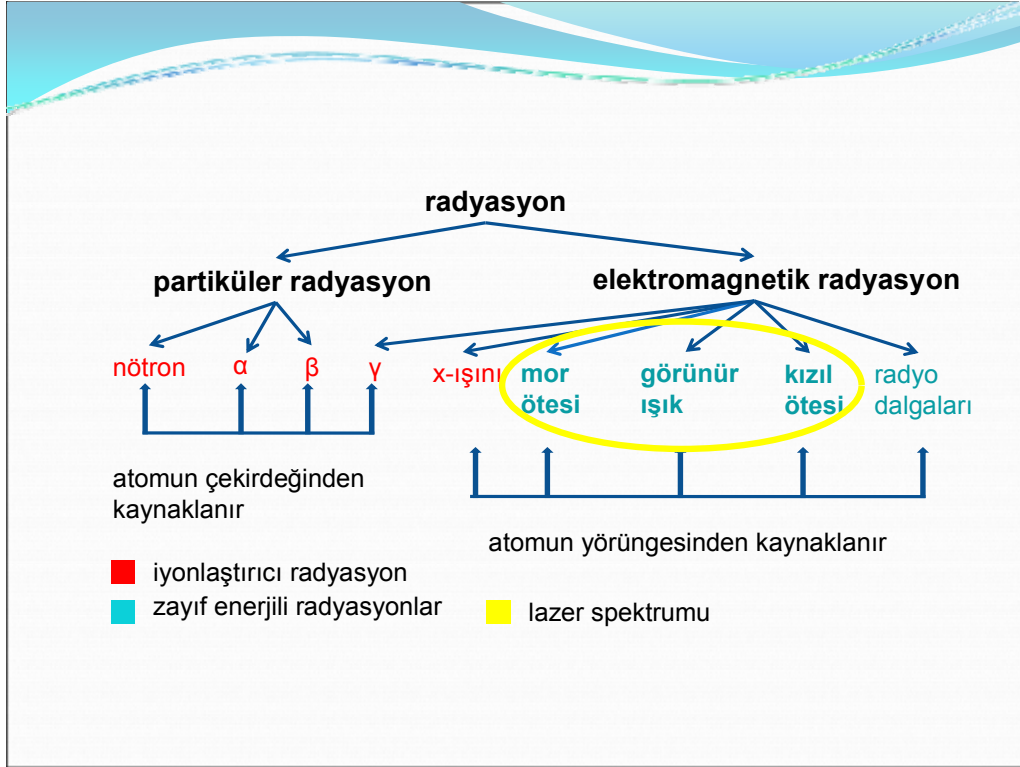
Laser diğer uygulama alanlarının yanı sıra, son yıllarda tıbbın çeşitli dallarında kullanılmaya başlanmıştır. Kısaca yoğunlaştırılmış ışık olarak tanımlayabileceğimiz laser, 1954 yılında Colombia Üniversitesi'nden C.H. Townes ve arkadaşlarının çalışmaları sonucunda elde etmeyi başardıkları Maser sisteminin (mikrodalga amplifikasyonu) geliştirilmesiyle ortaya çıkmıştır. Maser sözcüğü, İngilizce "Microwave Amplification by Stimulated Emission of Radiation (MASER)" sözcüklerinin ilk harflerinden oluşturulmuştur. Maserler radyo, televizyon ve radarlarda kullanılan elektromanyetik dalgaları yükseltmektedir. Laserler ise, temel olarak görünür ışık ve ona yakın ışın sekanslarında çalışmaktadır. 1960 yılında Maiman tarafından ilk laser ışığı elde edilmiş, A. Civan tarafından geliştirilmiştir. Bu tarihten itibaren özellikle gaz laserlerin bulunmasıyla sistemler büyük bir hızla gelişmiştir.^{2,3} Einstein belli koşullar altında atom ve moleküllerin ışığı veya radyasyonu absorbe edebileceklerini, daha sonra da bu atom ve moleküllerin depolamış oldukları enerjiyi yeniden serbestleştirirken onlara yeni özellikler

kazandırabilecekleri savını ortaya atmıştır. T.H. Maiman 1960 yılında ilk laser aletini yapmıştır.⁴ 1962 yılında Helyum-Neon (He-Ne) laser üretilmiş, aynı yıl tıpta ilk kez retina dekolmanında kullanılmıştır. 1964’de Mac Guff ve arkadaşları laserin cerrahide kullanımı ile ilgili ilk makaleyi yayınladılar. İnsan ve hayvanlardaki kötü huylu tümörleri Ruby laserle ışınlamaya başladılar. Laserin 1968 yılında insan gözündeki etkileri ortaya konulmuştur. 1973 yılında fleksibl fiber optik yardımı ile Argon laser ışınları gastroskopi sırasında kullanılmıştır. 1974 yılından sonra laser ışınının, metabolik aktiviteyi arttırdığı, hücre bölünmesini hızlandırdığı, analjezik etki sağladığı ve yara iyileşmesi üzerine olumlu etkilerinin olduğu araştırmacılar tarafından saptanmış ve çalışmalar daha da genişletilmiştir. 1977’de He-Ne laser, akupunktur için kullanılmıştır.^{5,6}

2.2.Laser Fiziği:

Maddenin en küçük birimi olan atomlar çekirdek ve yörüngelerinden oluşur. Çekirdek nötron ve protonları ihtiva ederken, yörüngede elektronlar sürekli hareket halindedir. Gerek çekirdek, gerekse yörüngedeki elektronlar güçlü enerji kaynaklarıdır. Çekirdek ya da yörüngeden enerji salınımı (radyasyon) kendiliğinden ya da uyarılma sonucu oluşabilir. Kendiliğinden yayılıma örnek doğal radyoaktif maddelerdir. Çekirdekteki nötron ve proton sayısının nötron lehine bozulması atomları kararsız hale getirir. Kararsız atomlar nötron kaybederek bölünür ve kararlı hale gelene kadar bu devam eder. Salınan radyoaktivitenin yarıya düşmesi için gereken süre yarılanma ömrüdür. Çekirdekten yayılan enerji partiküler radyasyon adını alır ve yörüngesel enerjilerden daha güçlüdür. Bu gücün en uç örneği atom bombası örneğidir.³ Atomun yörüngesinden kaynaklanan radyasyonlar ise elektromagnetik radyasyon adını alır ve daha zayıftırlar. Elektromagnetik radyasyon spektrumu içinde dalga boyu en uzun ve enerjisi en zayıf radyo dalgalarından, tıpta kullanılan X ışınlarına kadar uzanan çeşitli görünür ya da görünmez radyasyon çeşitleri yer alır. Laser ışınları, mor ötesi (ultraviyole), görünür ışık ve kızıl ötesi (infrared) elektromagnetik radyasyonlar içinde yer alırlar. Atomun çekirdeğinden kaynaklanan

radasyonlar nötron, α , β , γ ile yörüngeden kaynaklanan X- ışınları iyonizandır. İyonizan radasyon çeşitleri hücreler tarafından absorbe edilir ise, hücre moleküllerindeki atomların yörüngesinden elektron koparacak güçte olduklarından atomun yükünü değiştirirler. Hücredeki hasar doza bağlı ölümcül derecede olabilir. Yörüngeden kaynaklanan radasyonlar ise X ışınları dışında non-iyonizandır (Şekil-1).



Şekil-1. Radasyonun şematik sınıflaması.

Atomun yörüngesindeki elektronlar bir enerji ile uyarılır ise yörünge değiştirerek bir üst enerji düzeyine geçerler. Elektronların, uyarı bitince eski enerji konumuna dönme eğilimi vardır ve bu sırada foton adı verilen bir enerji yayarlar. Aynı maddenin atomlarından yayılan fotonlar hep aynı dalga boyunda birbirine paralel enerji demetleri oluştururlar. Fotonların (quantum) elektriksel ve magnetik olmak üzere birbirine ters iki vektörel yönü vardır. Bunların bileşkesinde ışık hızında sinusoidal bir eğri çizerek ilerlerler. Fotonlar kütesizdir ve taşıdıkları enerji dalga boyları ile ters, frekansları ile doğru orantılıdır.^{7,8}

Değişik maddelerin atomlarından değişik dalga boyunda foton demetleri elde edilebilir. Laser elde edilecek madde gaz (CO₂), sıvı (coumarine green), veya katı (Nd:YAG) olabilir. Örnek olarak Nd:YAG laseri alr isek; burada yttrium-aluminium-garnett çubuklara neodymium atomları emdirilmiştir ve genellikle flaş lambası ile neodymium atomlarının yörüngelerindeki elektronlar uyarılır. Bir üst yörüngeye geçen elektronlar eski yörüngelerine dönerken bir foton yayarlar. Oluşan fotonlar diğerlerinin de kapalı ortamda salınımına neden olur ve belli bir düzeye gelince yarı iletken bir bölümden foton demeti çıkar. Çıkan foton demetinin önüne bir engel koyulursa, bu engel belirli zaman aralıklarında açılıp kapatılarak “pulsed” (Q-switching) laser elde edilebilir. Pulsed laserlerde enerji miktarı devamlı “continuous” moda göre daha yüksektir. İçeride oluşan enerjinin aralıklı olarak çıkışına izin verilmesi, içeride foton sayısının artışına ve böylece enerji artışına neden olmaktadır. Yttrium-aluminium-garnett değişik maddeler için de kullanılır (Ho:YAG, Thulium:YAG, Erbium:YAG gibi). Laser elde edilen maddenin oluşturduğu fotonların dalga boyuna göre laser ışını görünür ya da görünmez (infrared, görünür ışık, ultraviyole). Potasyum titanil fosfat (KTP) 532, Nd:YAG’ın KTP kristali ile frekansının iki kat arttırıldığı laser türüdür ve dalga boyu (532 nm) görünür yeşil ışık verir. Uyarıcı olarak flaş lambası kullanılan laserlerde, laser elde edilen madde atomları lambanın verdiği enerjinin ancak %5’ini absorbe ederler. Kullanılmayan yüksek enerji ortamda ısı artışına neden olduğundan, soğutma için genellikle su dönüşüm sistemi gerekir. Bu da taşınabilirlik özelliğini kısıtlayan bir durumdur. Diyot laserlerde foton elde etme yöntemi farklıdır. Bir kutupta elektron eksikliği olan (+) yüklü atomlar, diğer kutupta elektron fazlası olan (-) yüklü atomlar mevcuttur. Elektrik enerjisi uyarısı ile aralarında elektron transferi olur ve foton açığa çıkar. Bunlarda enerji kaybı sadece %5 civarında olduğu için cihazlar daha küçük ve taşınabilir haldedir. Açığa çıkan ısı enerjisi için hava soğutması yeterli olmaktadır. Elde edilen 400-2900 nm dalga boyu arasındaki foton demeti quartz cam fiberlerle iletilebilir. Fiberler eğilebilir ve bükülebilirdir ve içlerinde laser ışını yansıtan reflektörler vardır.^{7,8}

Fiberlerle dokuya iletilen laser, doku ile etkileşerek; yansiyabilir, dağılıbilir, iletilebilir veya absorbe edilebilir. Laserin etki etmesi için absorbe olması gerekir.

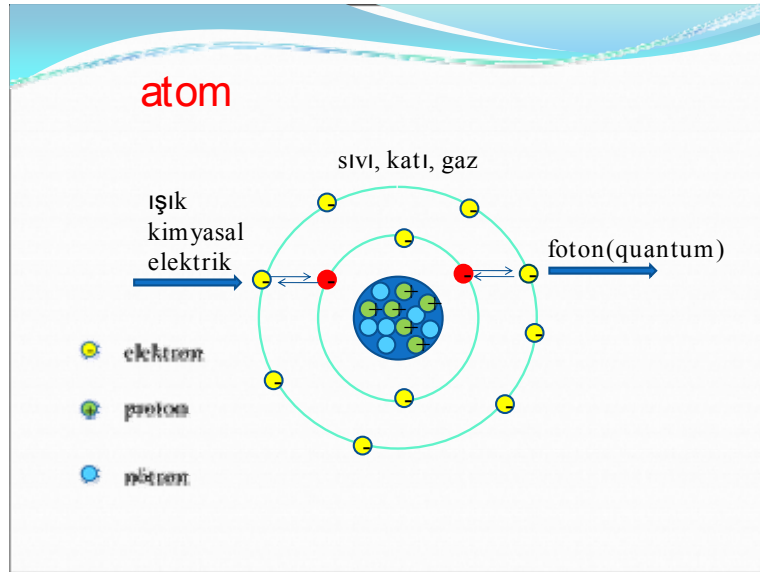
Dalga boylarına göre laserlerin su, hemoglobin (Hb) ve melanin pigmentinde absorpsiyon dereceleri farklıdır. Hb tarafından absorbe edilen laserler, damarlanması fazla dokularda daha fazla absorbe olur ve yüksek enerji sağlarlar. Hemostaz etkileri güçlüdür. Suda absorbe olan laserler doku suyu tarafından absorbe edilir. Ancak irrigasyon yapılan ortamda enerji kaybetmemeleri için dokuya yakın tutulmaları gerekir. Bazı suda absorbe olan laserler, suda oluşturdukları kabarcıklarla mekanik etki yaparak dokuların ayrışmasını sağlarlar (Ho:YAG gibi). Suda absorbe olan laserler intrakorporal litotripsi (üreterde olduğu gibi) sırasında dokuya uzak tutulursa zarar verme olasılıkları azalır. KTP 532 Hb de güçlü bir şekilde absorbe olur, ancak suda absorbe olmaz. Bu nedenle yanlışlıkla orifislere veya mesaneye yönlendirilirse perforasyon ve koagulasyona sebep olabilir. Diyo 980 laserleri hem suda hem Hb de absorbe olduğu için mesane ve orifislere zarar verme olasılığı daha az olmalıdır. Laserin doku tarafından absorbe edilebilmesi, dokunun rengi, Hb düzeyi, kimyasal kompozisyonuna bağlıdır. Bu faktörler doku absorpsiyon katsayısını belirler. Uygulanan laserin dalga boyu kısaltıkça enerjisi artar. Dokunun birim alanına düşen enerji miktarı (güç dansitesi) oluşacak etkiyi belirleyen diğer bir faktördür.^{9,10}

Laser enerjisi joule (j) ile ölçülür. Bir Joule 1 saniye (sn) süre ile 1 watt güç verilmesi sonucu açığa çıkan enerjidir. Güç dansitesi ise birim alana düşen enerjidir. Laser fiberinden çıkan ışın fiberin çapına göre dağılma açısına sahiptir. 600 mikronluk fiberin ayrılma açısı 17 derecedir. Proben ucu dokuya ne kadar yakın tutulursa laserin düştüğü alan (spot) o kadar küçülür ancak güç dansitesi o denli artar.¹¹

Tıpta laserin genellikle fototermal etkisinden yararlanır. Dokuların 45 °C üzerinde ısıtılması hücre membranlarının bütünlüğünü bozar. 60°C üzerinde protein denatürasyonu ve koagulasyon, >100°C vaporizasyon, >150°C karbonizasyon oluşur. Laser fototermal etkisi ile vaporizasyon, koagulasyon ve rezeksiyon için kullanılır. Ayrıca fotodinamik fototerapi uygulanmaktadır.¹⁰

2.3. Laser Işınının Elde Edilmesi:

Boltzman prensibine göre, alt enerji seviyesinde üst enerji seviyesinden daima daha fazla atom bulunur. Laser için bunun tersine çevrilmesi gerekmektedir. Alt enerji seviyesine temel durum, üst enerji seviyesine de uyarılmış durum denilebilir. Bir atom temel durumda ise ve uygun dalga boyunda fotonlar içeren bir radyasyon alanı üzerine doğru geliyorsa, bir foton absorbe ederek uyarılmış duruma geçebilir. Bir süre sonra atom kendiliğinden aynı dalga boyunda bir foton yayarak ve tekrar eski durumuna dönecektir. Einstein 1917’de uyarılmış atomun temel duruma dönmesi için bir başka yol olduğunu göstermiştir. Uyarılmış atom uygun dalga boyunda bir başka radyasyon alanına konursa, foton salarak temel duruma geçmesi için uyarılacaktır. Spontan emisyonda, salınan foton, gelen radyasyonla ilgisiz ve rastgele bir yönde olurken; uyarılmış emisyonda, salınan fotonlar gelen ısıyla eş zamanlı ve uyumludur. Laser ısınları bu prensibe göre elde edilmektedir.⁴



Şekil-2. Atomun şematik yapısı ve foton oluşum mekanizması.

