



T.C.
ONDOKUZMAYIS ÜNİVERSİTESİ
TIP FAKÜLTESİ
ÜROLOJİ ANABİLİM DALI

**BÖBREK TAŞLARININ RETROGRAD İNTRARENAL
CERRAHİ YOLLA HOLMIUM YAG LAZER İLE TEDAVİSİNDE
İNTRARENAL SICAKLIK DEĞİŞİKLİKLERİNİN
MONİTÖRİZE EDİLMESİ**

DR. ERTUĞRUL KÖSE

TIPTA UZMANLIK TEZİ

SAMSUN - 2023



T.C.
ONDOKUZMAYIS ÜNİVERSİTESİ
TIP FAKÜLTESİ
ÜROLOJİ ANABİLİM DALI

**BÖBREK TAŞLARININ RETROGRAD İNTRARENAL
CERRAHİ YOLLA HOLMIUM YAG LAZER İLE TEDAVİSİNDE
İNTRARENAL SICAKLIK DEĞİŞİKLİKLERİNİN
MONİTÖRİZE EDİLMESİ**

Dr. ERTUĞRUL KÖSE

TIPTA UZMANLIK TEZİ

TEZ DANIŞMANI

Prof. Dr. Yakup BOSTANCI

SAMSUN - 2023

TEŞEKKÜR

Ondokuz Mayıs Üniversitesi Tıp Fakültesi Üroloji Anabilim Dalı Kliniği'nde asistanlık eğitimim boyunca her alanda bilgi ve deneyimlerinden yararlandığım, cerrahi disiplini ve sanatını öğrendiğim tüm hocalarıma, birlikte çalıştığım doktor arkadaşlarım başta olmak üzere, servis, poliklinik ve ameliyathane çalışanlarına ve zorlu asistanlık sürecinde yanımda olan ve varlığından güç aldığım eşim Merve Önder Köse, biricik oğlum Osman Efe ve aileme teşekkür ederim.

Dr. Ertuğrul KÖSE



BEYAN

Hazırladığım yüksek lisans yeterlik tezinin bütün aşamalarında bilimsel etiğe ve akademik kurallara riayet ettiğimi, çalışmada doğrudan veya dolaylı olarak kullandığım her alıntıya kaynak gösterdiğimi ve yararlandığım eserlerin kaynaklarda gösterilenlerden oluştuğunu, her unsurun enstitü yazım kılavuzuna uygun yazıldığını ve TÜBİTAK Araştırma ve Yayın Etiği Kurulu Yönetmeliği'nin 3. bölüm 9. maddesinde belirtilen durumlara aykırı davranılmadığını taahhüt ve beyan ederim.



ÖZET

Amaç: Lazer sistemlerinin fizikokimyası dolayısıyla çevre etkileşimlerinde ısı enerjisi açığa çıkmaktadır. Canlı dokular, açığa çıkan bu ısı enerjisine belirli bir doz ve süre boyunca maruz bırakıldıklarında termal hasar gelişebilmektedir. Bugünkü bilgilerimizle uygun endikasyonlarda böbrek taşlarının tedavisinde Holmium:Yttrium-Aluminum-Garnet lazer, etkin ve güvenilir bir tedavi modalitesi olarak kabul edilmektedir. Bu çalışmamızda, böbrek taşlarının retrograd intrarenal cerrahi yolla Holmium:Yttrium-Aluminum-Garnet lazer ile tedavisinde intrarenal sıcaklık değişikliklerinin monitörize edilmesini amaçladık.

Gereç ve Yöntem: Mart 2023 ile Ağustos 2023 tarihleri arasında termal prob tespit edilmiş enstrümanın fleksiyon/defleksiyonuna izin verecek lokalizasyonlarda, retrograd intrarenal cerrahi yöntemi ile tedavi edilebilecek boyut ve natürde böbrek taşı olan, çalışmaya katılmayı kabul eden on beş hasta çalışmaya dahil edildi. Lazer sistemi farklı güç (0,8 J/10 Hz, 1,2 J/12 Hz, 1,5 J/20 Hz ve 1,4 J/15 Hz) ve irrigasyon modellerinde (10 cc/dk, 15 cc/dk, 20 cc/dk, yer çekimi irrigasyon ve el yardımcı irrigasyon) aktive edildi. Sıcaklık değişimlerini ölçmek için ölçüm hassasiyeti $\pm 0,1^{\circ}\text{C}$ olan T tip termal prob kullanıldı. Sıcaklık ve zaman değişkenleri kaydedildi. Eşik sıcaklık değeri, domuz üriner sisteminde protein denatürasyonun başladığı 43°C olarak kabul edildi.

Bulgular: İntrarenal sıcaklığın lazer aktivasyonu ile birlikte artmaya başladığı ve bir süre sonra platoya ulaştığı görüldü. Çalışma modelleri arası geçişlerde lazer aktivasyonunun durdurulmasıyla sıcaklık değerinin dramatik şekilde düştüğü görüldü. 8 Watt lazer gücünde hiçbir çalışma modelinde, 14 Watt lazer modelinde 15 cc/dk ve 20 cc/dk irrigasyon modellerinde eşik sıcaklık değerine ulaşılmadı. 8 Watt lazer gücünde ortalama sıcaklık, 10 cc/dk irrigasyon modelinde 20 cc/dk irrigasyon modeline göre daha yüksek bulunmuşken ($33,7^{\circ}\text{C}$ 'ye karşılık $30,2^{\circ}\text{C}$; $p=0,011$); 14 Watt lazer gücünde ortalama sıcaklık; el yardımcı irrigasyon modelinde, yer çekimi irrigasyon, 20cc/dk, 15 cc/dk ve 10 cc/dk irrigasyon modellerine göre en düşük değerde bulunmuştur ($31,1^{\circ}\text{C}$ 'e karşılık sırasıyla $36,1^{\circ}\text{C}$, $33,5^{\circ}\text{C}$, $35,7^{\circ}\text{C}$, $37,1^{\circ}\text{C}$; $p<0,001$).

Univariate ve multivariate regresyon modellerinde lazer gücü ve irrigasyon hızının ortalama sıcaklık üzerine anlamlı etkisinin olduğu ($p<0,001$), lazer gücünün arındırılmış etkisinin irrigasyon hızına göre daha yüksek olduğu ve ortalama sıcaklığın yaklaşık %50,1'lik kısmının lazer gücü ve irrigasyon hızı değişkenleri ile açıklanabileceği bulunmuştur.

Vakalarda perioperatif ya da postoperatif dönem komplikasyon gelişmemiş, takip kreatinin değerleri açısından preoperatif dönem, postoperatif birinci gün ve postoperatif birinci ay arasında fark görülmemiştir (0,82 mg/dL'ye karşılık sırasıyla 0,80 mg/dL, 0,80 mg/dL; $p=0,570$).

Sonuç: Holmium: Yttrium-Aluminum-Garnet ile intrarenal lazer litotripsi sırasında kaliksiyel sıvıda sıcaklık artışı meydana gelebilmektedir. Daha düşük lazer gücü, sürekli ve daha yüksek irrigasyon hızlarında intrarenal sıcaklık güvenli termal aralıkta tutulabilmektedir. 43 °C eşik değer olarak kabul edildiğinde, sıcaklığın belirli bir süre eşik değer ve üzerinde seyretmesi postoperatif böbrek fonksiyonlarını olumsuz etkilememektedir, ancak güvenilir termal doz ve süre henüz bilinmediğinden özellikle cerrahi sırasında yüksek lazer gücü ve düşük irrigasyonlarda çalışıldığı durumlarda sıcaklık artışı problemi her zaman operatörün aklında olmalıdır.

Anahtar Kelimeler: Retrograd intrarenal cerrahi, Holmium:Yttrium-Aluminum-Garnet lazer, İntrarenal sıcaklık, Lazer litotripsi

ABSTRACT

Aim: Laser systems release heat energy in their interactions with the environment due to their physicochemical properties. Thermal damage can occur when living tissues are exposed to this released heat energy for a specific dose and duration. With today's knowledge, Holmium: Yttrium-Aluminum-Garnet laser is an effective and reliable treatment modality for kidney stones in appropriate indications. This study aimed to monitor intrarenal temperature changes when treating kidney stones using retrograde intrarenal surgery with Holmium: Yttrium-Aluminum-Garnet laser.

Material and Method: Between March 2023 and August 2023, fifteen patients with kidney stones of a size and nature that could be treated with the retrograde intrarenal surgery method in locations allowing flexion/deflection of the instrument where a thermal probe was attached externally and who agreed to participate were included in the study. The laser system was activated at different power settings (0.8 J/10 Hz, 1.2 J/12 Hz, 1.5 J/20 Hz, and 1.4 J/ 15 Hz), and irrigation models (10 cc/min, 15 cc/min, 20 cc/min, gravity irrigation, and manual pump irrigation). We used A T-type thermal probe with a measurement accuracy of $\pm 0.1^{\circ}\text{C}$ to measure temperature changes. We recorded temperature and time variables. The threshold temperature value, which protein denaturation begins in the porcine urinary system, was accepted as 43°C .