Laser cihazı içinde laser ortamı ve bu ortamın her iki tarafında birbirine paralel olarak yerleşmiş aynalar bulunur. Aynalardan biri ısıyı %100 yansıtırken, diğeri kısmen yansıtır. Laser ortamı başlangıçta aktif durumda değilken laser ortamına gelen

uyarıcı ışık, ortamı aktif hale getirir. Dışarıdan gelen bu uyarıcı ışık enerjisi, ortamdaki moleküllerin dizilimini tersine çevirir. Yeni dizilim ile laser ortamının atomları dinlenme durumundan çıkıp, enerji verebilecek konuma geçerler. Uyarılmış bir atom tarafından üretilen bir fotonluk enerji, ışık kaynağınca uyarılmış diğer bir atomdan bir fotonluk enerji açığa çıkmasını sağlar. Bu reaksiyon sonucu iki fotonluk enerji birikir. Sonuçta ışımaya gücünün iki katı enerjiye sahip ışık demeti oluşmaktadır. Bu ışık demeti uyarılmış laser ortamında ilerlerken yeni atomları uyarır. Tam yansıtıcı aynaya ulaşan ışık hüzmesinin yönü tersine döner, uyarılmış laser ortamından tekrar geçer ve güçlenerek diğer aynaya gelir. Aynalar arasında tekrarlanan geçişler ile ışık hüzmesi yeterli oranda yükseltildiğinde yarı iletken aynadan laser ışığı olarak dışarıya çıkar. Bu süreç içerisinde, enerji kaynağı çalışmaya devam ettiği müddetçe aktif laser oluşumu sağlanır.¹² İlk ışık kaynağı veya bu ışığın geçtiği ortamı değiştirerek çok farklı özellikleri olan laserler elde etmek mümkündür. Bir sistemde laser oluşturmak için dört unsur gerekmektedir:

2.3.1. Laser ortamı :

Laser ana maddesi olarak her madde kullanılabilir. Katı, sıvı ya da gaz kullanılabilir. Atomları çok kolay bir biçimde uyarılabilen ve kolayca yüksek enerji düzeylerine ulaşabilen maddelerden seçilir.

2.3.2. Enerji Kaynağı (uyarma yöntemi):

Enerjinin verilmesiyle laser maddesi aktifleştirilerek inervasyon durumuna getirilir. Buna pompalama denir. Bu işlev optik, elektriksel, kimyasal, hatta elektron bombardımanı şeklinde olabilir.

2.3.3. Rezonans ayna sistemi:

Oluşan fotonik enerjiyi arttırmak için kullanılan düzendir. Biri yarı geçirgen iki aynadan oluşur ve laser ışını en iyi düzeyde elektronik salınım (osilasyon) eşliğine erişir erişmez aynadan geçiş baslar. Elektron hareketini hızlandırmaya yarar.

2.3.4. Fiberoptik iletken: Elde edilen ışını taşıma ve yönlendirmede kullanılır.^{4,13}

2.4. Laser Işınının Fiziksel Özellikleri:

Elektromanyetik spektrumun görünür ışık ve kırmızı ötesi bölgesinde yer alan laserleri klasik ışıktan ayıran bazı özellikleri vardır.¹³

2.4.1. Laser ışınları monokromdur:

Normal ışıpta pek çok dalga boyunun bir arada bulunmasına karşın, laser ışını tek veya belirli birkaç dalga boyunda ışıklardan oluşmuştur.⁴ Örneğin Ruby laser 694.3 nm de, He-Ne laser 632.8 nm de kırmızı ışık verir. Laser spektrumu son derece dardır. Normal ışık ise fotonları birbirine uygun olmayan ve fotonik ışığı dağıtan özellikte ışık demeti meydana getirirler. Yani geniş bir spektrumu kapsar.¹³

2.4.2. Laser ışınları arasında uyumluluk yani kohorens vardır:

Işın dalgaları arasında uzaysal ve zamansal tam bir uyum vardır.^{1,4,13,14} Laser ışınları arasında iyi bir faz korelasyonu olduğu gibi laser ışınlarının dalga boyları

zamanla değişmezler.⁴ Güneş ışığı ya da elektrik lambası gibi kaynaklardan çıkan ışık dağınık bir şekilde çevreye yayılır. Bu şekilde aynı fazda bulunan ısınlar birbirlerini kuvvetlendiren bir tesir gösterirler.

2.4.3. Laser ısınlarının çok az saçılma (diverjans) özelliği gösterir:

Bu nedenle laser çok ince bir demet halinde yayılır.^{1,4,13,14} Laserlerin rezonans kavitesi yalnızca kendi ekseni boyunca giden fotonları amplifiye ettiğinden, bir laser demeti çok küçük sapmalar gösterse bile yönünü büyük ölçüde korur. Buna küçük diverjans denir.⁴ Normal ışık çok kısa süre ve mesafede yayılır. Laser ışığı ise küçük diverjans göstermesi nedeniyle saç kılı inceliğinde uzak mesafelere kadar aynı incelikte ulaşabilir. Bu nedenle doğrultulmuş ışın (kolimasyon) deyimini kullanılmaktadır.¹³ Fiberoptik bir iletkenle istenilen bölgeye kolaylıkla yönlendirilmesi mümkündür.⁴

2.4.4. Enerji taşıyıcılık özelliği vardır:

Laser ısınlarının büyük bir elektromanyetik alan gücü vardır ve buna bağlı olarak enerji taşıyıcılık özelliğine sahiptir. Küçük yüzeylere yoğun bir enerji aktarabilirler. Enerji yoğunluğunu istenilen şekilde ayarlama ve yönlendirme olanağı vardır.^{4,13,14}

2.4.5. Yansır, emilir, dağılır ve iletilir:

2.5. Laser Işınının Fizyolojik Özellikleri:

İnsan epidermisi, derinin pigmentasyonuna göre değişmekle beraber laser ışınlarının büyük çoğunluğunu absorbe eder. Sıvı içeren dokularda daha fazla absorpsiyon görülür.^{12,13} Örneğin; mukus membranlarında ve epitelyumda laser ışını daha çok absorbe olur.¹² Uzun dalga boyuna sahip laserler, derine penetre olurlar.

Laser ışınlarının fizyolojik özellikleri dalga boyuna, enerji miktarına ve ışınlama süresine bağlı olarak değişir. Ayrıca dokunun durumu tedavinin sonucunda önemli bir rol oynar. Uygulanacak bölgede kan akımının az olması bu doku tarafından absorbe edilen enerji miktarını azaltır.^{15,16} Işınların büyük bir kısmı doku tarafından absorbe edildikten sonra ısı enerjisi açığa çıkarır. Buna bağlı olarak dokularda önce lokal bir ısınma ve dehidratasyon oluşur. Bu geri dönebilen bir reaksiyondur. Bundan sonraki uyarımın devamında ise geri dönüşü olmayan olaylar başlar. Dehidratasyonu, proteinlerin denaturasyonu izler. Işınımın dozu ve süresi artınca termoliz ve nihayetinde buharlaşmaya neden olur.

2.6. Etki Şekillerine Göre Laser Tipleri

2.6.1. Cerrahi (sıcak) laserler:

Bu laserlerin etkisi, taşıdıkları yüksek enerji nedeniyle meydana getirdikleri termal etkilerle ortaya çıkar. Işınların büyük kısmı emildikten sonra ısı enerjisine dönüşür. Buna bağlı olarak dokularda önce lokal bir ısınma ve dehidratasyon oluşur. Laser uygulamasının devam etmesiyle koagülasyon, karbonizasyon veya buharlaşma meydana gelir.¹⁹ Dokulara zarar verebilirler.²⁰ Bu alanda kullanılan laserlerin güçleri 10-1000 W/cm² arasında değişmektedir.²¹ Dokulara direkt olarak, örneğin insizyon yapmak için veya endoskopide fiberoptik sistemler şeklinde uygulanabilir. Bu tip

laserler oftalmoloji, dermatoloji, üroloji, nöroşirurji ve diğer alanlarda değişik endikasyonlarda kullanılmaktadır. Elektrokoter ve elektrobistüri olarak kullanılmaları yaygındır.²² Bu laserler; ultraviyole spektrumdan EXCİMER-laserler, görünen spektrumda Argon (Diyot Laser) ve KTP (Potasyum Titanil Fosfat) laserleri, infrared spektrumdan Neodymium-YAG (Yttrium Aluminium Oxide Garnet), Holmiyum-YAG ve Karbondioksit (CO₂) laserleridir.^{19,21,22}

2.6.2. Fotokoagülatör laserler: Kanama kontrolünde kullanılır.

2.6.3. Fotoradyan laser sistemleri: Kanser tedavisinde denenmektedir.

2.6.4. Soğuk laserler: Bu grupta termal olmayan yollarla etki eden, düşük enerjili laserler vardır. En çok kullanılanlar görünen kırmızı ışık He-Ne gaz laserlerdir.²³

2.7. Laserin Kullanım Alanları

Laser kullanımı yirminci yüzyılın ikinci yarısında gelişmiş bir metod olmasına karşın, kullanımı düşünülenin üzerinde bir hızla yaygınlaşmış ve tercih edilir olmuştur. Laser çok farklı alanlarda başarı ile uygulanabilmektedir. Örneğin endüstride, stratejik amaçlı, arkeometri, haberleşme ve tıp alanı sayılabilir.

2.7.1. Tıpta Laser Kullanımı

Laserin tıp alanında hayli geniş bir uygulaması bulunmaktadır. Özellikle uygulamanın genişliği, ışınların frekansların hassas bir şekilde kontrolünün mümkün

olmasından kaynaklanmaktadır. Yayılan ışının yayılma düzeni ve ışınların olağanüstü yoğunluğu da burada etken olmaktadır. Bu bağlamda, laser tıpta hassas ameliyatlarda başarı ile uygulanabilmektedir. Örneğin; göz ameliyatı gibi ileri özen isteyen operasyonlarda tercih edilmekte ve kullanılmaktadır. İleri teknoloji laser sistemlerinin tıpta tedavi amaçlı kullanılmasının sebebi, hem hekime hem de hastaya sağladığı kolaylıklardır. Laserin doku seçici çalışması, koagülasyon ve hemostaz karakteri, steril olması, üstün işlem kabiliyeti, hekime yapılacak operasyonda kolaylıklar sağladığı gibi, operasyon sonrasında da iyileşme sürecini hızlandırmaktadır. Özellikle hassas işlem gerektiren operasyonlarda, laser sistemler kesin tedavi açısından tercih edilmektedir. Laser tedavilerinde hastalar kısa sürede normal yaşamlarına geri dönmektedirler. Bu kolaylıklar, tedavi esnasında olduğu gibi tedavi sonrasında da alınan iyi sonuçlar ve iyileşme sürecinin hızı, post operatif hasta memnuniyetini ortaya çıkarmaktadır. Laserin tıpta en önemli kullanım alanları olarak; dental, estetik cerrahi, kulak burun boğaz, jinekoloji, üroloji, oftalmoloji, fizik tedavi gibi birçok branş sayılabilir.²⁴

2.8. Ürolojide Laser Kullanımı:

Laserin fototermal etkisi ürolojide vaporizasyon, koagülasyon ve rezeksiyon amaçlı kullanılabilir. Fotodinamik etkisiyle ise fototerapi alanında uygulanabilmektedir. Bazı ışığa duyarlaştırıcılara örnek olarak; Hematoporfirin türevleri, Amino Levülinik Asit (ALA) ve ALA Esterleri, Photofrin, Foscan ve Lutetium texaphyrin (Lutex) sayılabilir.

Litotripsi (taş kırma) işlemlerinde başlıca Pulced-dye laser (coumarine green), alexandrite, Ho-YAG laser, Freddy, Erbium:YAG ve Nd:YAG laserleri kullanılmaktadır.²⁴

Tablo-1. Litotripside kullanılan laser çeşitleri. *: Fototermal etki.

	dalga boyu	etkinlik
Nd:YAG Q-switched	1064	CaOxMg ve brushite taşları kırılmaz
Pulsed dye	504	sistin ve bazı CaOxMg etkisiz
Alexandrite	755	esmer taşlarda etkisiz
Ho:YAG	2100	etkinliği iyi*
Freddy (2x f Nd:YAG)	532	etkinliği iyi, taşı geri iter
Erbium:YAG	2940	etkinliği çok iyi*

Özellikle BPH'nın cerrahi tedavisinde halen altın standart yöntem kabul edilen Transüretral Prostat Rezeksiyonu (TURP)'na, alternatif olarak kullanılan laserle prostat dokusu ablasyonunda, KTP 532 nm, Diyet 980 nm, Ho-YAG, Erbium:YAG, Thillium:YAG ve Nd:YAG laserler kullanılabilir. ²⁴

Tablo-2. BPH'da laser uygulamaları.

Koagulasyon (VLAP)	Nd:YAG
İnterstisyel koagulasyon (ILC)	Diode 820
Rezeksiyon (HoLRP)	Ho:YAG
Enükleasyon (HoLEP, TmLRP-TT)	Ho:YAG, Thulium:YAG
İnsizyon (TUIP)	Ho:YAG
Vaporizasyon (PVP, SLV)	KTP532, Diode 980

Laserin mesane tümöründe kullanımı yaygın olmamakla birlikte büyük çaplı tümörlerde kullanılmamalıdır. Bu yöntemle doku elde edilemediği için küçük, rekürren, düşük evre ve düşük dereceli tümörlerde kullanılması önerilmektedir. Kanamanın az oluşu ve obturator refleksin olmaması avantajları arasında gösterilmektedir.²⁴

Tablo-3. Ürolojide kullanılan laserler.

	Dalga boyu(nm)	Penetrasyon (mm)	Absorpsiyon	Kullanım
CO ₂	10600	0.1	Suda güçlü	Yumuşak doku vaporizasyonu
Nd:YAG	1064	3-5	Su ve Hb zayıf	Başlıca koagulasyon
KTP	532	1-3	Hb güçlü	Doku ablasyonu
Argon	488-514	2-4	Hb güçlü	Sınırlı güçte ablasyon
Pulsed-dyelaser (Coumarin green)	504	2-4	Taş güçlü, Hb zayıf	Litotripsi
Alexandrite	755	2-4		Litotripsi (koyu renkli taşlarda etkisiz)
Ho:YAG	2100	0.5	Suda güçlü (temas gerekir)	Yumuşak doku kesme ve ablasyon, litotripsi
Diyot	810-830	Değişken		ILC, doku birleştirme
Diyot 980	980	3-5	Su ve Hb	Doku ablasyonu
Freddy (2x f Nd:YAG)	532	-	-	Litotripsi. yumuşak doku uygulaması yok
Erbium:YAG	2940	5-50 µm (1-10 J/cm ²)	Suda fazla	Litotripsi, doku ablasyonu ve insizyon, uygun fiber kısıtlı
Thulium:YAG	2090	0.4	Suda fazla, Hb de az	Doku ablasyonu ve insizyon TmLRP-TT

2.8.1. Diyot Laser

1972'de geliştirilmiştir. Yarı iletken diyot laserlerinde olağanüstü düzeyde gelişmeler olmuştur. Mühendislik ve pazarlama yöntemlerindeki gelişmeler 635-980 nm arasında değişen dalga boylarında ışın üreten cihazların geliştirilmesine olanak sağlamıştır. 1990'larda İnfrared (IR) bölgesine yani kızıl ötesine yakın ışın yayan diyot laserleri (800-980 nm) piyasada bulunur hale geldi. Düşük ağırlık, taşınabilir boyut, düşük maliyet, daha uzun çalışma ömrü ve daha iyi ameliyat konforu, bu cihazları tıbbi uygulamada daha çekici hale getirdi. Diyot laserler transistörler gibi, yarı iletken elektronik cihazlardır. Diyotdan elektrik akımı geçirildiğinde laser ışığı elde edilmektedir. Her bir diyot cihazı, levhanın yüzeyinden veya kenarından ışın yayar. Tek ışın yayan standart diyotlar aynı yarı iletken chip üzerinde birleştirilerek, cihaz küçük olmasına rağmen çok daha büyük çıkış gücü sağlanabilir. Yüksek güçteki diyot laserler elektriksel-optik dönüşüm etkinliği % 30-50 olan laser ışını üretirler, bu da onları en etkin laserler haline getirmektedir. Bu doğrudan laser sistemleri diyot ışınını toplayıp uygun bir aktarma sistemiyle dokuya yönlendirir. Diyot laser fiber optik cihazlarla kullanıldığında endoskopik uygulamalar ve minimal invaziv cerrahi tekniklerin kullanımında ciddi bir avantaj sağlar.²⁵