Results: Fifteen patients were included in the study. It was observed that intrarenal temperature began to rise with laser activation and plateaued after a certain period. Dramatic decreases in temperature were observed when laser activation was stopped during transitions between study models. At 8 watts of laser power, the threshold temperature was not reached in any study model, while in the 14 watts laser model, the threshold temperature was not reached in the 15 cc/min and 20 cc/min irrigation models. In the 8 watts laser power, the average temperature was higher in the 10 cc/min irrigation model compared to the 20 cc/min irrigation model (33.7°C compared to 30.2°C ; $p=0.011$). At 14 Watts laser power, the average temperature was found to be the lowest in the manual irrigation model, compared to gravity irrigation, 20 cc/min, 15 cc/min, and 10 cc/min irrigation models (31.1°C compared to 36.1°C , 33.5°C , 35.7°C , 37.1°C , respectively; $p<0.001$).

Univariate and multivariate regression models showed that laser power and irrigation rate significantly affected average temperature ($p<0.001$), with laser power having a

higher adjusted effect than irrigation rate. The laser power and irrigation rate variables could explain approximately 50.1% of the average temperature.

No perioperative or postoperative complications occurred in the cases, and no significant difference was observed in the follow-up creatinin tests between the preoperative period, the first day postoperatively and the first month postoperatively. (0.82 mg/dL compared to 0.80 mg/dL, 0.80 mg/dL, respectively; $p=0.570$).

Conclusion: During Holmium: Yttrium-Aluminum-Garnet laser lithotripsy, there can be an increase in temperature in the calyceal fluid. Lower laser power, continuous and higher irrigation rates can maintain intrarenal temperatures within a safe thermal range. Considering the threshold value of 43 °C, the temperature remaining above this threshold for a certain period does not adversely affect postoperative kidney functions. However, since the reliable thermal dose and duration are not yet known, mainly when high laser power and low irrigation are used during surgery, the issue of temperature increase should always be in the operator's mind.

Keywords: Retrograde intrarenal surgery, Holmium: Yttrium-Aluminum-Garnet laser, Intrarenal temperature, Laser lithotripsy

İÇİNDEKİLER

TEŞEKKÜR	i
BEYAN.....	ii
ÖZET	iii
ABSTRACT.....	v
İÇİNDEKİLER	vii
KISALTMA DİZİNİ.....	ix
ŞEKİL DİZİNİ	x
TABLO DİZİNİ	xi
1. GİRİŞ VE AMAÇ	1
2. GENEL BİLGİLER.....	3
2.1. Anatomi.....	3
2.1.1. Pelvikaliksiyel sistem anatomisi.....	3
2.1.2. Üreter anatomisi	4
2.2. Renal Pelvis ve Üreter Fizyolojisi.....	5
2.3. Üriner Sistem Taş Hastalığı	5
2.3.1. Epidemiyoloji	6
2.3.2. Taş oluşumunun patofizyolojisi.....	6
2.3.3. Tanısal değerlendirme	8
2.3.4. Böbrek taşlarında tedavi seçenekleri	10
2.4. Lazer.....	11
2.4.1. Tarihçe	11
2.4.2. Lazerin temel prensipleri	11
2.4.3. Lazer dizaynı	12
2.4.4. Lazer doku etkileşimi	12
2.4.5. Holmium: YAG lazer	13
2.5. Böbrek Taşlarında Retrograd İntrarenal Cerrahi.....	14
2.5.1. Endikasyonlar	14
2.5.2. Enstrümanlar.....	15
2.5.3. Cerrahi teknik	17
3. HASTALAR VE YÖNTEM.....	18
3.1. Kohortun Seçimi	18
3.2. Preoperatif Verilerin Toplanması.....	18

3.3. RIRC Tekniği ve İntrooperatif Verilerin Kaydedilmesi.....	18
3.4. Postoperatif Verilerin Toplanması	21
3.5. İstatistiksel Analiz	22
4. BULGULAR.....	23
4.1. Peroperatif Verilerin Değerlendirilmesi.....	23
4.2. Postoperatif Verilerin Değerlendirilmesi	30
5. TARTIşMA.....	31
5.1. Sıcaklık Analizi Öncesi Cerrahi Yaklaşımlar	31
5.2. Sıcaklık Analizi Sonuçlarının Değerlendirilmesi.....	32
5.3. Sıcaklık Analizi Sonrası Dönem	34
5.4. Sıcaklık Artışı İle Nasıl Başa Çıkarım?	35
5.5. Çalışmanın Limitasyonları	37
6. SONUÇLAR VE ÖNERİLER.....	38
7. KAYNAKLAR.....	39
8. EKLER	46
Ek 1. Etik Kurul Onayı.....	46
Ek 2. Kurum İzni	47
Ek 3. Tez İntihal Raporu	48

KISALTMA DİZİNİ

µm	:Mikrometre
AUA	:Amerikan Üroloji Derneği
BT	:Bilgisayarlı Tomografi
DÜSG	:Direkt Üriner Sistem Grafisi
EAU	:Avrupa Üroloji Derneği
ESWL	:Extracorporeal Shockwave Lithotripsy
FDA	:Amerika Birleşik Devletleri Gıda ve İlaç Dairesi
Fr	:French
HCN3	:Siklik Nükleotid Kapılı İzotip 3
Ho:YAG	:Holmium:Yttrium-Aluminum-Garnet
HÜ	:Hounsfield Ünitesi
MRI	:Manyetik Rezonans İnceleme
nm	:Nanometre
OGD	:Operatör Görev Döngüsü
PNL	:Perkütan Nefrolitotomi
RIRC	:Retrograd İntrarenal Cerrahi
SDBY	:Son Dönem Böbrek Yetmezliği
SP TFL	:Super Pulse Thulium Fiber Lazer
TFL	:Thulium Fiber Lazer
USG	:Ultrasonografi
VKİ	:Vücut Kitle İndeksi

ŞEKİL DİZİNİ

Şekil 1. Nefron yapısı	3
Şekil 2. Taş oluşumunun fizikokimyası.....	8
Şekil 3. Şematize taş oluşum mekanizması	8
Şekil 4. EAU böbrek taşı tedavi algoritması	10
Şekil 5. Lazer dizaynı	12
Şekil 6. Ho: YAG lazer modülü	13
Şekil 7. Termal prob ve fleksibl üreterorenoskop	19
Şekil 8. İntraoperatif skopik görüntü	20
Şekil 9. Kayıt cihazı ve termal prob	21
Şekil 10. İntrarenal sıcaklık- zaman grafiği.....	24
Şekil 11. İrrigasyon açılış hızları ve ortalama sıcaklık düşüşleri	25
Şekil 12. 8 Watt ve 14 Watt modellerinde sıcaklık-zaman ilişkisi.....	25
Şekil 13. 21 Watt ve 30 Watt modellerinde sıcaklık-zaman ilişkisi.....	26

TABLO DİZİNİ

Tablo 1. Üreterin kontraksiyon ve relaksasyonu üzerine etkili mediatörler	5
Tablo 2. Bazı promotör, inhibitörler ve taş oluşum mekanizmasında etkileri	7
Tablo 3. Ho: YAG lazer jeneratörünün (Sphinx Jr.) özellikleri	14
Tablo 4. Modifiye Clavien-Dindo komplikasyon sınıflaması.....	22
Tablo 5. Hastaların demografik ve operatif verileri	23
Tablo 6. Lazer gücü ve irrigasyon hızı modeline göre operatif veriler.....	26
Tablo 7. Sabit irrigasyon hızlarında gruplara göre karşılaştırmalar.....	27
Tablo 8. 8 Watt lazer gücünde gruplara göre parametrelerin karşılaştırılması	28
Tablo 9. 14 Watt lazer gücünde gruplara göre parametrelerin karşılaştırılması	28
Tablo 10. Univariante regresyon analizi için tanımlayıcı istatistikler	29
Tablo 11. Ortalama sıcaklık üzerine etki eden faktörlerin univariate regresyon analizi	29
Tablo 12. Ortalama sıcaklık üzerine etki eden faktörlerin multivariate regresyon analizi ile incelenmesi.....	30

1. GİRİŞ VE AMAÇ

Üriner sistem taş hastalığı, Hipokrat'ın "Taş için bile kesmeyeceğim" ünlü sözüyle tarihin en eski dönemlerinde yerini almış ve insanoğlunu etkilemiştir. Özellikle 19. yüzyılın ikinci yarısından itibaren üriner sistem taş hastalığı ile ilgili çalışmalar hız kazansa da kesin sebepler halen aydınlatılamamıştır. Hayat boyu taş hastalığı görülme prevalansı %1-20 arasında değişmektedir (1). Ülkemiz de taş hastalığı açısından özellikle güney ve güneydoğuda daha fazla olmak üzere endemik bir bölgedir (2).

Böbrek taşları, üroloji pratiğinde en sık karşılaşılan problemlerden biri olup sıklıkla sosyal, aktif genç popülasyonu etkilemekte ve tedavi edilmediği takdirde hayat kalitesi ve fonksiyonel sonuçlar üzerinde olumsuz etkilere neden olabilmektedir (3). Tedavide hastanın başvuru şikayeti, laboratuvar parametreleri, hastanın ve taşın özellikleri belirleyici olmakla birlikte konservatif tedavi, medikal tedavi, ekstrakorporeal şok dalga litotripsi (ESWL), retrograd intrarenal cerrahi (RIRC), perkütan nefrolitotomi (PNL) ve açık veya laparoskopik cerrahi seçenekleri uygulanabilir.

Holmium:Yttrium-Aluminum-Garnet (Ho:YAG) lazer 1990'larda üroloji pratiğine girdikten sonra geçirdiği devinimler sonrası bugün üriner sistem taş hastalığının intrakorporeal tedavisinde, taşın kimyasal kompozisyonundan bağımsız olarak tüm taşların fragmentasyonunda etkili olduğu gösterilmiş ve standart araçlardan biri haline gelmiştir (4). Ho:YAG lazer, yaklaşık olarak 2.140 nanometre (nm) dalga boyunda, kızılötesine yakın bir spektrumda enerji ile çalışmakta, fototermal ve fotoakustik etkileriyle taşı fragmente etmektedir (4, 5). Ho:YAG lazerin termomekanik özelliği gereği kullanımı ile ilgili en büyük endişe, çevre ürotelyum ve böbrek dokusu üzerindeki olası termal etkilerdir (6).

Üriner sistem taşlarının lazer litotripsisinde intrarenal sıcaklık artışı, hayvan modellerinde ve üç boyutlu modellemeler üzerinde yapılan çalışmalarda gösterilmiş, sıcaklık artışının güvenlik aralığı ve sonuçları tartışılmıştır. Bu sıcaklık artışında etkili olabilecek parametreler (irrigasyon sıvısının sıcaklığı, akış hızı, lazer frekansı, enerji ve gücü, aralıklı veya sürekli lazer aktivasyonu, erişim kılıfı kullanılıp kullanılmaması, kullanılan üreterorenoskop) ve parametrelerdeki değişimlerin sonuçlara yansımaları araştırılmıştır (5-18).

Çalışmalar, domuz üriner sisteminde 43°C’de protein denatürasyonunun, 54°C’de koagülasyon nekrozunun başladığını göstermiş (9), ancak henüz insan üriner sistemi için güvenli termal doz tanımlanmamış olup yapılan çalışmalarda 43°C eşik sıcaklık değeri olarak kabul edilmiştir (19).

Bu çalışmadaki amacımız, böbrek taşlarının RIRC yöntemiyle ve Ho:YAG lazer kullanılarak gerçekleştirilen tedavisinde, intrarenal sıcaklık değişikliklerini monitörize etmek ve sıcaklık değişiminin özellikle sepsis olmak üzere erken dönem komplikasyonlar ve böbrek fonksiyon testleri üzerinde etkisini araştırmak olacaktır.

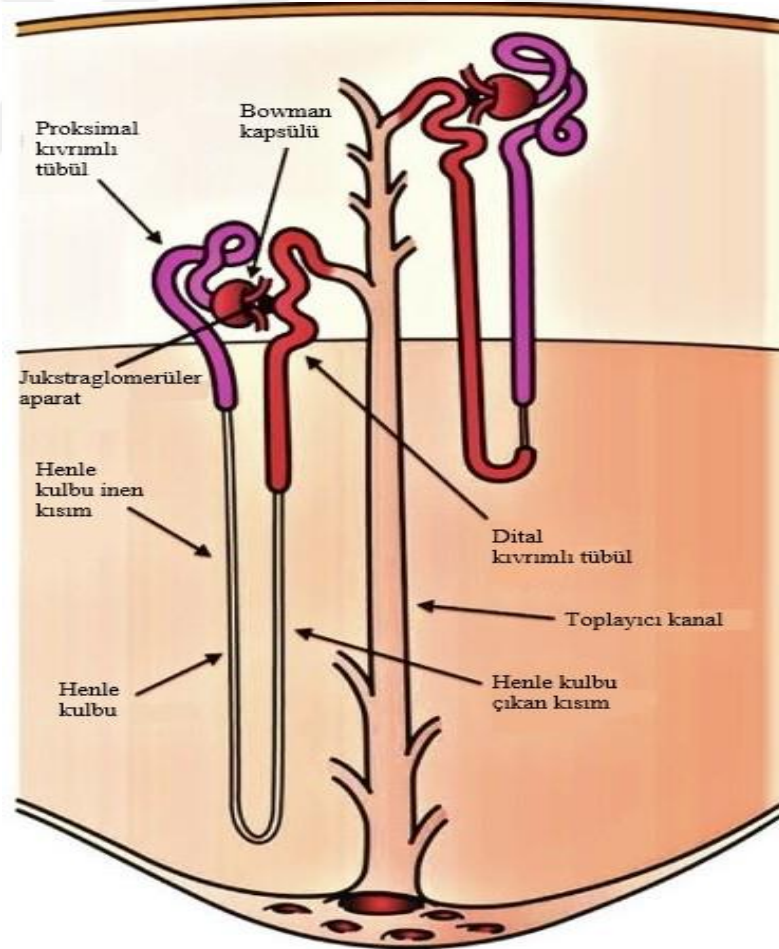


2. GENEL BİLGİLER

2.1. Anatomi

2.1.1. Pelvikaliksiyel sistem anatomisi

Böbrekler, nefron adı verilen fonksiyonel en küçük ünite olarak bilinen yapılardan oluşurlar. Nefron başlıca glomerül ve tübüler sistem denen iki yapıdan oluşur. Bu tübüler sistem glomerüler hemodinami ve sıvı-elektrolit dengesinde kompleks görevleri olan proksimal tübül, henle kulbu ve distal tübülden oluşur. Distal tübüller bir bağlayıcı tübül yoluyla toplayıcı kanallara bağlanır. Toplayıcı kanallar medullanın başında birleşerek papiller kanalları oluşturur ve daha sonra renal papillaya açılır. Renal papillalar, sayısı 4-18 arasında değişmekle birlikte, tipik olarak her bir böbrekte 7-9 adet bulunmakta ve minör kaliksleri oluşturmaktadır. Minör kaliksler, birleşerek major kaliksleri oluşturur, major kaliksler infundibulumu açılır ve infundibulum bileşkeleri renal pelvisi oluştururlar (20).



Şekil 1. Nefron yapısı (21)

Minör kaliksler, majör kaliksler, infundibulum ve renal pelvis böbreğin renal toplayıcı sistemini oluşturur (22). Böbreğin renal toplayıcı sistemi varyasyonlar gösterebilmektedir. 1988 yılında Sampaio tarafından renal toplayıcı sistem anatomik özelliklerine göre grup ve subgruplarına ayrılarak klasifiye edilmiştir (23). Gruplamada referans nokta orta zon kaliksiyel yapıları olup, orta zon kaliksiyel yapıları olmadığı grup A, olduğunda grup B olarak gruplandırılmıştır.

Pelvikalkiksiyel sistem anatomisi renal pelvis yerleşimi (24), renal pelvis uzunluğu (25), major kaliks sayısı (26) gibi değişkenler göze alınarak birçok araştırmacı tarafından ortaya konmaya çalışılmıştır.

2.1.2. Üreter anatomisi

Üreter; erişkinlerde retroperitoneal olarak yerleşen, yaklaşık 25-30 cm uzunluğunda, mesane ile renal pelvis arasında uzanan tübüler bir yapıdır. Üreter içten dışa üroepitelle döşeli bir mukoza, peristaltik hareketleri sağlayan düz kas hücrelerinden oluşan müsküler tabaka ve posterior parietal peritonla ilişkili kan damarlarını içeren bir adventisyal tabakadan oluşur. Üreteropelvik bileşke, iliak vasküler yapıları çaprazladığı yer ve üreterovezikal olmak üzere 3 fizyolojik darlık bölgesi vardır. Üreterovezikal bileşke en dar bölge olup gerilmemiş çapı 1 mm'den dar olabilir (27).

Üreteropelvik bileşkeden başlayan üreter, inferiora seyri sırasında psoas kasının anteriorundan ilerler. Sağ üreter çıkan kolon, çekum, kolonik mezenter ve apendiks ile, sol üreter ise inen kolon, sigmoid kolon ve mezenterleri ile yakın ilişkilidir. Proksimal üçte birlik kısımda gonadal damarlar tarafından, pelvik girimde ise iliak damarlar tarafından çaprazlanırlar (28).

Proksimal üçte birlik bölüm ipsilateral renal arterin üreterik dallarından, orta üçte birlik bölüm gonadal arter, common ve internal iliak arterden, intrapelvik segment ise superior ve inferior vezikal arterden dallar alarak beslenir (27).

Embriyolojik olarak geliştiği yapı üreter tomurcuğunun, erken dönemde ayrılmasıyla komplet ya da inkomplet (bifid üreter) şekilde üreter duplikasyonu görülebilir. Duplike üreterler tek böbrekte çift renal pelvis ve çift böbrek anomalileri ile ilişkili olabilirler (29).