Bu tip laserler ışını kendi içinde üretirler bu nedenle gaz sistemleri veya kristal tipi laserler bulundurmazlar. Diyot laserler kullanılan diyotun özelliğine göre çeşitli renklerde ışın üretirler. Ama çoğu çok düşük güçte infrared (kızıl ötesi) ışın üretir. Bugünkü çalışmalar dalga boyları, görünebilir ışık spektrumunun dalga boylarına yakın, yüksek güçte ışın üreten cihaz geliştirmeye yöneliktir. Diyotlar bir araya getirilerek 150 watt güçte cihazlar üretilmiştir. Bunlar hemostatik diseksiyonlar ve ürolojik girişimlerde kontak tip fiberlerle birlikte kullanılmaktadır.²⁶

Düşük güç üniteleri oftalmolojik fotokoagülatör olarak veya düşük seviye laser tedavisinde (LLLT; low level laser therapy) ve epilasyon işlemlerinde kullanılmaktadır. Bu dalga boyundaki diyot laserler ve Nd:YAG laserler kendi dalga boyuyla orantılı olarak doku derinliklerine penetre olur. Çünkü bu ışınlar genelde yüzeyde fazla bulunmayan melanin, hemoglobin ve daha koyu diğer pigmentler

tarafından daha fazla absorbe edilirler. Bu koyu pigmentlerin konsantrasyonu belli enerji seviyesindeki penetrasyon derinliğini belirler. Kornea gibi pigmentsiz dokular hiç enerji absorbe etmezken pigmente melanom verilen enerjinin çok büyük bir kısmını absorbe eder. Diyot 980 in sudaki absorpsiyonu diyot 810 nm ve Nd:YAG 1064 nm laserden daha fazladır. Pigmentsiz dokularda diyot 980 kullanımı yüksek riskli olabilir. O açıdan oftalmolojide düşük güçte diyot kullanılması daha elverişlidir. Diyotlar ışık kaynağı ile aktive olan ışığa duyarlı ilaç tedavisinde kullanılabilir. Ek olarak dokudaki diyot 980 kaynağı hakkında araştırmalar vardır.²⁷



Şekil-3. 150 watt gücündeki diyot 980 laser cihazı ve fiberi.

3-GEREÇ VE YÖNTEMLER

Düzce Üniversitesi Deney Hayvanları Etik Kurulu'nun 22.09.2008 tarih ve 100/13 no'lu onayını takiben, Düzce Belediyesi hayvan toplama barınağından temin edilen yaklaşık 4-5 yaşlarında ve 30-40 kg ağırlıklarında 5 adet Mongrel cinsi erkek köpek çalışmaya dahil edildi. Hayvanlar, işlemden 3 gün önce temin edilerek özel bir barınakta muhafaza edildi. Her bir hayvan yeterli büyüklükte özel olarak yaptırılmış kafeslerine yerleştirildi. İşlemden bir gün önce sadece sıvı gıda alımına izin verilirken gece yarısından sonra oral alımı sonlandırıldı.



Resim-1-2. Mongrel cinsi köpek ve ameliyat sahasının hazırlanması.

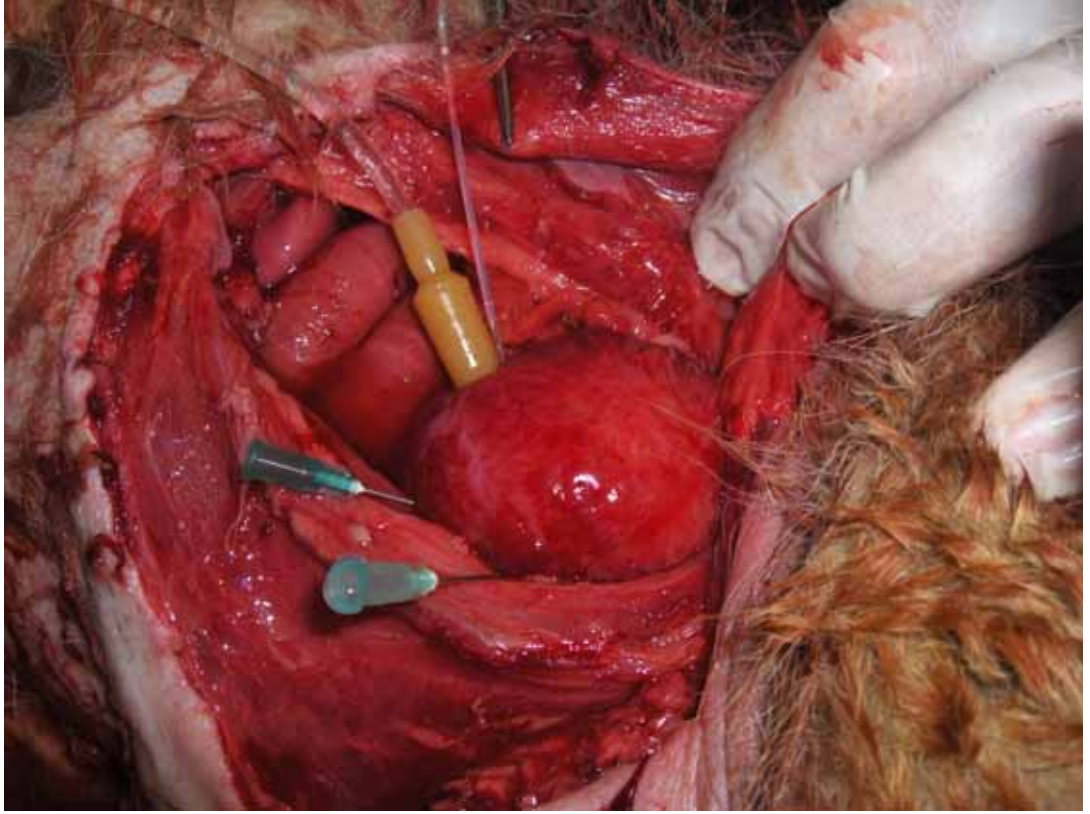
Çalışma ekibimize bir veteriner hekim de dahil edilerek çalışmaya başlandı. Randomize olarak seçilen bu 5 köpek için aynı cerrahi prosedür planlanarak uygulandı. Çalışmamız Düzce Üniversitesi Tıp Fakültesi Deney Hayvanları Laboratuvarında gerçekleştirildi.

İşlem öncesi hayvanlara 2 mg/kg ketamine hidroklorür ve 3 mg/kg xylazine hidroklorür anestezi ajanları, intramüsküler (İM) olarak uygulandı. Ses yalıtımı sağlanmış

bir ortamda dinlenmeye bırakılan hayvanlar yakın takip edilerek anestezi etkisinin başlaması gözlemlendi. Anestezi etkisinin tam olarak olduğu tespit edilen köpekler operasyon masasına alındı. Operasyon bölgesindeki kılların traş edilmesinden sonra cerrahi saha %10 povidone iode ile üç kez silinerek cerrahi sahada antisepsi sağlandı. Midline vertikal insizyonla cilt ve ciltaltı dokular geçildi. Suprapubik bölgede mesane palpe edildi. Çevre dokulardan diseksiyon yapılarak mesane cilt yüzeyine çıkarıldı. Mesane kubbesine yaklaşık 2 cm uzunluğunda vertikal insizyon yapıldı. Mesane içerisindeki idrar aspire edildi. İntravezikal ve ektravezikal olarak prostat dokusu palpe edildi. 21 french (F) storz marka laser sistoskopu kullanılarak transvezikal yoldan mesane boynu ve prostat lojuna sistoskop angaje edildi. İrrigasyon sıvısı olarak % 0.9'luk sodyum klorür (NaCl) solüsyonu kullanıldı. Storz marka kamera sistemi kullanılarak çalışma monitörden izlenerek takip edildi.

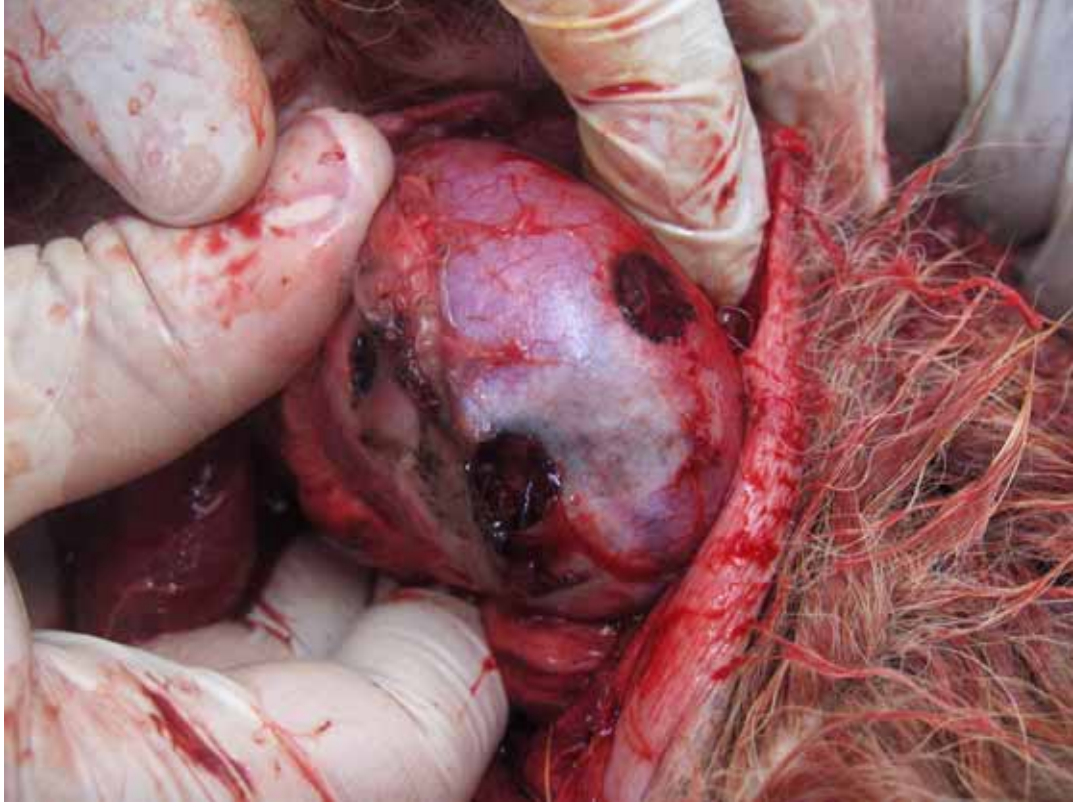
Sistoskopun çalışma kanalından 600 µm'lik side-fire laser fiberi ilerletildi. Prostatik loja dokuya 1mm mesafeden temas etmeden 120 watt güçte ve 0.01 ms pulse modunda 2 dakika süreyle prostat dokularına diyot laser uygulandı. Postoperatif dönemde hassas terazide tartılarak ortalama ağırlığı 19.0 ± 1.58 gr ölçülen her bir prostat dokusuna ortalama 14396.2 ± 19.24 j enerji uygulandı. İşlem esnasında son nesil 150 watt'lık diyot laser cihazı kullanıldı. (Cerralas HPD 150 , Biolitec-AG, Jena, Germany). İşlem tatbikinde dokuların hızlı bir şekilde vaporize edildiği izlendi. Vaporizasyon süresince ciddi bir kanama olmadığı ve buna bağlı olarak kamera görüntüsünün bozulmadığı gözlemlendi. 2 dakikalık bir uygulamanın ardından sistoskop çıkarılarak işlem sonlandırıldı. Transüretal olarak 10 F 2 yollu üretral kateter konuldu. Mesane kubbesindeki insizyon 1 no vicryl suture materyali kullanılarak kontinyu olarak çok küçük bir açıklık kalacak şekilde kapatıldı.

Geride kalan minimal bir açıklıktan mesane içerisine 600 µm side-fire laser fiberi angaje edildi. Laser fiberi mesanenin tam orta yerinde mesane yüzeyinden 1-2 cm uzaklıkta sabit bırakılarak mesane yüzeyine 3/0 ipek suture materyaliyle tespit edildi. Mesanenin %0.9'luk NaCl solüsyonla irrigasyonuna devam edildi. Mesanede yeterli dolgunluk sağlandıktan ve laser fiberinin tam mesane orta noktasında olduğunun anlaşılmasından sonra mesane boşluğuna 120 Watt güçte diyot laser 3 dakika süreyle tatbik edildi. Ortalama 21607.6 ± 21.07 j enerji uygulandı. Uygulamanın ardından, mesane insizyonunun devamında kalan küçük açıklıkta kapatılarak işlem sonlandırıldı. Üretral akıntının duruya yakın bir renkte olduğunun gözlenmesi üzerine postoperatif dönemde mesane irrigasyonu gerek duyulmadı.



Resim-3. Mesaneye laser uygulamadan önce yapılan hazırlıklar.

Yapılacak son işlem olan böbrekte laser uygulaması işlemine geçildi. Hayvanların cilt insizyonları biraz daha süperiora doğru genişletilerek böbreğe rahat ulaşılabilmesi için optimum bir ameliyat ortamı sağlandı. Hayvanların sol böbrekleri izole edildi. 3 farklı noktada 2x2 cm ebadındaki böbrek parankim alanlarına sırasıyla 50 watt, 80 watt ve 120 watt güçte 1 dakika süreyle diyot laser uygulamaları yapıldı. Ortalama olarak sırasıyla 3017.0 ± 8.0 j, 4812.8 ± 8.31 j, 7204.6 ± 14.13 j enerji uygulandı. 600 μm 'lik side-fire laser fiber'i işlem esnasında kullanıldı. İşlem sırasında yine % 0.9'luk NaCl irrigasyon sıvısı kullanılarak batın içerisinde yaygın sıvı birikimi sağlandı. Mevcut uygulama yerlerinde gözle görülür bir şekilde karbonizasyon ve nekroz alanları izlendi. İşlem sonlandırılarak batın içi serbest sıvılar aspire edildi.



Resim-4. Böbreğin 3 farklı noktasına diyot 980 laser uygulandıktan sonraki görünüm.

Cerrahi uygulanan sahalarda kanama kontrolü yapıldıktan sonra periton, kas-fasya ve cilt katmanları ayrı ayrı 3 tabaka halinde 1 no vicryl ve 1 no ipek sütün materyalleriyle tek tek sütünre edilerek kapatıldı. Postoperatif dönemde sessiz bir odada müşahade bir miktar tutulan hayvanlara İM olarak Benzatin Peniciline G 100.000 İnternasyonel Ünite (İÜ), Procain Peniciline G 10.000 İ.Ü, Dihidrostreptomycin 200 mg antibiyotik karışımı 0.1 ml/kg dozda tatbik edildi. Daha sonra hayvanlar kafeslerine alınarak gözlem altına alındı.

Postoperatif dönemde köpeklerin analjezik ihtiyacı yönünden takipleri yapıldı. Analjezik İhtiyacı olan köpeklere xylazin hidroklorür 1mg/kg dozunda İM olarak uygulandı. Operasyondan 3-4 saat sonra oral olarak sıvı alımı başlandı. Ertesi günden itibaren çorba benzeri sıvı gıdalarla oral alımlarına devam edildi.

Postoperatif birinci gün köpeklerin idrar renklerinin duru olduğunun görülmesi üzerine üretral kateterleri çekildi. Üretral kateteri çekilen hayvanların takibinde arka bacaklarının birini kaldırarak zorlanmadan miksiyon yaptıkları izlendi. Postoperatif dönemde köpeklerde üriner retansiyon veya herhangi bir komplikasyonla karşılaşılmadı.

Postoperatif 5. gün köpekler intravenöz (İV) yolla uygulanan 3 ampül %22.5'luk Potasyum Klorür (KCl) ile sakrifiye edildi. Sakrifiye edilen hayvanların laser enerjisi uygulanan mesane, prostat ve sol böbrekleri çıkarılarak %10'luk formalin solüsyonuna konuldu ve histopatolojik inceleme için ayrıldı.