2.2. Renal Pelvis ve Üreter Fizyolojisi

Üst üriner sistemin görevi idrarın böbrekten mesaneye transportunu sağlamaktır. Bu transport, renal pelvis ve üreterde bulunan, spontan elektriksel aktiviteler üretilen pacemaker hücrelerinin aktivitesi ile mümkündür. Bu koordineli elektriksel aktivite için c-kit tirozin kinaz ve siklik nükleotid kapılı izotip 3 (HCN3) adlı iki protein kritik rol oynamaktadır. HCN3 proteini pelvis-böbrek bileşkesinden oldukça fazla eksprese edilmekte ve renal pelvisteki spontan elektriksel aktivitenin kaynağı olduğu düşünülmektedir. C-kit pozitif hücrelerin proksimal üreter düz kas hücrelerine bitişik olduğu gösterilmiş ve deneysel verilerde bu hücrelerin otomatisme oluşturduğu gösterilmiştir (30).

Adrenerjik ve kolinerjik sistem üreteral aktivite üzerinde etkili olmakla birlikte, kolinerjik sistemin aktivasyonu kontraksiyonu, adrenerjik sistemin aktivasyonu relaksasyonu sağlamaktadır.

Tablo 1. Üreterin kontraksiyon ve relaksasyonu üzerine etkili mediatörler (31)

Kontraksiyon	Relaksasyon
α 1-adrenerjik reseptörler	β -adrenerjik reseptörler
Pürinerjik reseptörler	Vazoaktif intestinal peptid
Substance P	Fosfodiesterazlar
Neurokinin A	Prostaglandin E ₁ , E ₂
Neuropeptid Y	Adenozin
Muskarinik reseptörler	Kalsitonin gen ilişkili peptid
Rho-kinaz yolağı	Histamin H ₂ reseptörleri
Serotonin	Nitrik oksit
Histamin H ₁ reseptörleri	
Prostaglandin-F _{2a}	

2.3. Üriner Sistem Taş Hastalığı

Üriner sistem taş hastalığı kökleri antik Mısır dönemine dayanan, insanlık tarihi boyunca var olan bir hastalık olmuştur. Milattan önce 25 yılında De Medica tıp ansiklopesinde Cornelius Celsus tarafından tanımlanan “perineal litotomi” ilk yazılı

kayıt olup, uygarlık seviyesi ve teknolojiadaki gelişmelere paralel olarak hastalıkla ilgili çalışmalar ve gelişmeler çok hızlı şekilde ilerlemiş, bu gelişmelere paralel olarak üriner sistem taş hastalığına bağlı böbrek hasarı ve son dönem böbrek yetmezliği (SDBY) büyük ölçüde azalmıştır (32).

2.3.1. Epidemiyoloji

Üriner sistem taş hastalığı gelişmiş ve az gelişmiş ülkelerde insidansı ve prevalansı giderek artan bir patolojidir. Hayat boyu taş hastalığı görülme prevalansı %1-20 arasında değişmektedir (1). Cinsiyet, yaş, ırk, sistemik hastalıklar, coğrafi bölge ve iklim, meslek ve sıvı alımı taş hastalığını etkilediği bilinen bazı epidemiyolojik faktörlerdir. 40-60 yaş arası genellikle en yüksek insidansın olduğu yaş aralığıdır. Son yıllarda diyet ve obezite ile ilgili olarak kadın cinsiyette bir artış olsa da güncel durumda kadın ve erkek cinsiyet arasında fark yoktur. Taş kompozisyonlarına baktığımızda %70-80 görülme sıklığı ile kalsiyum oksalat taşları en sık görülen taşlar olmakla birlikte, son yıllarda ürik asit taşlarında artış ve enfektif taşlarda azalma tespit edilmiştir (33).

Ülkemiz de taş hastalığı için endemik bir bölge olup, son yapılan epidemiyoloji çalışmalarında cinsiyetler arası fark olmayıp %11,1 oranında prevalans bildirilmiştir (34). Güney ve güneydoğu bölgesinde ve sosyoekonomik ve eğitim düzeyi düşük bölgelerde taş hastalığı görülme olasılığı daha fazladır (35).

2.3.2. Taş oluşumunun patofizyolojisi

Taş tipinden bağımsız olarak, böbrek taşı oluşum mekanizmaları üriner süpersaturasyon, kristal nükleasyon, büyüme ve agregasyon aşamalarından oluşan kompleks bir süreçtir (36). Promotor ve inhibitör ajanların bu süreçlerdeki kombine etkileri ile son ürün olan “taş” oluşmuş olur.

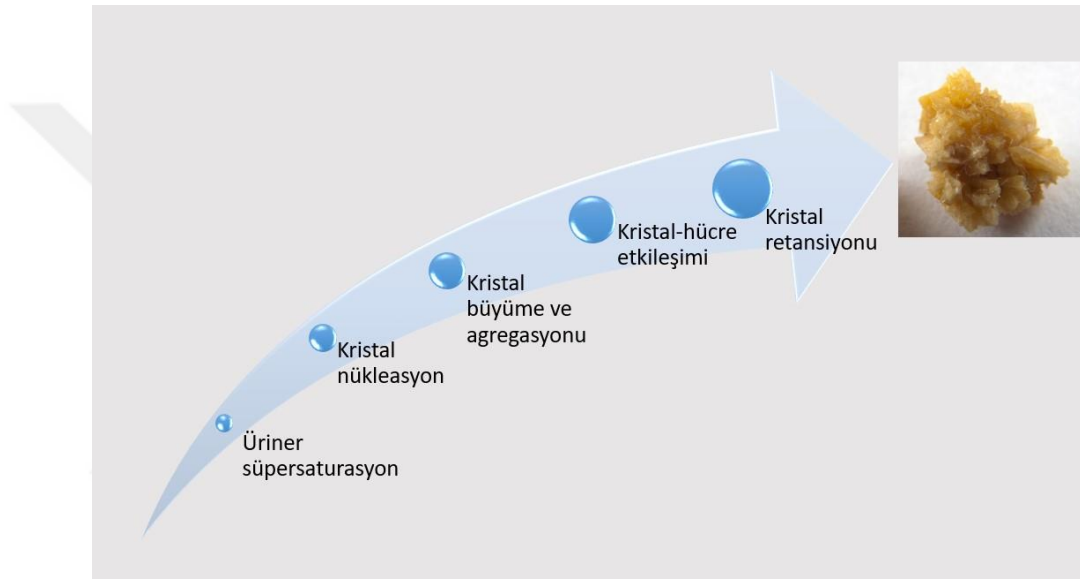
Tablo 2. Bazı promotör, inhibitörler ve taş oluşum mekanizmasında etkileri (36, 37)

Sitrat	• Kalsiyumun oksalat ya da fosfat ile kompleks oluşturmasını engellemek • Kalsiyum oksalatın spontan presipitasyonunu engellemek • Kalsiyum oksalatın monosodyum ürat ile oluşturduğu nükleasyonu engellemek
Magnezyum	• İyonik oksalat konsantrasyonunu düşürmek • Kalsiyum oksalat kristallerinin büyümesini engellemek
Glukozaminoglikanlar	• Kristallerin nükleasyonunu engellemek
Tamm-Horsfall ve nefrokalsin proteini	• Kalsiyum oksalat kristallerinin agregasyonunu inhibe etmek
Osteopontin	• Kalsiyum oksalat kristallerinin agregasyonu, nükleasyonu ve büyümesini engellemek
Kalsiyum, Oksalat, Ürat, Fosfat	• Çeşitli mekanizmalarla taş bileşenlerinin kristalizasyonu ve agregasyonunu sağlamak
Düşük idrar pH	• Kalsiyum oksalat kristalleşmesi ve kristal çökmesine neden olmak
Lizozim ve Laktoferrin	• Kalsiyum oksalat monohidrat kristallerinin büyümesini sağlamak

Çözünebilen tuz molekülleri ya da iyonlar konsantre ürün olarak adlandırılır. Sature terimi, yeni tuz molekülleri eklendiğinde çözünmenin bittiği ve kristalleşmenin başlayacağı nokta olarak kullanılır. Çözünen ve kristal haline gelen moleküllerin denge halinde olduğu durum termodinamik çözünmüş ürün olarak adlandırılır. Bu noktadan sonra oluşan kristalleşme presipitasyon ile sonuçlanır. İdrar pH değişiklikleri ve inhibitör maddelerin etkisiyle bu presipitasyon engellenebilir. Bu safha metastabil safha olarak adlandırılır ve idrar, molekülleri süpersatüre edebilme özelliği taşır. Son aşama ise kristalizasyonun başladığı ve inhibitörlerin etkisinin minimize olduğu formülasyon ürünü safhasıdır, bu safhaya geçişte predispozan faktörler etkili olur. Bu predispozan faktörlerden en önemlileri olarak idrar pH değişiklikleri, üriner sistem enfeksiyonları, staz ve yabancı cisimler gösterilebilir. Kristaller iyonik etki ile birbirlerine yaklaşarak kümeler oluştururlar. Kristal çekirdeklerin belirli bir boyuta ulaşması ve daha düşük saturasyonlarda yeni oluşan kristallerin çekirdeklere eklenmesiyle büyüme ve takiben kristallerin bir araya gelmesiyle agregasyon ve nihai ürün böbrek taşı oluşmuş olur (37, 38).