Histopatolojik değerlendirme için 5 mm kalınlığında doku örnekleri alındı. Örnekler parafin bloklarda tespit edildi. Microtom bıçağı ile 3 µ kalınlığında doku kesitleri alındı. Kesitler hematoxilen eozin boyasıyla boyandı. Histopatolojik incelemede örneklerde oluşan vaporezasyon defekti ve koagülasyon zonu ölçümleri yapıldı. Dokuların tüm katlarında mikroskopik düzeyde değişiklikler tespit edildi.

4-BULGULAR

Sakrifiye edilen köpeklerin prostat mesane ve böbrek dokuları histopatolojik değerlendirmeye alındı.

4.1.Prostat Dokularının Değerlendirilmesi

İncelenen 5 prostat dokusunun tablo-4 'de vaporize olan doku defektlerinin değerleri, yüzeydeki karbonizasyon tabakasının kalınlığı ve penetrasyon derinliği (koagülasyon zonu) bulunmaktadır. Ortalama vaporizasyon defekt derinliği 9.8 ± 2.28 mm ve oluşan koagülasyon zonu derinliği 11.2 ± 3.96 mm olarak tespit edildi.

Tablo-4. Diyet 980 laser uygulamasının prostat dokularındaki etkileri.

	Vaporizasyon defekti derinliği (mm)	Yüzeysel karbonizasyon tabakası derinliği (mm)	Koagülasyon zonu derinliği (mm)	Prostat ağırlığı (gr)	Harcanan enerji (joule)
1. Numune	7	2	15	19	14380
2. Numune	12	2	5	17	14420
3. Numune	12	3	10	20	14390
4. Numune	8	1	12	18	14378
5. Numune	10	2	14	21	14413
ORTALAMA \pm Standart Sapma (SS)	9.8 ± 2.28	2.0 ± 0.7	11.2 ± 3.96	19.0 ± 1.58	14396.2 ± 19.24

Örneklerin duktus yapılarında nükleusların kaybolduğu, yer yer stoplazmik sınırların bozulup dejenerasyon gösterdiği belirlendi. Stromada da yine koagülasyona bağlı nekroz ve dejenerasyon bulguları izlendi. Ayrıca tüm alanlarda serbest hemoraji ve konjesyone vasküler yapılar tespit edildi. Oluşan termal etki prostat kapsülüne 1mm mesafe kalana kadar uzandığı görüldü. Prostat kapsülünde ve kapsül dışında termal etki sonucu oluşmuş bir hasar tespit edilmedi.



Resim-5-6. 120 watt güçte diyot laser uygulanmış prostatın transvers kesitinin makroskopik ve mikroskopik olarak görünümü.

4.2. Mesane Dokularının Değerlendirilmesi

Mesane örneklerinin incelenmesinde, mesane merkezinden dokuya yaklaşık olarak 1-2 cm uzaklıktan yayılan laser ışınının dokuda oluşturduğu etki incelendi. Mesane duvar kalınlıkları ölçüldü. Mesane duvarında ışının geldiği yönde tablo-5.'de ayrıntılı bahsedilen, belli kalınlıklarda koagülasyon zonları ölçüldü. Ortalama 3.0 ± 1.0 mm koagülasyon zonu tespit edildi. Epitelyumda dökülme, ödem ve nekroz bulguları izlendi. Laser ışınının geldiği yüzey alanında tespit edilebileceğimiz oranda defekt ölçülemedi. Epitelyumunda oluşan dökülme az da olsa bir defekt oluşumuna yol açtığını göstermektedir. Mesane duvarındaki tüm katlarda ödem ve serbest hemoraji görüldü. Karbonizasyon tabakası mesane örneklerinde tespit edilemedi.

Tablo-5. Laser enerjisi uygulanan mesane doku örneklerinde koagülasyon zonu derinliği ve mesane duvar kalınlıkları.

	Koagülasyon zonu kalınlığı (mm)	Mesane duvar kalınlığı (mm)	Harcanan enerji (joule)
1. Numune	4	15	21612
2. Numune	2	6	21579
3. Numune	3	9	21594
4. Numune	2	10	21631
5. Numune	4	7	21622
ORTALAMA ± SS	3 ± 1.0	9.4 ± 3.5	21607.6 ± 21.07



Resim-7-8-9. Mesane lümenine 120 watt güçte diyet laser uygulandıktan sonra mesanenin makroskopik ve mikroskopik görünümü.

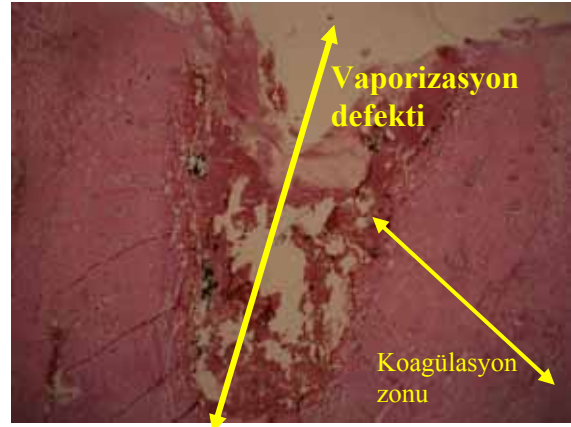
4.3. Böbrek Dokularının Değerlendirilmesi

Prostat ve mesane dokularına uygulanan 120 watt güçteki laser enerjisinden farklı olarak böbrek dokularına 120 watt, 80 watt ve 50 watt güçte 3 farklı laser enerjisi uygulamaları yapıldı. Prostatta olduğu gibi böbrek dokularında da oluşan defekt alanları, koagülasyon zonu ve karbonizasyon alanları tespit edildi. Koagülasyon zonunda, çekirdeğini kaybetmiş fırçamsı kenarı seçilemeyen stoplazmik sınırları net olarak izlenemeyen, nekroz ve dejenerasyon bulguları gösteren epitelle döşeli tübül yapıları ve aynı özelliklerde glomerüller izlendi. Ayrıca interstisyumda fokal serbest hemoraji ve konjesyone vasküler yapılar tespit

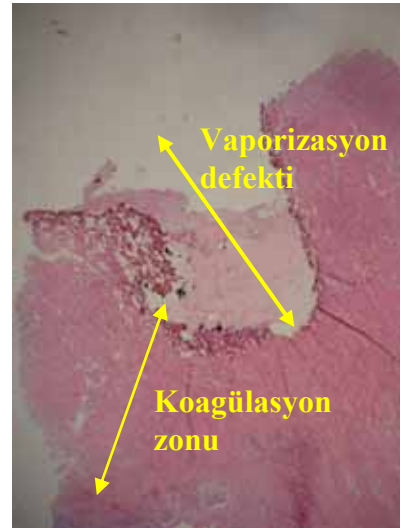
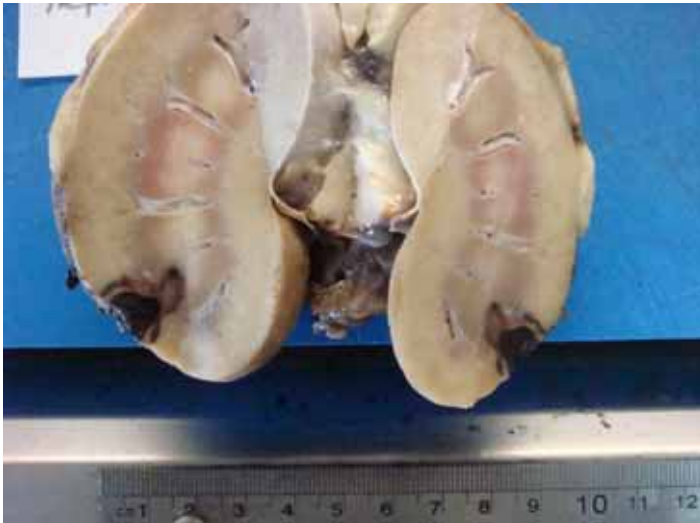
edildi. Tablo-6.'da rakamsal sonuçların uygulanan laser şiddetine göre dağılımı görülmektedir. 120 watt güçte 15 ± 5.87 mm doku defekti oluşurken, 80 watt güçte 8.6 ± 1.14 mm ve 50 watt güçte 8 ± 1.58 mm doku defekti ölçüldü.

Tablo-6. Laser enerjisi uygulanan böbrek dokularındaki rakamsal değişikliklerin uygulanan laser enerjisi şiddetine göre dağılımı.

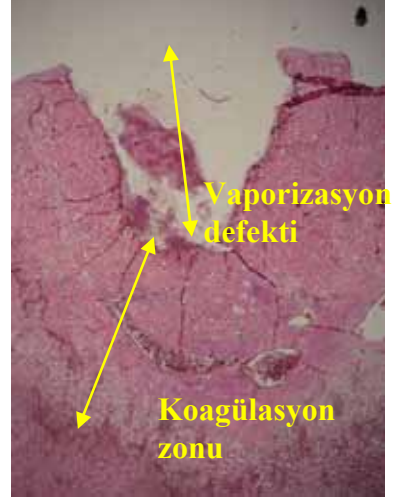
	Vaporize olan defekt kalınlığı. (mm)	Karbonizasyon tabakası kalınlığı. (mm)	Koagülasyon zonu kalınlığı. (mm)	Harcanan enerji. (joule)
1. Num 120 watt	25	3	16	7223
80 watt	9	2	4	4808
50 watt	10	2	3	3007
2. Num 120 watt	12	0.5	8	7196
80 watt	7	1	5	4814
50 watt	6	1	4	3028
3. Num 120 watt	13	3	11	7210
80 watt	9	2	7	4802
50 watt	8	2	3	3018
4. Num 120 watt	15	3	10	7186
80 watt	8	2	7	4824
50 watt	7	2	6	3012
5. Num 120 watt	10	1	10	7208
80 watt	10	1	6	4816
50 watt	9	1	7	3020
Ortalama \pm SS 120 W	15.0 ± 5.87	2.1 ± 1.15	11.0 ± 3.0	7204.6 ± 14.13
80 W	8.6 ± 1.14	1.6 ± 0.54	5.8 ± 1.3	4812.8 ± 8.31
50 W	8.0 ± 1.58	1.6 ± 0.54	4.6 ± 1.81	3017.0 ± 8.0



Resim-10-11. 120 watt güçte diyot laser uygulanmış böbreğin makroskopik ve mikroskopik görünümü.



Resim-12-13. 80 watt güçte diyot laser uygulanmış böbreğin makroskopik ve mikroskopik görünümü.



Resim-14-15.50 watt güçte diyot laser uygulanmış böbreğin makroskopik ve mikroskopik görünümü.

5- TARTIŞMA

980 nm dalga boyundaki diyot laserin üç ürolojik organdaki etkileri ortaya çıkarılmıştır. Bu çalışmada 980 nm dalga boyunda, 120 watt gücündeki diyot laser, prostat dokusu üzerinde 2 dakika süreyle sabit halde kesintisiz bir biçimde uygulandı. Bunun sonucunda, oluşan vaporizasyona bağlı anlamlı ölçüde doku defekti oluşturuldu. Oluşan ortalama doku defekti derinliği 9.8 ± 2.28 mm olarak hesaplandı. Bu defekt ile prostat kapsülü arasında ortalama 11.2 ± 3.96 mm uzunluğunda koagülasyon zonu oluştuğu tespit edildi. Bazı örneklerde koagülasyon zonunun prostat kapsülüne 1 mm uzaklığa kadar yaklaştığı izlendi. Prostat dokusunun lümeneye bakan yüzeyinde lümeni saran ortalama 2 ± 0.7 mm kalınlığında karbonize olmuş doku tabakası belirlendi. Bu veriler, uyguladığımız enerji düzeyinde (120 watt) diyot laserin prostat dokusu üzerinde büyük bir etkiye sahip olduğunu kanıtlamaktadır. İki dakika gibi görece kısa sayılabilecek bir süre laser uygulamasıyla elde edilen termal enerji prostat dokusunda önemli bir doku defekti oluşturmakla kalmayıp derin bir koagülasyon zonu oluşumuna da sebep olmuştur. Bu koagülasyon zonu yaklaşık 7 haftalık bir süre sonunda nekroze olarak dökülecek ve zeminin reepitelize olmasıyla daha büyük bir doku defekti oluşacaktır. Laser uygulaması sırasında, monitörden izlendiğinde doku etkisinin gözle görülebilen kısmı vaporizasyondur. Gözle görülemeyen bir koagülasyon zonunun da olduğu işlemi uygulayan hekim tarafından göz ardı edilmemesi gerekir. Bu araştırmada açıkça ortaya koyduğumuz gibi ortalama koagülasyon zonu, vaporize olan doku defektinden daha derindir. Diyot laser ile prostat cerrahisi yapan hekimlerin, bu laserin doku etkilerini çok iyi bilmeleri ve termal etkinin derinliğini ayarlamak ve çevre doku ve organların zarar görmemesi için çok dikkatli çalışmalarını gerektiğini telkin etmektedir.

Biz çalışmamızda özellikle laser probunu belirli bir noktada sabit tutmaya çalıştık. Böylelikle, klinikte kullanıldığı enerji seviyelerinde uzun süre aynı noktaya sabit uygulanan diyot laserin doku üzerine nasıl bir etki yarattığını belirlemeyi amaçladık. Elde ettiğimiz bizce en önemli bulgulardan biri diyot laseri uygularken fiberi sabit halde tutarak doku vaporize etmeye çalışmanın ne kadar tehlikeli olabileceğidir. Kapsüle yakın bir bölgede vaporizasyon

yapıldığını düşündüğümüzde kapsül dışına yayılan termal etki oluşumu yüksek bir olasılıktır. Nörovasküler yaralanma, üreter veya rektum gibi komşu organ yaralanmaları bu istenmeyen termal etkinin korkulan sonuçlarıdır. Bu olumsuz durum postoperatif dönemde komplikasyonlara yol açacak, hasta konforunu ve normal hayata geçiş sürecini anlamlı derecede uzatacaktır. Bu şekilde düşünüldüğünde uygun hasta seçiminin ve cerrahi deneyimin önemi bir kez daha ortaya çıkmaktadır. Bizim önerimiz prostat vaporizasyonunu süpürme hareketi şeklinde fiberin sürekli hareket halinde iken yapılması şeklindedir. Uzayan süreye paralel olarak artış gösteren dokudaki enerji yoğunluğu ve çevreye yayılan termal etki böylelikle azalacaktır. Diyet laserler hakkında bilinen ortalama 3-5 mm değerindeki vaporizasyon kalınlığı bizim çalışmamızda 9.8 ± 2.28 mm olarak ölçülmüş yani yaklaşık olarak 2 kat yüksek bulunmuştur. Yine, diyet laserlerin 5-6 mm olarak bilinen ortalama koagülasyon zonu derinliği bizim çalışmamızda 11.2 ± 3.96 mm olarak hesaplanmış olup yine 2 kat yüksektir. Diyet laserin doku üzerine etkilerinin tanımlandığı klasik bilgiler 60, 80 ve 100 watt gücünde laser cihazlarının kullanıldığı çalışmalara dayanmaktadır. Bizim çalışmamızda ise 120 watt gücünde yeni nesil bir diyet laser cihazı kullanıldı. Bizim sonuçlarımız uygulanan laser enerjisinin artışıyla orantılı olarak doku etkisinin de beklendiği gibi arttığını kanıtlamaktadır. Diyet laserin doku etkileriyle ilgili geleneksel bilgilerin bu yeni sonuçlara göre güncellenmesi gerekmektedir. Laser cihazlarının sahip olduğu gücün daha da geliştirilmesi olasıdır. Bu nedenle yüksek enerjili uygulamaların doku etkilerinin bilinmesi güvenli kullanım açısından çok değerlidir. Birinci görevi hastaya zarar vermemek olan biz hekimlerin teknolojiye ve zamana ayak uydururken, aynı ölçüde de bilgi birikimini ve dikkatini de artırması gerekmektedir.

Çalışmamızda köpeklerin hiçbirinde makroskopik hematüri gelişmedi. Üretral kateterleri postoperatif birinci gün çekildi. Daha sonraki takiplerinde glob vezikale gelişmemiş ve pıhtı retansiyonu oluşmamıştır. Bu sonuçların ortaya çıkmasında ameliyatın kanamasız olmasının büyük etkisi olmuştur. Kanamanın az oluşunda yeterli koagülasyon zonu derinliğine bağlı olduğuna inanıyoruz. Özellikle prostat dokusu içerisindeki vasküler yapılarda oluşan termal etki kanamayı büyük ölçüde azaltmıştır. Üreter retansiyon ortaya çıkmamasının en olası nedenleri yeterli doku defektinin oluşması ve önemli ölçüde doku ödemi olmamasıdır.

Douglas ve ark. 8 köpek üzerinde Nd:YAG laser cihazıyla 25 watt güçte 10 dakika süreyle prostat dokusuna ortalama 15.000 j laser ışını uygulama sonuçlarını yayınlamışlardır.

Bu çalışmada, difüz silindirik fiber kullanılmış, köpekler ikinci saat; 1, 4 ve 7. günlerde; 2, 3, 5, ve 7. haftalarda sakrifiye edilmiştir. İkinci saatte sakrifiye edilen köpekte 29 mm çapa ulaşan koagülatif nekroz alanları ve ödem izlenmiş, 4 ve 7. günlerde sakrifiye edilen köpeklerde ise nekroz alanlarını çevreleyen hemorajiler rapor edilmiştir. Bu dönemde defekt çapı 1 cm olarak ölçülmüş. 3. haftadan itibaren nekrotik materyallerin dökülmesi ve reepitelizasyonun başlamasıyla prostatik üretra çapı daha da genişlemiştir. Bizim çalışmamızda tüm köpekler 5. gün sakrifiye edildi. Douglas ve ark.'nın çalışmalarındaki 4 ve 7. günlerde sakrifiye edilen köpeklerin prostatlarında mevcut olan mikroskopik değişiklikler bizim çalışmamızda gözlenen nekrotik bulgular ve hemorajik değişikliklere benzerlik göstermektedir. Söz konusu çalışmada 4-7 günlük dönemde 1 cm defekt oluşmuş ve çok daha kalın 29 mm çapında koagülasyon nekrozu rapor edilmişti. Bizim çalışmamızda defekt alanı 9.8 mm hesaplandı bu açıdan benzerlik göstermektedir. Fakat bizim çalışmamızda ortalama 11.2 mm olan koagülasyon zonu bu çalışmaya göre daha sığdır. Koagülasyon zonundaki farklılığın uygulanan laser tipiyle ilişkisi olabilir. Nd:YAG laserin dalga boyu 1064 nm'dir ve doku penetrasyon derinliği diğer laser türlerinden daha derin olmakla birlikte vaporizasyon özelliği daha zayıftır. Etkisini, haftalar içerisinde nekrotik tabakaların dökülmesiyle oluşan doku defekti ile sağlamaktadır. Ayrıca harcanan toplam enerji birbirine yakın olmasına karşın kullanılan güç ve uygulanan zaman farklılık göstermektedir.

Nathaniel ve Fried 1940 nm dalga boyundaki Thulium fiber laser cihazını kullanmış ve 40 watt güç uygulamıştır. Dakikada 0.21 gr doku vaporizasyonu rapor ettiklerini rapor etmişlerdir ki bu güncel laser cihazlarıyla elde edilen 1-2 gr/dk doku vaporizasyonu hızından oldukça düşüktür. Bu araştırmacılar 0.5-2 mm kalınlığında koagülasyon zonu rapor etmişlerdir. Thulium 1940 nm laser sistemi Ho:YAG laser cihazının geliştirilmesi sonucu elde edilmiş ve Ho:YAG laser cihazına bazı üstünlükleri vardır. Bu çalışma sonucunda kullanılan güç oranının 40 watt gibi düşük seviyede olması sebebiyle vaporizasyon hızının ve koagülasyon zonu kalınlığının istenilen düzeyde olmadığı görülmektedir. Bu laser sistemlerinin üretim ve kullanım amacının aynı zamanda insizyon yapmak ve çevreye en az termal zarar vermek olduğu düşünülürse, o açıdan düşük güçte başarılı bir yöntem olabileceği ortaya çıkmaktadır. Yüksek güçte kullanımında ise hem vaporizasyon hızı hem de oluşan koagülasyon zonu kalınlığı bizim çalışmamızla kıyaslanamayacak ölçüde düşük olabileceği anlaşılmaktadır. Diyot 980 nm laser cihazının düşük güçte, ince cerrahilerdeki hassasiyetinin değerlendirilebilmesi amacıyla yeni çalışmalar gerekmektedir.

Gottfried ve ark. 12 köpek ve 40 hasta üzerinde yaptıkları karşılaştırmalı çalışmada 60 watt güçte Nd:YAG laser kullanmışlardır. Köpek prostatlarına ortalama 37500 j enerji verilirken insan prostatlarına 111100 j enerji uygulamışlardır. Bir, 4 ve 12. haftalarda transrektal ultrasonografi ile oluşan kavite değerlendirilmiştir. Değerlendirme sonucunda köpek prostatlarında %50 oranında volüm kaybı yaşanırken insanlarda %21 küçülme bulmuşlardır. Bu farklılığın insan ve köpek prostatları arasındaki yapısal farklılıktan kaynaklanabileceği iddia edilmiştir. İnsan ve köpek prostatlarının ayrıntılı histolojik incelenmesinde, insan prostatında stromal dokunun, köpek prostatında ise glandüler dokunun hakim olduğu tespit edilmiştir. Köpekte glandüler epitelyum hiperplazisi olurken insanda stromal artış gerçekleşmektedir. İnsanların operasyondan 6 ay sonraki klinik değerlendirmelerinde sadece 4 hastada (%10) TUR gereksinimi doğmuştur. Diğer hastalarda yüksek oranda memnuniyet saptamışlardır. Bizim çalışmamızda koagülasyon zonunun ve defekt alanının normalden yüksek bulunmasının bir nedeni de insan ve köpek prostatları arasındaki dokusal farklılıklar olabilir. Bu hipotez ve eldeki mevcut literatür bilgileri insan prostatında 980 nm diyot laserin insanda 9.8 mm kalınlığında defekt ve 11.2 mm kalınlığında koagülasyon zonu oluşmasının zor olduğunu, dolayısıyla insanda kullanımının daha güvenli olabileceğini düşündürse de, daha kesin yargıya varmak için modern yüksek güçlü cihazlarla insanlardan elde edilecek yeni objektif verilere gereksinim vardır. Douglas ve ark.'nın yaptıkları çalışmada da 25 watt güçteki Nd:YAG laserle ortalama 15000 j enerji harcamışlar ve sonunda 29 mm çapında koagülasyon zonu oluşturmuşlardır. Bu geniş koagülasyon zonu da insan ve köpek prostatları arasındaki farklılığı desteklemektedir. Gottfried ve ark.'nın bu yaptıkları çalışmada 6 ay sonraki klinik değerlendirmelerin sonucunda; %21 oranında volüm azalmasına rağmen sadece %10 hastada reoperasyon gerekmesi prostatta laser ameliyatlarının etkinliğini ortaya koymaktadır. Çünkü 60 watt güçte ortalama 111100 j enerji harcadığını düşündüğümüzde düşük-orta düzey bir enerji uygulanmış gibi görünmektedir. Günümüz cihazlarıyla 2 kat güç verilerek daha farklı ve daha iyi yönde sonuçların alınabileceği muhtemeldir. Çünkü araştırmacılar artan güce paralel olarak oluşacak defektin arttığı yönünde bulgulara rastlamışlardır.

Douglas ve ark. 1992 yılında 12 köpek üzerinde yine Nd:YAG laseri 60 watt güçte 60 saniye süreyle uygulamışlardır. Erken dönemde ortalama 27 mm çapında dokuda bozulma ve hemoraji izlemişlerdir. İlerleyen günlerde küçük kavitasyonların oluştuğu ve daha sonra bunların santralde birleştikleri rapor edilmiş, 5 ve 7. haftalarda epitelizeasyonun tamamlandığı belirlenmiştir. Yalnız, bu teknikte erken dönemde, muhtemelen ödeme bağlı ultrasonografik

incelemede prostat hacminde %25-35 artış tespit edilmiş, sonrasında ise özellikle üretral lümende daha bariz olmak üzere ödemin gerilediği izlenmiştir. O yüzden Nd:YAG laser kullanımında oluşan ödemin daha fazla olması ve nekrotik dokuların dökülmeleri haftalar aldığı için üretral kateterin kalış süresi birkaç haftayı alabilmektedir. Üretral kateteri erken çekilen hastalarda ve bu deneydeki köpeklerin birinde de olduğu gibi üriner retansiyon gelişme riski vardır. Bizim çalışmamızda 5 köpeğin hiçbirisinde üriner retansiyon gelişmemiştir. Mikroskopik incelemesinde nekrotik ve hemorajik alanlar izlenmiş ama önemli derecede bir doku ödemi saptanmamıştır. Douglas ve ark 7 haftalık süre sonunda yeterli kalibrasyonda prostatik üretra tespit etmişler ve BPH'da uygun bir tedavi seçeneği olabileceğini savunmuşlardır. Bizim çalışmamızda yeterli düzeyde koagülasyon zonu ve doku defekti elde edilmiştir. Beş günün sonunda köpekleri kurban ettiğimiz için daha uzun dönemli sonuçlarını gösteren mikroskopik veriler elde edilememiştir. Böylelikle 7 hafta sonrasındaki prostatik üretra pasajı hakkında bilgi mevcut değildir. Fakat laser cihazının tekniği itibarıyla, diyet 980 laser cihazı vaporezasyon ve doku ablasyonu özelliği ile 532 nm KTP laser cihazı ile benzer özellikler taşımaktadır. Yani doku anında yok olmakta, etkinin başlayabilmesi için nekrotik doku tabakalarının dökülmesine veya absorbe edilmesine gerek duyulmamaktadır. Bu nedenle üretral kateterler postoperatif birinci gün çekilebilmektedir. Etkinin başlaması için haftalara beklemek zorunda kalmamak selektif vaporezasyon yapan laser cihazlarının önemli bir avantajıdır. Nd:YAG laser cihazlarında çok iyi düzeyde prostatik üretra pasajı açıldığını görmek ve ameliyat sonucunu net değerlendirebilmek için haftalar geçmesi gerekmektedir. En az 5-7 gün üretral kateterli kalma gerekliliği de diğer bir dezavantajıdır.

Kabalin ve ark. 3 köpek ve 2 insan üzerinde Nd:YAG laser sistemini denemişlerdir. İnsan çalışması radikal prostatektomi adayı gönüllüler üzerinde gerçekleştirilmişti. Köpeklere ve insanlara önce laser uygulanmış ardından da radikal prostatektomi operasyonu gerçekleştirilmiş. O dönemde 1995 yılında henüz kullanılmamış olan ve günümüzde sıkça kullanılan kontak kurulmadan uygulanan laser fiberi denenmiş. Altmış, 80 ve 90 watt olmak üzere üç farklı güç düzeyinde laser uygulanmış, toplam 33450-51093 j arasında enerji harcanmıştır. Ortalama 27.5 gr ağırlığındaki köpek prostatlarındaki vaporezasyon kavitesi 4-5 mm ve koagülasyon zonu 20 mm olarak ölçülmüş, insan prostatlarında ise 4 mm vaporezasyon defekti ölçülürken 9 mm koagülasyon zonu ölçülmüştür. Uzamış kateterizasyon süresine rağmen özellikle aylar içinde kademeli olarak düzelen alt üriner sistem yakınmalarından bahsetmişlerdir. Kabalin ve ark. da daha yüksek güç kullanıldığında daha iyi

sonuçlar alınabileceğini savunmuşlardır. Koagölasyon zonunun köpekte insana göre daha derin olduğunu rapor eden çalışmaları destekler biçimde, bu çalışmada da laser uygulaması sonrası köpekte insan prostatına göre yaklaşık 2 kat daha fazla koagölasyon derinliği ölçölmüştür.

Randall ve ark. 41 köpek üzerinde alışmuşlar ve KTP 532 ile Nd:YAG laseri karşılaştırmışlardır. Nd:YAG laser sistemini de vaporizasyon ve koagölasyon özelliklerini ayrı ayrı değerlendirmışlerdir. Nd:YAG laser sistemlerinin 80-100 watt gücünde ve side-fire laser fiberlerinin geliştirilmesiyle vaporizasyon yapılabileceğini göstermek istemişlerdir. Böylelikle Nd:YAG laserlerin en büyük dezavantajı olan uzamış kateterizasyon süresini yok etmeyi amaçlamışlardır. Çalışmaların sonucunda 2. günde KTP 532'nin 3 cm, Nd:YAG vaporizasyonun 2 cm, Nd:YAG koagölasyonun 0.5 cm doku defekti olduğunu saptanmış. KTP ile ortalama 48400 j enerji harcanırken, Nd:YAG laser ile ortalama olarak 51600 j enerji harcanmıştır. Yani, KTP 532 laser ile daha az enerji uygulandığı halde daha fazla oranda doku vaporeze edilmiştir. Her üç prosedürün hemostaz özelliği iyi bulunmuştur. Postoperatif hematürilerinin 3-7 gün içinde düzeldeği gözlenmiş. Kanamanın da az olması sebebiyle KTP 532 laserin BPH'nın cerrahi tedavisinde iyi bir seçenek olabileceğini düşünmüşlerdir. Fakat operasyon süresinin Nd:YAG laserde KTP'ye oranla daha kısa sürdüğü tespit edilmiştir (KTP: 36.2 dk, Nd:YAG vaporizasyon: 29.8 dk). KTP 532'de postoperatif 1. ve 2. günler üretral kateter çekilmiş hiçbir patolojiye rastlanılmamış üriner retansiyon gelişmemiştir. Fakat Nd:YAG vaporizasyonu ve/veya koagölasyonunda postoperatif 5. gün üretral kateter çekilmesine rağmen her iki grupta da ikişer köpek üriner retansiyona girmişlerdir. Tekrar kateterize edilen köpeklerin kateter kalış süresi 10 güne uzamıştır. Nd:YAG koagölasyonu yapılan köpeklerden biri peritonit gelişerek ölmüş, ikisinde ise mesane boynu kontraktürü gelişmiştir. KTP 532 laser sonrası mikroskopide Nd:YAG lasere kıyasla daha az nekrotik doku tespit edilmiş ve koagölasyon zonu 2 mm olarak ölçölmüştür. Ayrıca KTP'de ekstraprostatik yayılım ve nörovasküler hasar görülmemişken, Nd:YAG vaporizasyonda 10 köpeğin 5'inde ve Nd:YAG koagölasyonda 10 köpeğin 2'sinde ekstraprostatik yayılım ve nörovasküler demet hasarı tespit edilmiştir. Sekiz haftalık takibin ardından kavite çapı ve kaybolan prostat volümünde diğer iki tekniğe kıyasla KTP lehine ciddi fark oluşmuştur. Diğer iki teknik arasında ise bir miktar Nd:YAG lehine olmak üzere fakat ciddi bir fark saptanmamıştır. Sekiz hafta sonunda KTP'de hiçbir köpekte submukozal fibrozise rastlanmamışken Nd:YAG laser koagölasyonun hepsinde ve Nd:YAG vaporizasyonun da 2'sinde önemli fibrozis görülmiştir. KTP'nin dalga boyu 532 nm'dir ve Nd:YAG laserin

dalga boyunun yarısıdır. Her iki prosedürün çok farklı doku etkileri vardır. Nd:YAG hücre proteinleri tarafından absorbe edilirken 7 mm derinliğe penetre olabilmektedir. Bu nedenle de aynı güçle etki etmesi gereken volüm geniştir. KTP 532 ise hemoglobin tarafından güçlü absorbe edilerek 1-2 mm derine penetre olabilir. Böylelikle verilen güç yüzeysel olarak daha az bir volüme etki eder, bunun sonucunda da doku daha etkin bir şekilde vaporeze olur. Bu 2 teknik arasında bulunmuş bir diğer önemli farklılık ise, KTP 532’de vaporezasyon etkisi hem gland yapılarına hem de stromaya olurken Nd:YAG’da gland yapıları tam etkilenirken stroma daha az etkilenmektedir. Bundan dolayı Nd:YAG’dan sonra rezidüel prostat dokularında kollojenöz dokular tespit edilirken KTP’den sonra rezidü prostat dokusu glandüler doku formasyonundadır. Henüz Nd:YAG laser sistemleri kadar üzerinde çalışılmamış olan KTP 532 laserin bu başarısı hayret uyandırmış ve tıpta büyük yankılara yol açmıştır. İlk defa denenmekte olan Nd:YAG vaporezasyon bulgular sonucunda çok kullanışlı bir yöntem olarak kabul görmemiştir. Hem vaporezasyon özelliği zayıf kalmış hem de üriner retansiyon, submukozal fibrozis ve ekstraprostatik yayılım gibi komplikasyonlara yol açmıştır. Bizim çalışmamızda kullandığımız diyot 980 laser teknik açıdan selektif vaporezasyon yapan KTP ile aynı gruptadır. İki teknik arasında teknik açıdan farklılıklar olmasına rağmen doku etkisi her iki teknikte benzerdir. Aynı çalışmanın diyot 980 nm laserle yapılsaydı benzer sonuçların elde edilebileceğini beklemek yanlış olmayacaktır.