Şekil 2. Taş oluşumunun fizikokimyası



Şekil 3. Şematize taş oluşum mekanizması

2.3.3. Tanısal değerlendirme

Böbrek taşlarının semptomatolojisi taşın lokalizasyonu ile ilişkilidir. Hasta asemptomatik olabileceği gibi, renal kolik, flank ağrı, hematüri gibi semptomlar gösterebilir. Üriner sistem enfeksiyonu, akut böbrek yetmezliği gibi kliniklerle de yakın ilişkili olan taş hastalığına bulantı ve kusma eşlik edebilir (39).

Kostovertebral aç hassasiyetinin varlığının araştırılması değerli bir muayene olup, sıklıkla tanı için fizik muayene yetersiz kalmakta ve ek görüntüleme yöntemlerine ihtiyaç duyulmaktadır.

Tanıda basit laboratuvar parametreleri hastalık ciddiyeti ve eşlik eden klinikleri tanımlamada yardımcı olabilir. Kan biyokimyasal analizi eşlik eden böbrek yetmezliği, hiperkalemi, hiperürisemi gibi durumları ortaya koyabilir. İdrar analizinde

kırmızı kan hücreleri görülebilir, idrar pH seviyesi belirlenebilir ve nitrit varlığı ortaya konabilir. Üriner sistem enfeksiyonun eşlik ettiği düşünülen hastalardan idrar kültürü de istenebilir (40).

Ultrasonografi (USG), düşük maliyeti olması, iyonize radyasyon içermemesi nedeniyle üriner sistem taş hastalığı görüntüleme yöntemlerinde üst basamaklarda yer almaktadır. Teknik olarak taşlar, ultrasonik dalgaları güçlü bir şekilde yansıttığından hiperekojen bir görünümde olurlar. Ultrasonik dalgalar taşı penetre edip geçemediğinden arkasında akustik bir gölge bırakır. Doppler özelliği olan cihazlar üreteral jet akımı göstermede etkilidirler. Böbrek taşlarında %45 sensitivite ve %85 spesifisiteye sahiptir. Yorumlanmasının radyolog bağımlı olması, çevre doku ekojenitelerinden etkilenmesi major dezavantajları arasında sayılsa da çocuk hastalarda (<14 yaş) ve hamilelerde ilk tanı yöntemi olarak kullanımı önerilmektedir (41).

Direkt üriner sistem grafisi (DÜSG), üriner sistem taş hastalığında düşük doz radyasyon içermesi, kolay ulaşılabilir ve düşük maliyeti nedeniyle uygulanabilir bir tetkiktir. Geçmişte intravenöz opak madde ile kombine edilerek hidronefroz ve blokaj seviyesini göstermede kullanılmışsa da bu yöntem bilgisayarlı tomografinin (BT) gelişimiyle üriner sistem taş hastalığının tanısında terkedilmiştir. DÜSG %57 spesifite ve %76 sensitiviteye sahiptir. Opak taşları gösterebilse de non-opak taşları göstermede yetersiz kalmaktadır. Tanı ve tedavi planlanmasında tek başına yetersiz kalsa da ESWL planlanmasında ve cerrahi/medikal tedavi takibinde kullanılabilir (42).

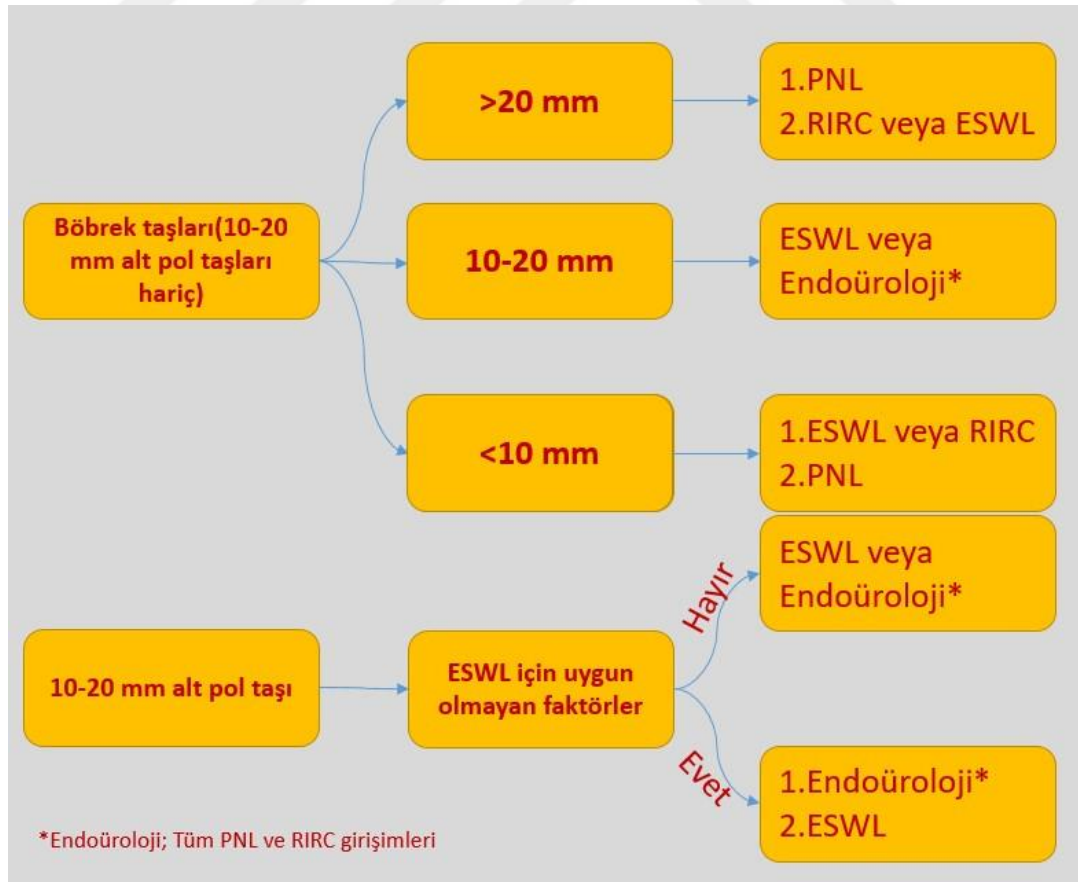
Bilgisayarlı tomografi, üriner sistem taşlarını saptamada %98 sensitivite ve %96-100 spesifiteye sahip, cerrahiye karar vermede ve verdiği anatomik detayla cerrahi modalitenin belirlenmesinde altın standart tetkiktir. Hounsfield ünitesi (HÜ) ölçüm birimiyle taşın atenüasyonunun ölçümünü sağlayarak tedavide yol gösterici bir parametre elde etmemizi sağlar. En önemli limitasyonları radyasyon maruziyeti ve maliyeti olup, düşük doz radyasyon protokolleri ile radyasyon maruziyeti sorununun üzerinden gelinebilmektedir. Amerikan Üroloji Derneği (AUA) BT'yi, obstrüktif nefrolitiazis semptomları ile başvuran erişkin hastalarda birincil görüntüleme yöntemi olarak önerirken; Avrupa Üroloji Derneği (EAU), USG'nin tanıda şüpheli olduğu vakalarda kullanımını önermektedir (41).

Manyetik rezonans inceleme (MRI), daha çok gebe kadınlarda USG'nin yetersiz olduğu durumlarda ya da radyasyonun uygulanamayacağı durumlarda tercih edilen bir görüntüleme yöntemidir. MRI'da üriner sistem taşı nonspesifik bir sinyal kaybı olarak kaydedilir. Kısa görüntüleme süresi ve iyonizan radyasyon içermemesi en önemli avantajları olup; küçük kaliksiyel taşları atlama riski, tümör, koagülüm gibi patolojilerin de sinyal kaybına neden olup ayırıcı tanıda güçlükler oluşturması dezavantajları arasında sayılabilir (42).

2.3.4. Böbrek taşlarında tedavi seçenekleri

Böbrek taşlarının tedavisinde hastanın başvuru şikayeti, laboratuvar parametreleri, hastanın ve taşın özellikleri belirleyici olmakla birlikte konservatif tedavi, medikal tedavi, ESWL, RIRC, PNL ve açık veya laparoskopik cerrahi seçenekleri uygulanabilir. EAU güncel kılavuzunda aktif tedavi gerektiren böbrek taşlarında ESWL veya endoürolojik yöntemlerle tedavide önerilen algoritma gösterilmiştir (Şekil 4).

Şekil 4. EAU böbrek taşı tedavi algoritması (43)



2.4. Lazer

Lazer kelimesi “light amplification by stimulated emission of radiation” kelimelerinin baş harflerinden oluşan, uyarılmış emisyon radyasyonu ile amplifiye edilmiş ışık anlamına gelmektedir. Lazer, büyük bir enerjiyi hızlıca başka bir bölgeye aktarmamıza yardımcı olan düzenli bir foton demetidir.

2.4.1. Tarihçe

İlk temel lazer konseptini 1917’de ışığın dalga formunda değil de foton enerji paketleri olduğunu gösteren Albert Einstein ortaya koymuştur. 1960’da ilk görünür ışık lazeri TH Maiman tarafından gümüş kaplamalı sentetik yakut kristalinde oluşan modelde yapıldı (44).

1980’lerde Amerika Birleşik Devletleri Gıda ve İlaç Dairesi (FDA) Neodymium: YAG, Argon ve KTP lazerlerini üroloji pratiğinde onayladıktan sonra bu cerrahi enstrümanlar seçilmiş olgularda, rekürren kas invaziv olmayan mesane kanseri, medikal rezistan kondiloma akuminata, penis karsinoma in situ, mesane hemanjiomu gibi sık karşılaşılmayan hastalıkların tedavisinde kullanılmıştır. Ho:YAG lazer üroloji pratiğine ilk olarak 1992 yılında köpek ve domuz üriner sistemi üzerindeki çalışmalarıyla girmiştir (45).

Modern lazer uygulamaları 1995 yılında benign prostat hipertrofisinde lazer uygulamaları ile başlamıştır. Gilling ve Denstedt Neodymium: YAG lazer ile Ho:YAG lazeri tedavide kombine ederek lazer prostatektomiye bildirmişlerdir. İlk lazer litotripsi 1987 yılında Stephen P. Dretler tarafından on yedi hastalık üreter taşı serisinde pulsatil dye lazer ile bildirilirken (46), 1995’te Denstedt ve Matsuokanın yayınladığı seriler ilk Ho:YAG litotripsi bilgilerimizin kaynağı olmuştur (47).

2.4.2. Lazerin temel prensipleri

Bir elektronun daha düşük bir yörüngeye atlaması ve enerjiyi foton şeklinde serbest bırakması spontan emisyon olarak adlandırılır. Düşük enerjili bir yörüngedeki elektronun foton ile uyarılarak yüksek enerjili yörüngeye geçmesi ise absorpsiyon olarak tanımlanır. Yüksek yörüngedeki elektron foton ile uyarılarak alt yörüngeye geçtiğinde halihazırda gönderilen fotonla etkileşimi sonucu yeni bir foton serbest bırakılır. Bu aynı dalga boyu, faz ve yönüne sahip iki fotonun oluşması uyarılmış

emisyon olarak adlandırılır. Belirli bir bölgeye yoğun enerji aktarımı yapabilen bu düzenli foton grubu lazer olarak adlandırılır (44, 48).

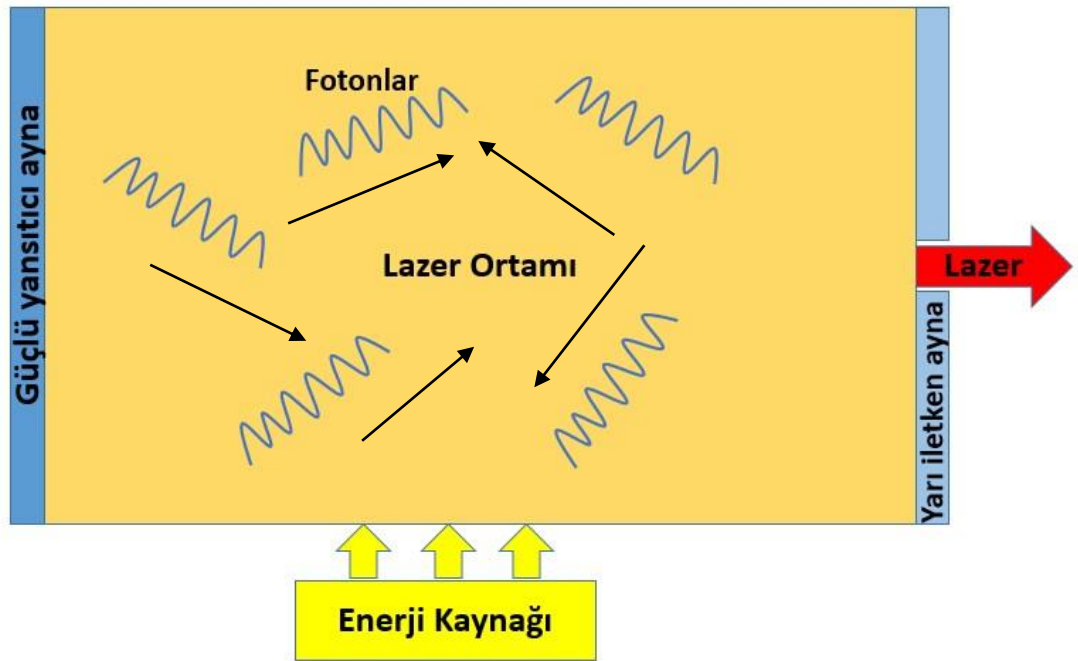
2.4.3. Lazer dizaynı

Lazer temel olarak 3 ana komponentten oluşur.

Lazer ortamı: Solid, likit veya gaz moleküllerinin bulunabildiği, elektron hareketlerine uygun maddelerin bulunduğu ortamdır.

Enerji kaynağı: Lazer ortamına ışık amplifikasyonu için gerekli enerjiyi sağlar. Flaş lamba, elektriksel veya kimyasal enerji kaynakları mevcuttur.

Optik rezonatör: Lazer ortamında uyarılmış fotonların ileri ve geri hareketini sağlayan, ikisi arasında dik gelen fotonların seçilerek düzgün bir foton demeti oluşmasını sağlayan ayna sistemidir (49).



Şekil 5. Lazer dizaynı

2.4.4. Lazer doku etkileşimi

Lazerler temel olarak maruziyet süresi, enerji yoğunluk ve büyüklüğü değişkenleriyle doku/tedavi hedefine dört mekanizma ile etki ederler (48).

Fototermal etki: Lazer ışınının dalga boyu ile ilişkili olarak, enerjinin çevre dokuda ya da ortamda absorpsiyonu ile ısı enerjisine dönüşmesidir.

Fotomekanik/Fotoakustik etki: Yüksek güç yoğunluğunun doku/tedavi hedefinin yüzeyindeki elektronları serbestleştirerek plazma baloncukları oluşturmaları ve oluşan bu baloncukların patlamasıyla doku/tedavi hedefinin parçalanmasıdır.

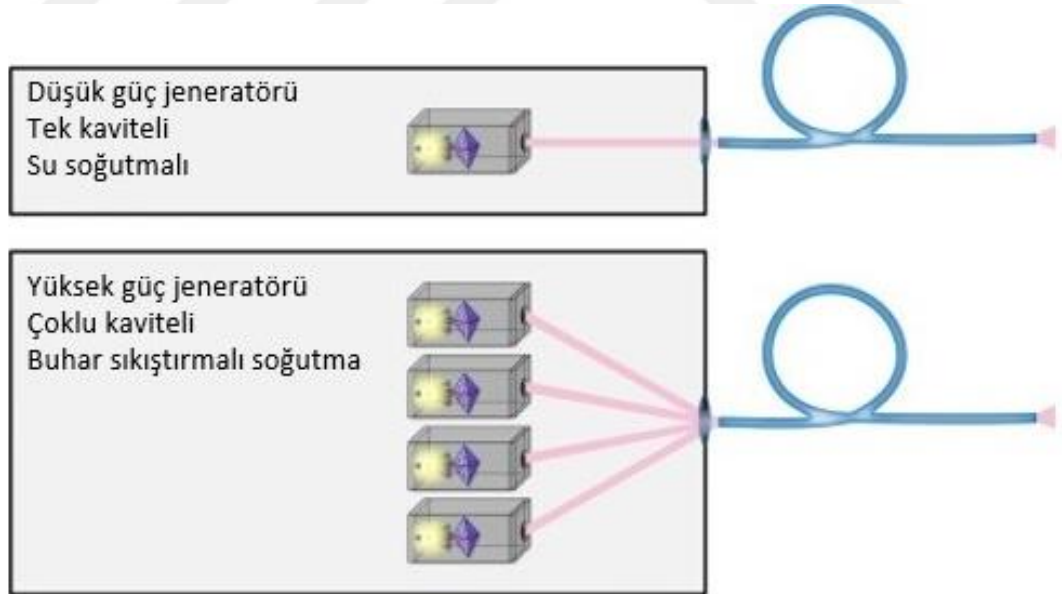
Fotodisosiyatif etki: Protein molekülündeki kovalent bağların non-termal yolla parçalanmasıdır.

Fotokimyasal etki: Açığa çıkan serbest oksijen radikalleri sonucunda deoksiribonükleik asit hasarı oluşturmalarıdır.

2.4.5. Holmium: YAG lazer

Holmium 67 atom numaralı nadir bir element olup, Marc Delafontaine ve Jacques-Louis Soret tarafından 1878 yılında “Element X” adıyla tarif edilmiş (50), ardından İsveçli kimyager Per Theodor Cleve tarafından Stockholm’un Latin ismi olan “Holmia” isminden esinlenilerek Holmium olarak isimlendirilmiştir (51).

Ho: YAG lazer yansıtıcı iki ayna ortamında, enerji kaynağı olarak Xenon ya da Krypton bazlı led ışık sistemini kullanır. Lazer ortamında kimyasal olarak Holmium iyonlarıyla etkileşimli YAG kristali bulunur (52).