Kabalin 1996 yılında o dönemde sıkça kullanılan Nd:YAG lasere alternatif olması amacıyla 5 köpek üzerinde Ho:YAG laseri kullanmıştır. Koagülasyon özelliği ön planda olan Nd:YAG lasere karşı, klinik olarak erken cevap alma isteği üzerine vaporezasyon özelliği olan, suda yüksek oranda absorbe olan 2140 nm dalga boyundaki Ho:YAG laser tercih edilmiştir. Ortalama ağırlıkları 26.7 gr olan prostatlara 60 watt güçte pulse modunda 90 dk süreyle ortalama 116500 j enerji harcanmıştır. Köpekler operasyondan hemen sonra sakrifiye edilmiştir. Defekt alanı 19 mm, maksimum transvers çap 27 mm ve koagülasyon zonu 1-2 mm ölçülmüş, hemostaz kapasitesi de iyi bulunan Ho:YAG laserin BPH’nın cerrahi tedavisinde elverişli olduğu kanaatine varılmıştır. Ho:YAG laserin doku penetrasyonu fazla derin olmaması sebebiyle yaygın kullanım alanı oluşmuştur. Johnson 1992’de prostat uyulamaları yapmış, hayvan modellerinde parsiyel nefrektomi ve pelvik lenfadenektomi üzerinde çalışmıştır. 1994 yılında yüzeysel mesane tümöründe kullanılmıştır. Taş kırmada da uygulanmıştır. Yumuşak doku insizyonlarında, ureter ve uretra darlıklarında, ureteropelvik (UP) darlıklarda, prostat insizyonunda 15 watt gibi düşük güçte uygulanmış insizyon bölgesinde çok ince koagülasyon zonu tespit edilmiş bunun sonucunda hassas, kolay ve

güvenilir bulunmuştur. Johnson'ın bu çalışmaları Ho:YAG laser kullanımı adına temel oluşturmuştur. Günümüzde kullanılan yeni nesil modern Ho:YAG laser cihazlarıyla, hızlı kavite oluşturma ve doku ablasyonu sağlanabilmekte, dolayısıyla da BPH'nın cerrahi tedavisinde, buna ilave olarak da darlık ve taş cerrahilerinde iyi bir tedavi seçeneği olarak görülmektedir. Bizim çalışmamızda diyot 980 laser cihazıyla 2 dk süreyle uygulama ile ortalama 14396.2 j enerji harcandı. Bu kadar kısıtlı uygulamaya rağmen ortalama 9.8 mm defekt oluşturulabilmiştir. Kabalin ise çalışmasında 90 dk sürede 116500 j enerji uygulamış ve bunun sonucunda 17 mm kalınlığında defekt elde etmiştir. Bu başarılı bir sonuç olmasına rağmen bizim çalışmamızda oluşan defektin kalınlığıyla kıyaslandığında, Ho:YAG laserin diyot lasere göre vaporezasyon etkinliğinin daha az olduğu görülmektedir. Diğer yandan kabul edilebilir bir hemostaz sağlamasına rağmen koagülasyon zonunun kalınlığı 1-2 mm ile sınırlı kalması, istenilen bir özellik olup güvenilirliğinin de yüksek olduğunu göstermektedir.

Randall ve ark. KTP 532 laser sistemini 60 watt güçte 10 canlı köpek, 2 köpek kadavrası ve 2 insan kadavrası prostatında test etmişlerdir. Köpekler operasyondan 3 saat ve 7 hafta sonra sakrifiye edilmişlerdir. Canlı köpek üzerindeki operasyonlar ortalama 14 dk sürmüştür ve 3 saat sonra sakrifiye edilen köpeklerde 3 cm kavite izlenmişken, 7 hafta sonra sakrifiye edilen köpeklerde 2.5 cm kavite izlenmiştir. Diğer 2 insan kadavrasında ise 2 ve 2.5 cm çapındaki kavite sırasıyla 26 ve 54 dakikalarda sağlanmıştır. Köpek kadavralarında da insan kadavrasındaki sonuçlara benzer sonuçlar elde edilmiştir. Buna karşın yaşayan köpeklerin prostatlarının cm^3 başına uygulanan enerji 7000 j iken köpek kadavrasında bu değer 13700 j ve insan kadavrasında ise 15200 j olarak hesaplanmıştır. İnsan ve köpek kadavralarındaki benzer neticeler bu teknikle canlı insan üzerinde de sağlıklı deneme yapılabileceğini göstermektedir. 1997 yılında yapılan bu çalışmalardan sonra KTP 532'ye güven artmıştır. Hızlı, güvenilir ve etkili bir yöntem olduğu, BPH'nın cerrahi tedavisinde rahatlıkla kullanılabileceği fikri ağırlık kazanmıştır. Daha önce tartışılan Nd:YAG kullanılarak yapılan çalışmalarda insan ve köpek prostatındaki yapısal farklılıklara bağlı olarak laser etkisinde ciddi farklılıklar saptanmıştı. Bu farkın KTP kullanımında yaşanmamış olması, anında etki gösteren ve vaporeze eden KTP 532 ve diyot 980 laserleri gibi tekniklerin, hayvan deneylerinde gerçeğe yani insan üzerinde çalışmaya daha yakın sonuçlar çıkartabileceği anlaşılmaktadır. 1997 yılında yapılan bu çalışmada o dönemde yüksek güçte kabul edilen 60 watt'lık KTP yeni yeni kullanılmaya başlanmıştır. Otuzaltı watt gücündeki KTP 1986 yılından beri ürotelial tümörlerde, darlıklarda, mesane boynu kontraktürlerinde, penis kanseri ve kondilomada kullanılmıştır. Ayrıca BPH'da Nd:YAG laser ile kombine

olarak, Nd:YAG laser uygulamasından sonra median ve lateral lobların vaporizasyonunda kullanılmıştır. Altmış watt gücündeki KTP ile 36 watt gücündeki KTP arasında etkinlik açısından kıyaslama yapılmıştır. Aynı alanı vaporize etmek için 60 watt'lık cihazla daha az enerji ve daha az zamana ihtiyaç duyulmuştur. Altmış watt'lık KTP kullanımı sonrası 1-2 mm kalınlığında nekroz alanı izlenmiş ve hemostaz özelliği iyi bulunmuştur. Ameliyat sonrası submukoza fibrozis saptanmamış, prostat dışında ve nörovasküler demetin seyrettiği saat 5-7 hizalarında hasar belirlenmemiştir. Böylece postoperatif dönemde gelişebilecek erektil disfonksiyon oranı diğer yöntemlere kıyasla KTP kullanımından sonra daha düşük olması beklenmelidir. Narayan ve Kabalin'in çalışmalarıyla kıyaslandığında KTP 532 60 watt laser sisteminin, vaporizasyon hızı ve ameliyat süresi Ho:YAG ve Nd:YAG laser sistemlerine oranla daha başarılı olduğu görülmüştür.

Randall ve ark.'nın KTP 532 üzerindeki çalışmalarında 60 watt güçte kullanımının 38 watt güçte kullanılmasına anlamlı bir üstünlüğü olduğu gösterilmişti. Benzer bir çalışmayı Orihuela ve ark. Nd:YAG laser sistemi kullanarak test etmişler ve güç arttıkça azalan etki tespit etmişlerdir. Bu araştırmacılar Nd:YAG laser uygulamasını 50 watt güçte 60 saniye ve 15 watt güçte 180 saniye olacak şekilde, akut ve kronik dönemlerde koagülasyon nekrozu meydana getirilmesi açısından karşılaştırmışlardır. Akut değerlendirmede köpekler 1. saatde sakrifiye edilmişler ve 50 watt ve 15 watt arasında sırasıyla 8.5 mm ve 10.7 mm kalınlığında koagülasyon nekrozu izlemişlerdir. Kronik dönem 3 gün- 9 hafta arası değerlendirilmiş ve 60 watt güçte 11.6 mm kalınlığında koagülasyon nekrozu izlenirken 15 watt'lık uygulamada 13.3 mm kalınlıkta tespit edilmiştir. Teknik sorunların ve olumsuz koşulların yüksek güç uygulamasında daha fazla görüldüğü ve kullanılan laser fiberinin yüksek güç uygulamasında daha çabuk deforme olabildiği ve tekrar kullanılmadığı belirtilmiştir. Bu ters orantının sebebi; yüksek güç uygulamasıyla ani oluşan termal etki doku yüzeyinde ısının yoğunlaşmasına ve barbekü etkisiyle karbonizasyon tabakası oluşmasına sebep olmaktadır. Bu oluşan tabaka laser ışınının doku derinliklerine iletilmesine engel olmaktadır. Düşük güç uygulamasında ise yüzeyde barbekü etkisi oluşmadığından bu olumsuz sonuçlardan sakınmak mümkün olmaktadır. Bu iki farklı çalışma bize, dalga boyları ve teknik özelliklerine göre farklı laser çeşitlerinin dokudaki etkilerinin farklılık gösterdiğini teyid etmektedir. Nd:YAG laser sisteminde doku üzerine asıl etki koagülasyon iken KTP, Ho:YAG ve diyot laserde doku vaporizasyonu amaçlanmaktadır. Doku vaporize eden tekniklerde uygulanan gücün arttırılmasıyla doğru orantılı olarak etki de artmaktadır. Bizim çalışmamızda böbrek dokusu üzerine aynı sürede 3 farklı seviyede; 50, 80 ve 120 watt güçte laser uygulamaları yapıldı.

Doku defekti derinliği sırasıyla 8 mm, 8.6 mm ve 15 mm kalınlığında idi. Bu sonuç, artan güce bağlı oluşan etkinin de doğru orantılı arttığını göstermektedir. Koagülasyon zonu ise ortalama olarak sırasıyla 4.6 mm, 5.8 mm ve 11 mm kalınlığında ölçülmüş ve yine uygulanan güçle doğru orantılı olduğu görülmüştür.

Nordahl ve ark. 2007 yılında deneysel exvivo böbrek modelinde BPH'nin cerrahi tedavisinde hala referans yöntem kabul edilen TUR ile fotoselektif vaporizasyon yöntemleri olan KTP 532 ve diyet 980 laser sistemlerini birbirleriyle karşılaştırmıştır. Diyet laseri sürekli modda 30, 50, 60, 80, 100, 120 watt güçlerde uygularken. 100 watt güçte farklı pulse modlarında test etmişler, KTP 532 laseri ise sadece 80 watt güçte tatbik etmişlerdi. Böbreğin yüzeyinde 3x3 cm' lik 9 cm² alanda her 3 yöntemle çalışılmış, 120 watt güçte diyet laser ile 15 dk'da 10.6 gr doku vaporize edilirken, KTP'de aynı sürede 5.9 gr TUR'da ise 30 saniyede 8.2 gr doku rezeke edilmiştir. Kanama miktarını diyet laserde 0.14 gr/dk, KTP'de 0.21 gr/dk ve TUR'da 20.14 gr/dk hesaplamışlardı. Koagülasyon zonu TUR ve diyet laserde eşit olarak 0.25 mm, KTP'de ise 0.7 mm olarak hesaplanmıştır. Diyet laserde koagülasyon zonu oluşumunda pulse ve devamlı modları arasında fark bulunamazken, kanama oranı pulse modunda daha yüksek bulunmuştur. Bu çalışma sonucunda diyet laserin KTP lasere oranla 2 kat daha hızlı ve daha az kanamalı olduğu ortaya çıkarılmıştır. KTP' nin diyet lasere kıyasla 2 kat yavaş olma sebebinin sadece hemoglobinde absorbe olmasına bağlanmaktadır. Diyet laser ise hem suda hem de hemoglobinde absorbe olabilmektedir. Bu nedenle, bir yandan yüksek doku ablasyonu yaparken diğer yandan da iyi bir hemostaz sağlamaktadır. Operasyon süresi TUR'da laser sistemleriyle kıyaslanamayacak kadar kısadır. Fakat kanama miktarı da TUR'da laser sistemleriyle kıyaslanamayacak kadar, en az 20 kat daha fazladır. TUR BPH'nin cerrahi tedavisinde altın standart yöntem kabul edilmesine rağmen TUR sendromu gelişmesi ve transfüzyon gerektiren kanama gerektirebilmesi gibi potansiyel olumsuz sonuçlar nedeniyle son 15-20 yıldır daha güvenli alternatif yöntemler bulmak amacıyla bir çok araştırma gerçekleştirilmiştir. Minimal invaziv yöntem arayışı içinde bir çok laser sistemi de karşılaştırılmıştır. Daha önce tartıştığımız Nd:YAG laserde vaporizasyon olmaması ve derin doku penetrasyonuna bağlı oluşan kalın koagülasyon zonu söz konusudur. Postoperatif dönemde kateterizasyon süresinin uzun olması ve 2 yıl içinde % 20 reoperasyon gerektirmesi kullanılabilirliğini azaltmaktadır. Ho:YAG laser sistemi etkili, komplikasyonu az ve reoperasyon oranı düşük bir tekniktir. Ancak, diğer yöntemlere kıyasla daha pahalı ve öğrenim eğrisi uzundur. KTP laser sistemi de etkili, morbiditesi az olan, hemoglobinde güçlü absorbe olması sebebiyle de iyi hemostaz sağlayan bir tekniktir. Operasyon süresi uzun

olduğundan küçük hacimli prostatlarda tercih edilebilecek bir yöntemdir. Diğer cihazlardaki problemler 980 nm dalga boyundaki diyot laserle giderilmiştir. Hem suda hem de hemoglobinde absorbe olması sebebiyle güçlü doku ablasyonu ve iyi hemostaz sağlamaktadır. Diyot laser cihazı bu avantajlarını önemli derecede düşük seviyede enerji harcayarak yapar. Yüksek voltaj bağlantılarına gerek duyulmaz ve böylece laser jeneratörü taşınabilir nitelikte olması da diğer avantajları arasındadır.