Şekil 6. Ho: YAG lazer modülü

Ho: YAG lazer dalga boyu yaklaşık 2.140 nm olan pulsatil bir lazer sistemidir. Ho: YAG lazer bu dalga boyunda likit ortamlarda yüksek derecede absorbe olur ve bu durum emisyon sonrası hızlı bir buhar kabarcığı formasyonu oluşumuna neden olur. Lazerin likit ortamlarla bu ilişkisi ayrıca bir güvenlik profili oluşturur; optik penetrasyon derinliği 400 mikrometre (μm) ile sınırlıdır (52). Bu özelliği Ho: YAG lazere birçok yumuşak dokuda insizyon ve koagülasyonda kullanım olanağı sunmaktadır (53). Ho: YAG lazerin geniş ışık profili nedeniyle, fiber korunun aşırı ısınmasına yol açabileceğinden, 200 nm'den daha küçük fiber çaplarında iletilemez (54). Üretici firmanın özelliklerine göre düşük enerjili (10-20 Watt) ve yüksek enerjili (120-140 Watt) (4) jeneratör sistemleri mevcuttur.

Tablo 3. Ho: YAG lazer jeneratörünün (Sphinx Jr.) özellikleri (55)

Dalga boyu	2.123 nm
Güç	30 Watt (Ayarlanabilir)
Enerji	0,3-3,5 Joule
Frekans	1-25 Hertz
Atım pik gücü	6-18 kW (Ayarlanabilir)
Atım süresi	100-650 μs
Soğutma sistemi	Hava soğutma sistemi
Ağırlık	Yaklaşık 95 kg

2.5. Böbrek Taşlarında Retrograd İntrarenal Cerrahi

2.5.1. Endikasyonlar

RIRC endikasyonları, endoüroloji alanındaki teknolojilerin gelişimine paralel olarak belirgin şekilde genişlemiştir. Güncel klavuzlar 2 cm'in altındaki böbrek taşları için ESWL, PNL veya RIRC seçeneklerinden birinin, hastanın tedavi tercihi ve sosyokültürel özelliklerinin de dikkate alınarak uygulanabilir olduğunu göstermektedir (Şekil 4). Obez hastalar, muskuloskeletal anomalisi olan hastalar, infundibuler darlıklar, renoüreteral anomaliler, üriner diversiyonu olan hastalar ve kanama bozukluğu olan hastalar diğer endikasyonlar arasında sayılabilir (56). İki cm üzeri

taşlarda genellikle ilk tercih edilen yaklaşım PNL olmakla birlikte yeni cerrahi yaklaşımlar ve teknolojiler, RIRC'ı 2 cm üzeri taşlarda da yüksek taşsızlık oranlarıyla birlikte uygulanabilen minimal invaziv bir yöntem olarak önümüze koymaktadır (57-59). Büyük taşlarda aşamalı cerrahi bir başka tedavi yöntemi olmakla birlikte sepsis, septik şok ve uzun cerrahi süresine bağlı olarak hastanın komorbiditeleri de göz önüne alınarak gelişebilecek komplikasyonlar akılda tutulmalıdır (60).

2.5.2. Enstrümanlar

RIRC sırasında kullanılabilecek enstrümanlar arasında rijit sistoskop, üreteral kateter, klavuz tel, semirijit üreterorenoskop, erişim kılıfı, fleksibl üreterorenoskop, lazer litotriptör ve lazer fiberi, taş ekstraksiyon aletleri ve üreteral stentler sayılabilir.

Rijit sistoskoplar; optik lens, köprü, kılıf ve obturatordan oluşan, konfigürasyonları üretici firmaya göre değişebilen, RIRC planlanan hastada sistoskopi yapıp olası mesane patolojilerini dışlamamıza veya tanı koymamıza, üreter orifisini bulup klavuz teli böbreğe göndermemize yardım eden enstrümanlardır.

Üreteral kateterler; kullanım amacına göre çeşitli boy, çap ve uç konfigürasyonu gösterebilen, çoğunlukla poliüretan yapıda, RIRC planlanan hastada klavuz teli böbreğe göndermemize yardım eden enstrümanlardır.

Klavuz teller; kullanım karakteristiğini genel olarak uç kısmının belirlediği, teflon, nitinol, hidrofilik polimer gibi kaplama materyali barındıran, belirli boy ve çapta üretilen, üreteral yolu bulma, güvenlik ve enstrümanlara rehberlik etmesi amacıyla kullanılan enstrümanlardır.

Semirijit üreterorenoskoplar; üretici firmaya göre farklı mercek, çap, çalışma uzunluğu, kanal sayısı ve görüş alanı özellikleri içeren, RIRC planlanan hastada üreterik patolojileri dışlamak ve pasif dilatasyon uygulanması amacıyla kullanılan enstrümanlardır.

Erişim kılıfları; fleksibl üreterorenoskopların üretere zarar vermeden böbreğe girişini sağlayan, tek kullanımlık, genellikle teflon bir dış kılıf ve poliüretan bir iç obturatordan oluşan koaksiyel sisteme sahip bir enstrümandır. Değişik çap ve uzunluklarda üretilen erişim kılıfları sahip olduğu konik uç vasıtasıyla kademeli bir dilatasyon sağlamaktadır. Tekrarlayan girişleri kolaylaştırması ve dolayısıyla fleksibl

üreterorenoskopun kullanım ömrünü arttırması, intrapelvik basıncı düşürerek pyelovenöz/pyelolenfatik geri akım riskini azaltması, etkili bir irrigasyon sağlayarak görüntü kalitesini arttırması temel avantajları olmakla birlikte; hafif bir mukozal erozyondan komplet üreter rüptürüne kadar gidebilecek üreter komplikasyonları ve hayvan deneyleri ile kanıtlanmış üreter duvarına basıya sekonder olarak gelişen üreteral kan akımında azalma (61), kullanımında endişe yaratan temel durumlardır.

Fleksibl üreterorenoskoplar, günümüzde temel olarak tek veya çoklu kullanım özelliklerine göre ve optik iletim sistemi olarak fiberoptik veya dijital olup olmamasına göre ayrılabilir. Tek veya çoklu kullanımda temel belirleyici maliyet iken, dijital optik sisteminde fiberoptik görüntü sisteminde olan bal peteği görünümünün aksine yüksek çözünürlüklü bir görüntü vardır. Görüntüyü büyütme ve odaklama yetenekleri bulunmaktadır. Tüm cihazların aktif ve pasif defleksiyon mekanizması vardır ve distalde her iki yönde 120 derece ile 270 derece arasında aktif defleksiyon yapabilmektedirler. İçerisinden geçirilen enstrümanlar nedeniyle defleksiyon kaybı olabilmektedir. Uç çap genişlikleri distalde 5,3 French (Fr)'den proksimalde 9,9 Fr'e değişebilmektedir. Modern tek lümenli cihazlarda 3,6 Fr genişliğinde enstrüman çapı bulunmaktadır.

Çok yönlülük, güvenlik ve tüm taş kompozisyonlarına etkinliği nedeniyle Ho: YAG lazer, lazer litotripside en yaygın kullanılan enstrümanlardan biri olmuştur. Dalga boyu 2.120 nm ve doku penetrasyon özelliği 0,4 mm'dir. Fleksibl üreterorenoskopun çalışma kanalından geçirilerek taş ulaşılır ve daha önce anlatılan etki mekanizmalarıyla taşı fragmente eder. Çevre dokularda koagülasyon ve perforasyona neden olabilmesi, cerrahi alanda bulunan klavuz tel ya da basket kateter gibi diğer enstrümanları kesebilme özelliği, fleksibl üreterorenoskopun optik lens sistemine zarar verebilmesi kullanımı sırasında dikkat edilmesi gereken durumlardır.

Basket kateterler RIRC sırasında taşın üriner sistemden çıkışını ve üriner sistemde repoze edilmesini sağlayan, distal ucu kafes formunda olan, nitinolden üretilen ve kafes formuna göre adlandırılan enstrümanlardır. Estrümanın kırılması ya da fonksiyon kaybı göstermesi gibi kendine has sorunlar olabileceği gibi, mukozal yaralanma veya perforasyona da neden olabilirler.

Üreteral stentlerin kullanım amacına göre çeşitli boy, çap, sertlik, gövde, uç şekilleri ve kaplama malzemeleri vardır. Üreteral stentler, RIRC planlanan hastalarda işlem öncesinde üreteral erişim kılıfı yerleştirmede yüksek başarı oranı sağlaması ve üreteral hasar riskini minimize etmede; işlem sonrasında toplayıcı sistem drenajını kolaylaştırması ve ödemli üreter lümeninin kapanmasının önlenmesi amacıyla tercih edilebilmektedir (62-64).