Kuntz 2006 ve 2007 yıllarında literatürde yer alan laser bilgilerini ve çalışmaları derlemiş, özellikle KTP ve Ho:YAG laser tekniklerini karşılaştırmıştır. Holmium laserin KTP'ye üstünlüklerini şöyle sıralamıştır: Holmium laserle büyük prostatlarda operasyonda daha fazla doku yok edilebilmekte ve prostat spesifik antijen (PSA) seviyesinde daha fazla düşüş sağlamaktadır. Uzun dönem miksiyon sonuçları holmiumda daha iyidir. KTP'nin postopeatif 2. yıl işeme sonucu 1. yıla oranla anlamlı derecede azalmaktadır. Holmiumda operasyon süresi kısadır ve bu yönüyle büyük prostatlarda artık açık prostatektomiye alternatif hatta daha uygun bulunmaktadır. Holmium laser sisteminde kullanılan laser fiberi tekrar kullanılabilen böylece fiber maliyeti açısından tek kullanımlık fiber kullanılmakta olan KTP'ye oranla 20 kat daha ucuzdur. Holmium kullanıldığında patolojik inceleme için doku çıkarılabilmekte ve insidental olarak kanser saptanabilen %5 oranındaki hasta radikal prostatektomi şansını kaybetmemiş olmaktadır. KTP sadece BPH'da kullanılmakta iken holmium laser ilave olarak darlık, tümörler ve taş ameliyatlarında da kullanılabilir. KTP'nin holmiuma olan üstünlüklerini ise Kuntz şu şekilde sıralamaktadır. KTP'nin relatif olarak öğrenim eğrisi daha kısadır. Antikoagülan tedavi alan hastalarda KTP daha elverişlidir. Çünkü holmiumda %0.25-2 oranında kan transfüzyonu gerekmektedir. Her iki yöntemin de yüksek riskli hastalarda kullanılabilmesi ve günübirlik operasyon şeklinde yapılabilmesi ortak özellikleridir. Kuntz araştırmasında holmiumun BPH'nın cerrahi tedavisinde prostat hacminden bağımsız olarak altın standart yöntem olabileceği yönde görüş bildirmektedir. Diyot laserin vaporizasyon hızı ve operasyon süresi Kabalin'in çalışmasında tartışılmış ve Ho:YAG'dan daha hızlı olduğu kanaatine varılmıştı. Diyot laserin Nordahl ve ark.'nın çalışmasında KTP'den 2 kat daha hızlı vaporize ettiği saptanmıştı. Bu yönden, diyot laserle büyük prostatlara da müdahale edilebileceği ve operasyon süresinin çok fazla uzamayacağı kanaatindeyiz. KTP gibi kullanımı kolaydır ve öğrenme eğrisi kısadır. Diyot laser cihazı KTP ve holmium cihazlarına oranla daha ucuz ve daha kolay taşınabilir nitelikte küçük hacimli bir cihazdır. Teknik açıdan değerlendirildiğinde elektrik enerjisinin, holmiumda % 1'in altında, KTP'de % 5 ve Diyot laserde ise % 30-50 oranında laser ışınına dönüştürüldüğünü ve bu

özelliğiyle diyot laser özel bir soğutma sistemine gerek duymadan hava soğutmasıyla kullanılabilirdiği bilinmektedir. Böylece diyot laser elde taşınabilir bir cihaz olma özelliği taşımaktadır. Kanama kontrolü Nordahl ve ark.'nın bahsettiği gibi KTP'den daha iyi bulunmuştur. Tek kullanımlık fiberlerinin olması ve patolojik inceleme için doku çıkarılamaması diyot laserin dezavantajları gibi görülmektedir.

Guazzieri ve ark. diyot 980 laseri rekürren üretra darlıklarında kullanmışlardır. Tedavi başarısı birinci yıl %79.5, ikinci yıl %71 oranında gerçekleşmiştir. Maksimum işeme hızları birinci yıl ortalama 18 ml/sn, ikinci yıl 15.5 ml/ sn olarak tespit edilmiştir. Hastalar tekrar dilatasyona gerek kalmadan stabil kalmışlardır. Klasik soğuk bıçaklarla yapılan endoskopik üretrotomilerle % 50-80 oranında relaps olduğu gözönünde tutulduğunda yukarıdaki sonuçların hiç de azımsanmaması gerektiği anlaşılabilir. Diyot 980 laser 6-16 watt güçte saat 6 hizasından 3000-20000 j enerji harcanarak tatbik edilmiştir. Saat 6 hizasından yapılan insizyon işleminin saat 12 hizasından yapılanaya kıyasla daha başarılı olduğunu belirten bu araştırmacılar insizyonun buck fasiası görülene kadar derinleştirilmesini önermektedirler. Uygulama sonrası herhangi bir istenmeyen, divertikül benzeri bir komplikasyon görülmediğini rapor etmişlerdir. Yüksek güçte çok etkili bir şekilde vaporizasyon kapasitesine sahip olan diyot laserin düşük güçte de ince ve hassas işlemleri ne kadar başarılı bir şekilde gerçekleştirdiği görülmektedir. Dalga boyu 805 nm olan diyot laser suda % 95 oranında absorbe olurken, 980 nm dalgaboyundaki diyot laserde bu oran % 65'tir. Holmium laserin sudaki absorpsiyonu ise diyot 980 laserden 80 kat daha fazladır. Diyot 805 iyi bir doku vaporizasyonu sağlarken sadece yüzeysel koagülasyon oluşturur. Diyot 980 laser ise diyot 805'e göre %30 daha iyi koagülasyon yapar. Bu ameliyatın yapılabilmesi için kanamasız, koagülasyon gücü iyi bir tekniğin kullanılması zorunludur. Holmium laserle rekürren üretra darlıkları tedavisi açısından fazla araştırma bulunmamaktadır.

Tan ve Gilling de 2006 yılında BPH'da laser uygulamaları hakkında literatür derlemesi yapmış ve yöntemleri karşılaştırmışlardır. Ho:YAG laserin etkinliği hususunda çok olumlu sonuçlar elde etmişlerdir. TUR'da 4 yıllık izlem sonunda %11.9 oranında tekrar operasyon gerekirken Ho:YAG'da bu oran %8.2'dir. Çıkarılan dokuların patolojik incelemesinde prostatik intraepitelyal neoplazi ve karsinom saptanması her iki yöntemde eşit oranda bulunmuş fakat çıkarılan prostat dokusunun yapısının Ho:YAG'da daha iyi korunduğu tespit edilmiştir. Holmiumda sonda kalış süresi, hastanede kalış süresi, kanama ve komplikasyon oranları TUR'a oranla daha iyi bulunmuştur. Holmiumun ameliyat süresinin

biraz daha uzun olduğu gözlenmiştir fakat pozitif yönlerinin ağır basmasına rağmen istenilen popüleritesi olmaması eğitiminin zor oluşuna bağlanmaktadır. KTP 532 laserde, özellikle 80 watt'lık cihaz kullanıma girdikten sonra etkinlik daha artmış, postop sonuçlar oldukça iyileşmiş ve giderek daha sık tercih edilir hale gelmiştir. Ameliyatın biraz uzun sürmesi, histolojik inceleme için doku çıkarılamaması yanında üzerinde çok fazla karşılaştırmalı çalışma olmaması ve şimdilik uzun dönem sonuçların yetersizliği de dezavantajları gibi görünmektedir. İnterstisyel laser koagülasyon tekniği popüleritesi giderek azalan bir yöntemdir. Postoperatif komplikasyon oranları ve reoperasyon insidansı yüksektir.

Reich ve ark. 80 watt KTP 532 laserle TUR'u exvivo domuz böbreğinde karşılaştırmışlardır. KTP'nin hemostaz özelliği TUR'dan 10 kat daha iyi bulunmuştur. Koagülasyon zonu KTP'de ortalama 9-10 mm, TUR'da ise 3-8 mm ölçülmüştür. KTP'de operasyon süresi 5 kat daha uzun bulunmuştur. Malek ve ark. 60 watt KTP 532 laserle 10 hasta üzerinde 24 saat sonraki sonuçları değerlendirmişlerdir. Ortalama değerlerde; İnternational prostat semptom skoru (IPSS) 19.4'den 4.3'e, Q max 8.1 ml/sn'den 21.6 ml/sn'ye değiştiiği saptanmıştır. Buna göre KTP 532 güvenli, erken dönemde etkili ve konforlu bulunmuştur. Sandhu ve ark. da KTP ile büyük hacimli prostatlarda çalışma yapmışlardır. 60 ml üzerindeki prostatlarda 80 watt güçteki KTP laser uygulanmıştır. Ortalama prostat hacmi 101 cm³, operasyon süresi 123 dk olarak hesaplanmıştır. 1. ay ve 12. ay arasında takiplerinde IPSS ve Q max değerlerinde anlamlı iyileşmeler saptanmış, %5 oranında reoperasyon rapor edilmiştir.

Varkarakis ve ark. mesane boynu ve üretra insizyonunu Erbium Er:YAG laser ve Ho:YAG laser kullanarak canlı domuzlar üzerinde test etmişlerdir. Rekürren üretra darlıkları ürolojinin en problemlili hastalıklarından biridir. Pek çok tedavi alternatifleri üretilmeye çalışılmıştır. Soğuk bıçakla üretrotomi ve buji dilatasyonları ile başarı düşüktür. Operasyon sonrası sekonder iyileşme sonucu yeni skar alanları meydana gelerek tekrarlayan nükslere neden olmaktadır. Bu nedenle skarlı dokuyu kesmekten çok vaporize etmek ve çevrede termal hasar oluşturmamak temel hedef olmalıdır. CO₂, Argon, Nd:YAG, KTP ve Ho:YAG laser çeşitleri kullanılmış ve karışık sonuçlar rapor edilmiştir. Bu laserlerin kullanımında önemli termal hasar ve nekroz oluşmuştur. Bu laser yöntemleri soğuk bıçakla yapılan üretrotomilerden belirgin daha iyi bir sonuç çıkartamamıştır. 2940 nm dalga boyundaki Er:YAG laser bu işlem için en uygulanabilir metod olarak göze çarpmaktadır. İnsizyon derinliği postoperatif 14. gün Ho:YAG'da 1240 µm iken Er:YAG laserde 670 µm olarak

hesaplanmıştır. 14. gün insizyon çevresinde oluşan granülasyon tabakası genişliği sırasıyla 1580 µm ve 430 µm'dir. Postoperatif erken dönemde Ho:YAG laserle çevrede 300-400 µm kalınlığında termal hasar (koagülasyon nekrozu) oluşurken Er:YAG laserde bu kalınlık 10-20 µm'dir. Bu sonuç Er:YAG laserin spesifik dalga boyuna bağlı olarak Ho:YAG laserden suda çok daha güçlü absorbe olmasına ve dokuda 25 kat fazla absorbe olmasına bağlıdır. Er:YAG laser kullanımında vaporizasyon haricinde çevrede çok az termal hasar oluşmasına bağlı olarak hemostazda bir miktar sorun olabilir. Guazzieri ve ark. diyot 980 laseri rekürren üretra darlıklarında test etmişler, çalışmalarının sonunda 980 nm dalgaboyundaki diyot laser cihazıyla 1. yıl sonunda %79.5 oranında iyi sonuç almışlardır. Histopatolojik olarak kalitesini ortaya koyan Er:YAG laser sisteminin insan üzerinde yapılmış ve özellikle diyot 980 gibi insan üzerinde başarısı belgelenmiş bir metodla karşılaştırılmalı yeni çalışmalar yapılması gereklidir.

Marks ve Teichman 2007 yılında ürolojide kullanılan laser teknolojilerinin, en gelişmiş hallerini ve yeni ufuklarını derleyen çalışma yayınlamışlardır. Taş kırma açısından Nd:YAG laserin çok başarılı olduğu fakat çok sert taşları kırmakta yetersiz kaldığı, Ho:YAG laserin ise tüm taş türlerinde etkili olduğu not edilmiştir. Son zamanlarda taş kırma ve insizyonel girişimlerde Er:YAG laser üzerinde durulmaktadır. Her iki işlemde de çok başarılı bulunan Er:YAG laser 2940 nm dalga boyunu taşıyacak uygun ve kullanışlı fiberlerin henüz üretilmemiş olması kullanımını ve yaygınlığını sınırlamaktadır. Holmium laserin, taş ve BPH'nın cerrahi tedavisinde altın standart yöntem olmaya doğru gidişi ağırlık kazanmıştır. KTP ise vaporizan etkisi başarılı bulunmuş, kanama ve komplikasyonları TUR'a kıyasla belirgin olarak daha düşük bulunmuştur. Bu açıdan özellikle küçük prostatlarda çok etkili olacağı yönde fikir birliği olmakla birlikte üzerinde yapılmış çalışmaların sınırlı olması henüz yaygın kullanımını sınırlamaktadır. Thulium laserin, holmium lasere göre daha iyi ablyasyon ve insizyon yapması yanında, cihaz hacminin küçük olması ve bakım maliyetlerinin daha hesaplı olması önemli avantajlarından sayılmaktadır. Geleceğin teknolojilerinde kompakt ve küçük cihazların önem kazanacağı, laserin artık üroloğun çantasında bile taşınabileceği umut edilmektedir.

Diyot laserin günümüzde konumu itibariyle henüz taş ameliyatlarında kullanılabilirliği gösterilmemiştir. Dalga boyu itibariyle doku vaporizasyonu açısından çok etkili olduğu anlaşılmaktadır. Günümüz laser cihazları içerisinde bekli de en ucuz, en kolay taşınabilir ve en az bakım maliyeti olan cihazlar olarak diyot laserler dikkat çekmektedir. Diyot laser

göreceli olarak yeni cihazlar olması sebebiyle hakkında yeterli sayıda çalışma bulunmamaktadır. Bu nedenle derleme yazılarında bile diyot laserler istenilen oranda diğer yöntemlerle karşılaştırılmamaktadır. Keşfedilmeyi ve üzerinde bolca durulmayı hak ettiğine inanmaktayız. Bu deneysel hayvan modelinde diyot 980 nm laserin prostat, mesane ve böbrek dokuları üzerinde oluşturduğu histolojik değişikliklerin, etkin vaporizasyon ve koagülasyon özelliğinin gelecekteki klinik uygulamalara yönlendirici olacağını düşünmekteyiz.

6.SONUÇ

Çalışmamızda prostat dokusuna uygulanan 120 watt gücündeki diyot laser ile 2 dk sürede ortalama 9.8 ± 2.28 mm kalınlığında doku defekti ve 11.2 ± 3.96 mm kalınlığında koagülasyon zonu tespit edildi. Bu sonuç çalışmamızda kullanılan 120 watt gücünde olduğu gibi yüksek güçte diyot laser cihazının fevkalade etkili vaporizasyon gücü olduğunu bizlere göstermektedir. Aynı zamanda çok ciddi bir koagülasyon zonu olması da çok iyi kanama kontrolü sağlayacağını garanti ediyor olsa da çevrede oluşabilecek termal hasarı ve oluşabilecek komplikasyonları göz ardı etmemek gerekmektedir. Özellikle prostat ameliyatlarında mesane boynuna yakın yerlerde ve kapsüle yakın olduğu düşünülen bölgelerde ve eksternal sfinktere yakın bölgelerde daha temkinli davranmak gerektiği sonucunu doğurmaktadır. Kapsül dışı bir termal yaralanma sonucunda; nörovasküler yaralanmanın empotans ihtimalini artıracaklarını, kapsül perforasyonu oluşabileceğini, üreter ve rektal bir yaralanmaya yol açabileceğini akılda tutmak gerekir. Önlem olarak özellikli bölgelerde cihazın gücünün azaltılmasını ve laser fiberini sabit bir noktada tutmadan süpürme hareketi yaparak kullanılması daha güvenli olacaktır.

Mesane ortasına yerleştirilen laser fiberinden mesane boşluğuna uygulanan 120 watt gücündeki diyot laser ile ortalama mesane duvarında 3.0 ± 1.0 mm kalınlığında koagülasyon zonu ve mesane duvarındaki tüm katlarda ödem ve serbest hemorajiler izlendi. Bu sonuç bizlere prostata laser uygulamaları sırasında çevreye yayılan laser ışınlarının küçümsenmemesi gerektiğini ve özellikle mesane boynuna yakın yerlerde dozun azaltılması ve daha dikkatli olunması gerektiğini ispatlamaktadır. Bu sonuç, hem suda hem de Hb'de absorbe olabilen diyot laser için şaşırtıcı bulunmuştur. Bu, KTP laser gibi suda absorbe olmayan cihazların kullanımında ne kadar dikkatli olunması gerektiği güçlü bir şekilde düşündürmektedir.

Çalışmamızda böbrek dokusuna üç farklı güçte diyot laser uygulamaları yapıldı. Canlı üzerinde mesane ve böbrek üzerinde laser çalışması yapılmamış olması bu çalışmayı güçlendirmektedir. Çalışmamızda uygulanan 120 watt güçte 15 mm doku defekti oluşurken, 80 watt güçte 8.6 mm ve 50 watt güçte 8 mm doku defekti ölçülmüştür. Laser gücüyle doğru orantılı olarak artan doku defekti bulunmuştur. Dikkati çeken diğer önemli bir nokta ise 50 watt güçte uygulanan laser enerjisinin oluşturduğu doku defekti ile 80 watt gücünde uygulanan laser enerjisinin oluşturduğu doku defekti kıyaslandığında doğru orantılı olarak defektin arttığı görülmeye rağmen aradaki farkın çok anlamlı olmadığı görülmektedir. Fakat 80 watt güç ile 120 watt güçteki laser uygulamaları kıyaslandığında bu artışın çok dikkat çekici olarak yaklaşık 2 kata ulaştığı görülmektedir. Benzer orantılı sonucun böbreğe uygulanan diyot laser uygulamasında koagülasyon zonunda da oluştuğu tespit edilmiştir. Yüksek güçlerdeki diyot laser uygulamalarının etkinliğinin daha bariz bir şekilde kendini göstereceği yönde sağlam kanıtlar elde edilmiştir. Bu sonuç bize 80 watt güçte laser uygulayan bir cerrahın cihazın gücünü 120 watt'a çıkardığında oluşacak etkinin iki kat artacağını düşünerek dikkatini o ölçüde artırmalıdır. Bizim böbrek dokusu üzerindeki çalışmamızda prostat dokusundan farklı olarak her üç farklı güçte, diyot laser uygulamasında koagülasyon zonu kalınlığının vaporize olan doku defekti kalınlığından daha az olduğu görülmektedir. Bu farklı sonuçların prostat ve böbrek dokularının yapısal farklılıklarından kaynaklanabileceğini düşünüyoruz. Her üç güçte de tespit edilen yeterli uzunluktaki vaporizasyon defektleri ve koagülasyon zonları diyot laserin böbrek cerrahilerinde de güvenli ve etkili uygulanabileceği sonucunu doğurmaktadır. Oluşan koagülasyon zonu kalınlıkları ve bizim çalışmamızda da işlem esnasında hiç kanama olmaması uygulanacak cerrahi sırasında kanamanın minimal düzeyde olacağı, dolayısıyla yeterli hemostatik özellik göstereceği yönünde bir sonuç çıkmaktadır. Bu çalışmalarla gelecekte böbrek cerrahilerinin ciddi bir şekilde boyut değiştirebileceği yönde bir izlenim alınmaktadır.

7.ÖZET

980 nm dalga boyundaki diyot laserin Mongrel cinsi köpeklerde prostat, mesane ve böbrek üzerine in vivo etkileri

Amaç: Laser teknolojisi tıbbın birçok alanında olduğu gibi ürolojik cerrahilerde de giderek yaygınlaşmıştır. Bu çalışmada diyot 980 nm laserin prostat, mesane ve böbrek üzerinde in vivo vaporizasyon ve koagülasyon etkileri araştırılmıştır.

Yöntem: Düzce Üniversitesi Etik Kurulu'ndan onay alındıktan sonra 4-5 yaşlarında 5 adet Mongrel cinsi erkek köpek çalışmaya dahil edildi. İntramusküler 2 mg/kg ketamine hidroklorür ve 3 mg/kg xylazine hidroklorür ile genel anestezi sağlandıktan ve cerrahi saha tıraş edildikten sonra antisepsi sağlanarak orta hat vertikal insizyon yapıldı. Transvezikal olarak prostatik loja ve mesane lümenine ayrı ayrı 2 dakika süreyle 120 watt laser uygulandı. Daha sonra sol böbrek üzerine üç farklı noktaya üçer dakika süreyle 50, 80 ve 120 watt diyot laser uygulandı. Postoperatif beşinci gün köpekler sakrifiye edildi. Böbrekler, mesaneler ve prostatlar çıkarılarak histopatolojik olarak incelendi.

Bulgular: Laser uygulaması sonrası ortalama vaporizasyon defekti prostat ve böbrekte sırasıyla 9.8 ± 2.28 mm ve 15 ± 5.87 mm idi. Koagülasyon derinliği ise sırasıyla 11.2 ± 3.96 mm ve 11.0 ± 3.0 mm ölçüldü. Mesane duvarında ise, vaporizasyonun eşlik etmediği hafif bir koagülasyon oluştu.

Yorumlar: Bu sonuçlar diyot 980 nm laserin doğrudan prostat ve böbrek parankimine uygulandığında etkin vaporizasyon ve koagülasyon yapıcı etkiye sahip olduğunu göstermektedir. Bunun yanında, Mesane içinde duvardan uzakta uygulanan diyot laser,

vaporizasyon yapmamakla birlikte mesane duvarında hafif-orta derecede koagülasyon etkisi oluşturmaktadır.

Anahtar Kelimeler: Diyet laser, vaporizasyon, böbrek, prostat, mesane.

8. ABSTRACT

In vivo effects of 980 nm wavelength high-power diode laser on the prostate, bladder and the kidney.

Purpose: As in many fields of the medicine laser technology has gained a wide utility in urological surgery. In the present study in vivo effects of diode 980 nm laser on the prostate, bladder and the kidney were investigated.

Methods: After an approval has been obtained from the ethics committee of Düzce University, five male mongrel dogs aged 4-5 years were included. General anesthesia was achieved by intramuscular cetamine hydrochloride 2 mg/kg and 3 mg/kg xylazine hydrochloride. After shaving and achieving antisepsis of the surgical area midline vertical incision was done. Exposing transvesically, diode laser at 120 watts was applied to the prostate and the center of the bladder filled with normal saline for two minutes. Then, 50, 80 and 120 watts diode laser each was applied for three minutes onto renal parenchyma. The dogs were sacrificed at the fifth day. Histopathologic examination of the kidneys, bladders and prostates was performed in all animals.

Results: The mean vaporization defect after the laser treatment was 9.8 ± 2.28 and 15 ± 5.87 mm for the prostate and the kidney, respectively. The depth of coagulation zone was 11.2 ± 3.96 and 11.0 ± 3.0 mm, respectively. There was a modest coagulation effect with no accompanying vaporization through the bladder wall.

Conclusions: These results show that, when applied directly to the prostate and renal parenchyma diode 980 laser has strong effects of vaporization and coagulation. Also, it may

produce a modest thermal damage when applied intravesically at a distance from the bladder wall.

Keywords: Diode laser, vaporization, kidney, prostate, bladder.

9.KAYNAKLAR

1. Fuzun S, Forster A, Palastonga N, editör. Clayton's Electrotherapy. İzmir. 1990; 197-201, 211-29
2. Sengir O, editör. Fizik Tedavi Kitabı. İstanbul. 1984; 99-115
3. Tuna N, editör. Elektroterapi. İstanbul. 1984; 177-185, 196-203
4. Tuna N, editör. Elektroterapi. İstanbul. 2001; 155-61
5. Sarı H, Tüzün Ş, Akgün K, editör. Fiziksel Tıp Yöntemleri. İstanbul. 2002; 73-9
6. Talmor, M., Bluestein, C.B., Poppas, D.P. Laser Tissue Welding; A Biotechnological Advance for the Future. Arch Facial Plast Surg. 2001;3:207-13
7. Welch A.J, J.H. Torres, W.F. Cheong. Laser Physics and Laser-Tissue Interaction. Heart Institute Journal. Texas. 1989; 16:141-9
8. Sengir O, editör. Fizik Tedavi Kitabı. İstanbul. 1984; 130-35
9. Goebel, K.R. Fundamentals of Laser Science. Acta Neurochir.1994;61:20-31
10. Bass L.S, Treat M.R. Laser Tissue Welding: A comprehensive Review of Current and future Clinical Applicaitons. Lasers Surg Med. 1995;17:315-49
11. McKenzie,A.L. Physics of Thermal Processes in Laser-Tissue Interaction. Phys. Med. Biol.1990;35:1175-1209

12. Kayıhan H, Dolunay N, editor. Isı-Işık-Su. Ankara. 1992; 81-93
13. San H, Tüzün Ş, Akgiin K, editör. Fiziksel Tıp Yöntemleri. İstanbul. 2002; 73-9
14. Kitchen SS, Partridge CJ. A Review of low level laser therapy physiotherapy. 1991; 72:984- 8
15. Basford JR. The clinical and experimental status of low energy laser therapy. Crit Rev Phys Rehabil Med. 1989;1:1-9
16. Kleinkort JA. Clinical use of laser in chronic pain and tissue healing. Stimulus. 1982;73-6
17. Vertlen L, editor. Laser in Medicine. Acup. In Med. 1992; 23-4
18. Weisberg J, Hecox B, Mehreteab TA, editör. Lasers Physical Agents. Appleton & Lange. Norwalk.1994; 391-6
19. Mayer HM, Müller G, Schwetlick G. Lasers in percutaneous disc surgery. Acta Orthop Scand. 1993; 64:38-44
20. Weber DC, Brown AW, editor. Physical Agent Modalities. Physical medicine & rehabilitation. Philadelphia. 1996;449-63
21. Murray A, Mitchell DC. Lasers in Surgery. Br. J Surg. 1992; 79: 21-6
22. Martin J.C, A.J Welch. Clinical Use Of Laser-Tissue Interactions. IEEE Engineering in Medicine and Biology Magazine. 1989;8:10-3
23. Franck C. Arnett, editor. Rheumatoid Arthritis in Cecil textbook of Medicine Wyngaade Smith/W.B.Saunders. 1992; 2000-1
24. Alan J. Wein, editor. Lasers, lasers therapy. Campbell-Walsh Urology. Philadelphia.

2007;4: 2453-4, 2820-9

25. Peavy G.M. Lasers and laser-tissue interaction. *The Veterinary Clinics Small Animal Practice*.2002; 32:517-34

26. Sullins K.E. Diode laser and endoscopic laser surgery. *The Veterinary Clinics Small Animal Practice*.2002; 32:639-48

27. El-Sherif A. F, T.A King. Soft and hard tissue ablation with short-pulse high peak power and continuous thulium-silica fibre lasers. *Lasers in Medical Science*.2003;18:139-47

28. Cromeens DM, Price RE, Johnson DE. Pathologic changes following transurethral canine prostatectomy with a cylindrically diffusing fiber. *Lasers Surg Med*. 1994;14(4):306-13

29. Fried NM, Murray KE. High-power thulium fiber laser ablation of urinary tissues at 1.94 microm. *J Endourol*. 2005 Jan-Feb;19(1):25-31

30. Gottfried HW, Brändle E, Hefty R, Mattfeldt T, Badura W, Vogel U, Hautmann RE. Laser therapy in dogs and humans--is there a difference? *Br J Urol*. 1997 Mar;79(3):385-8

31. Johnson DE, Price RE, Cromeens DM. Pathologic changes occurring in the prostate following transurethral laser prostatectomy. *Lasers Surg Med*. 1992;12(3):254-63

32. Kabalin JN, Gong M, Issa MM, Sellers R. Insight into mechanism of neodymium: yttrium-aluminum-garnet laser prostatectomy utilizing the high-power contact-free beam technique. *Urology*. 1995 Mar;45(3):421-6

33. Kuntzman RS, Malek RS, Barrett DM, Bostwick DG. Potassium-titanyl-phosphate laser vaporization of the prostate: a comparative functional and pathologic study in canines. *Urology*. 1996 Oct;48(4):575-83

34. Kabalin JN. Holmium: YAG laser prostatectomy canine feasibility study. *Lasers Surg Med*. 1996;18(3):221-4

35. Kuntzman RS, Malek RS, Barrett DM, Bostwick DG. High-power (60-watt) potassium-titanyl-phosphate laser vaporization prostatectomy in living canines and in human and canine cadavers. *Urology*. 1997 May;49(5):703-8
36. Orihuela E, Motamedi M, Cammack T, Torres JH, Pow-Sang M, Lahaye M, Cowan DF, Warren MM. Comparison of thermocoagulation effects of low power, slow heating versus high power, rapid heating Nd: YAG laser regimens in a canine prostate model. *J Urol*. 1995 Jan;153(1):196-200
37. Wendt-Nordahl G, Huckele S, Honeck P, Alken P, Knoll T, Michel MS, Häcker A. 980-nm Diode laser: a novel laser technology for vaporization of the prostate. *Eur Urol*. 2007 Dec;52(6):1723-8. Epub 2007 Jun 26
38. Kuntz RM. Current role of lasers in the treatment of benign prostatic hyperplasia (BPH). *Eur Urol*. 2006 Jun;49(6):961-9
39. Kuntz RM. Laser treatment of benign prostatic hyperplasia. *World J Urol*. 2007 Jun;25(3):241-7. Epub 2007 May 25
40. Guazzieri S, Bertoldin R, D'Inca G, De Marchi G, Mazzariol C, Galetti-Prayer T, Cecchetti W. 980-nm diode laser treatment for recurrent urethral strictures. *Eur Urol*. 2001 Jan;39 Suppl 2:19-22
41. Tan AH, Gilling PJ. Lasers in the treatment of benign prostatic hyperplasia: an update. *Curr Opin Urol*. 2005 Jan;15(1):55-8
42. Reich O, Bachmann A, Schneede P, Zaak D, Sulser T, Hofstetter A. Experimental comparison of high power (80 W) potassium titanyl phosphate laser vaporization and transurethral resection of the prostate. *J Urol*. 2004 Jun;171(6 Pt 1):2502-4
43. Varkarakis IM, Inagaki T, Allaf ME, Chan TY, Rogers CG, Wright EJ, Fried NM. Comparison of erbium:yttrium-aluminum-garnet and holmium:yttrium-aluminum-garnet lasers for incision of urethra and bladder neck in an in vivo porcine model. *Urology*. 2005 Jan;65(1):191-5

44. Marks AJ, Teichman JM. Lasers in clinical urology: state of the art and new horizons.
World J Urol. 2007 Jun;25(3):227-33

10.RESİMLEMELER LİSTESİ

	<u>Sayfa</u>
Şekil-1. Radyasyonun şematik sınıflaması.	3
Şekil-2. Atomun şematik yapısı ve foton oluşum mekanizması.	8
Şekil-3. 150 watt gücündeki diyot 980 laser cihazı ve fiberi.	18
Tablo-1. Litotripside kullanılan laser çeşitleri. *: Fototermal etki.	15
Tablo-2. BPH'da laser uygulamaları.	15
Tablo-3. Ürolojide kullanılan laserler.	16
Tablo-4. Diyot 980 laser uygulamasının prostat dokularındaki etkileri	23
Tablo-5. Laser enerjisi uygulanan mesane doku örneklerinde koagülasyon zonu derinliği ve mesane duvar kalınlıkları.	25
Tablo-6. Laser enerjisi uygulanan böbrek dokularındaki rakamsal değişikliklerin uygulanan laser enerjisi şiddetine göre dağılımı.	26
Resim-1. Mongrel cinsi köpek.	19
Resim-2. Ameliyat sahasının hazırlanması.	19
Resim-3. Mesaneye laser uygulamadan önce yapılan hazırlıklar.	21
Resim-4. Böbreğin 3 farklı noktasına diyot 980 laser uygulandıktan sonraki görünüm.	22
Resim-5. 120 watt güçte diyot laser uygulanmış prostatın transvers kesitinin makroskopik olarak görünümü.	24
Resim-6. 120 watt güçte diyot laser uygulanmış prostatın transvers kesitinin mikroskopik olarak görünümü.	24
Resim-7. Mesane lümenine 120 watt güçte diyot laser uygulandıktan sonra mesanenin makroskopik görünümü	25
Resim-8. Mesane lümenine 120 watt güçte diyot laser uygulandıktan sonra mesanenin makroskopik görünümü	25
Resim-9. Mesane lümenine 120 watt güçte diyot laser uygulandıktan sonra mesanenin mikroskopik görünümü	25

Resim-10. 120 watt güçte diyot laser uygulanmış böbreğin makroskopik görünümü	27
Resim-11. 120 watt güçte diyot laser uygulanmış böbreğin mikroskopik görünümü	27
Resim-12. 80 watt güçte diyot laser uygulanmış böbreğin makroskopik görünümü	27
Resim-13. 80 watt güçte diyot laser uygulanmış böbreğin mikroskopik görünümü	27
Resim-14. 50 watt güçte diyot laser uygulanmış böbreğin makroskopik görünümü	28
Resim-15. 50 watt güçte diyot laser uygulanmış böbreğin mikroskopik görünümü	28

11. ÖZGEÇMİŞ

Ad Soyad: Yavuz ÖZER
Doğum Yeri: Yozgat
Doğum Tarihi: 15. 10. 1977
Medeni hali: Evli
Telefon: 0 533 245 29 90
E- Posta: dryavuzozer@mynet.com
Eğitim: **İlk öğretim :** Atatürk İlkokulu (Çandır/Yozgat)
Orta Öğretim : Cumhuriyet Ortaokulu (Konya)
Lise : Erbil Kuru Lisesi (Konya)
Üniversite : Erciyes Üniversitesi Tıp Fakültesi
İhtisas : Düzce Üniversitesi Tıp Fakültesi
Yabancı Dil: İngilizce