2.5.3. Cerrahi teknik

İnfeksiyöz komplikasyonların önlenmesi için, EAU klavuzu preoperatif dönemde üriner trakt enfeksiyonunun tedavi edilmesi, temiz idrar kültürü ile vakaya girilmesi ve antibiyotik profilaksisi uygulanmasını önermektedir (43). Cerrahi prosedür genel anestezi altında ve dorsal litotomi pozisyonunda uygulanmaktadır. Bir sistoüretroskop veya semirijit üreterorenoskop yardımı ile mesaneye girilir. Geleneksel yöntemde, tercihen floroskopi altında, orifis lokalize edilir ve klavuz tel üreter kateteri üzerinden böbreğe gönderilir. Mesane drenajı için üretral kateter yerleştirilebilir. Bir semirijit üreterorenoskop yardımı ile direkt görüş altında ve klavuz tel klavuzluğunda üreter renal pelvise kadar takip edilir. Bu şekilde üreteral darlık, eşlik eden üreter taşı, tümöral oluşum gibi diğer üreterik patolojilerin dışlanması ve varsa tedavi edilmesi, ayrıca mekanik olarak üreterin dilate edilmesi sağlanır. Semirijit üreterorenoskop çıkarıldıktan sonra, üreteral erişim kılıfı ya da floroskopi kontrolü altında klavuz tel üzerinden fleksibl üreterorenoskop böbreğe ilerletilir. Tüm toplayıcı sistem taş varlığı yönünden incelenir. Taşa ulaşıldığında üreterorenoskopun çalışma kanalından lazer fiberi ilerletilerek klinik önemsiz rezidü fragmanlar kalana kadar taş fragmente edilir. Eğer taş analizi isteniyorsa basket kateter yardımı ile küçük bir fragman elde edilebilir. Rutin postoperatif üreteral stent yerleştirilmesi gerekmemeyle birlikte rezidü fragman, kanama, mukozal yaralanma varlığı klinisyenlerin stentlemeyi en çok tercih ettiği durumlardır (56).

3. HASTALAR VE YÖNTEM

Bu çalışma; 1964 tarihli Helsinki Bildirgesi ve sonraki değişikliklerinde belirtilen etik standartlara uygun olarak, Ondokuz Mayıs Üniversitesi Tıp Fakültesi Klinik Araştırmalar ve Etik Kurulu'nun 2023/13 numaralı izni ile gerçekleştirilmiştir.

3.1. Kohortun Seçimi

Mart 2023 ile Ağustos 2023 tarihleri arasında kliniğimize başvuran böbrek taşı olgulardan, 18 yaşından büyük ve böbrek toplayıcı sisteminde RIRC ile tedavi edilebilecek 2 cm'den küçük taşı olan hastaların çalışmaya alınması planlandı. Böbrek anomalisi (Atnalı böbrek, ektopik böbrek, soliter böbrek vb) olan hastalar, üreteropelvik bileşke ve üreter darlığı olan hastalar, eş zamanlı üreter taşı olanlar, gebelik ve laktasyon varlığı olan hastalar ve çalışmaya uyum sorunu yaşayabileceği düşünülen hastalar çalışma dışı bırakıldı. Çalışmaya katılan tüm hastalardan çalışmaya dair aydınlatılmış onam formu alındı.

Termal prob tespit edilmiş enstrümanın fleksiyon/defleksiyonuna izin verecek lokalizasyonlarda, RIRC yöntemi ile tedavi edilebilecek boyut ve natürde böbrek taşı olan, çalışmaya katılmayı kabul eden 15 hasta çalışmaya alındı. Çalışmaya dahil edilen 15 hastanın 10'u ile 30 Watt lazer konsolu ile diğer 5'i ile 150 Watt lazer konsolu ile operasyonlar gerçekleştirildi.

3.2. Preoperatif Verilerin Toplanması

Tüm olguların operasyonun kompleksitesini etkileyebilecek yaş, cinsiyet, vücut kitle indeksi (VKİ), preoperatif kreatinin değeri kaydedildi. Bütün olgulara preoperatif dönemde kontrastsız taş protokollü BT görüntüleme yapıldı ve taş karakteristiği olarak yönü, lokalizasyonu, sayısı, dansitesi, toplayıcı sistemde hidronefroz varlığı ve taş hacmi (taş uzunluğu x taş eni) parametreleri kaydedildi. Tüm hastalara DÜSG çekilip opasite durumu kaydedildi.

3.3. RIRC Tekniği ve İntraoperatif Verilerin Kaydedilmesi

Bütün olgular deneyimli tek bir cerrah tarafından opere edildi. Tüm olgulara cerrahi öncesi üreteral erişim kılıfı yerleştirmede başarı şansını arttırmak ve üreteral hasar riskini azaltmak amacıyla 6/26 DJ stent (Plasti-Med®, Turkey) yerleştirilerek olgular

7-10 gün içerisinde opere edildi. Tüm olgularda DJ stent yerleştirilmesi sonrası steril idrar kültürü elde edildi.

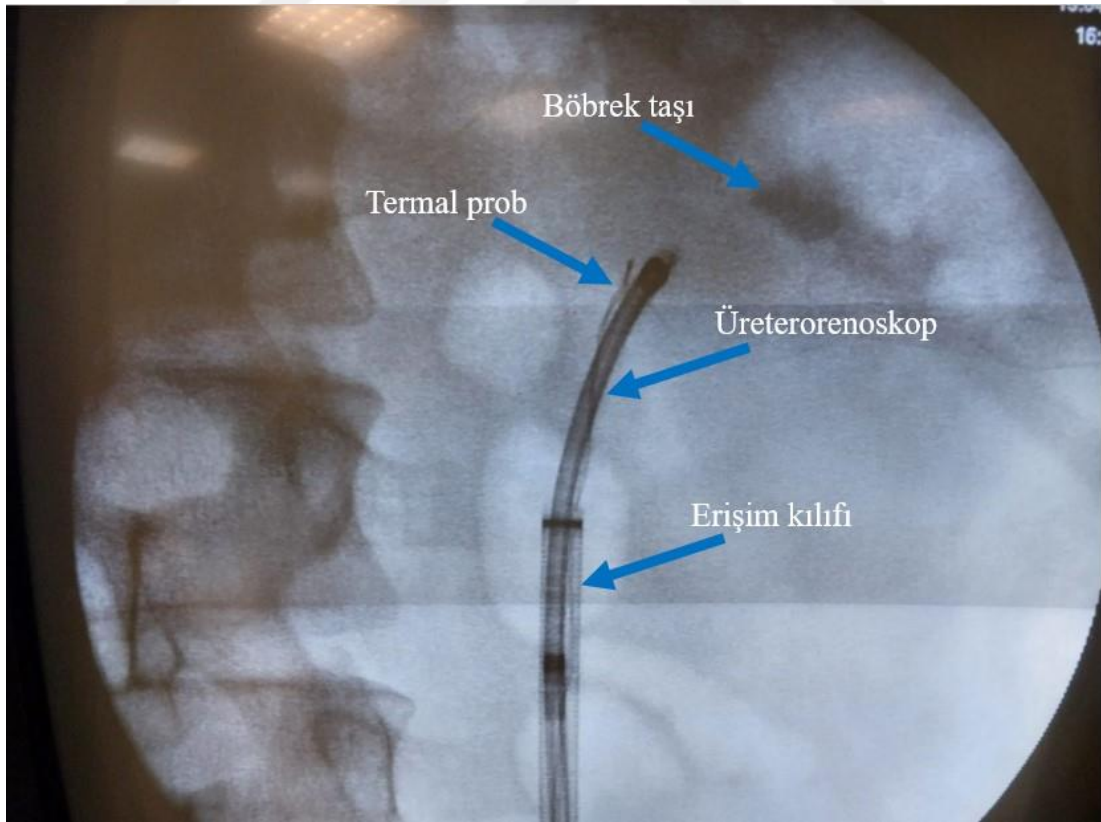
Operasyon genel anestezi altında ve dorsal litotomi pozisyonunda gerçekleştirildi. Uygun saha arıtımı ve örtümünü takiben 20 Fr rijit sistoüretroskop (Karl Storz, Germany) ile üretral yoldan ilerlenerek mesaneye ulaşıldı ve DJ stentin distal kısmı punch yardımı vücut dışarısına alındı. DJ stentin distal ucundan klavuz tel retrograd olarak böbreğe kadar gönderildi. Ardından üreterik patolojileri dışlamak amacıyla 4,5/6,5 Fr semirijit üreterorenoskop (Ultra thin, Richard Wolf®) yardımıyla üreteropelvik bileşke/renal pelvis düzeyine kadar çıkıldı. Ardından klavuz tel üzerinden 13/15 Fr üreteral erişim kılıfı (Navigator™ HD, Boston Scientific, USA) üreteropelvik bileşke distaline kadar ilerletildi ve yerinde bırakıldı. Sıcaklık değişimini ölçmek için 0,3 mm çapında, -200 °C ile 350 °C arasında ölçüm aralığı olan, ölçüm hassasiyeti $\pm 0,1$ °C olan T tip termal prob, steril cerrahi örtü bandıyla 7,4/8,6 Fr disposable fleksibl üreterorenoskopun (WiScope®, OTU Medical, Germany) distal ucuna yaklaşık 1 cm mesafede tespit edildi (Şekil 7).



Şekil 7. Termal prob ve fleksibl üreterorenoskop

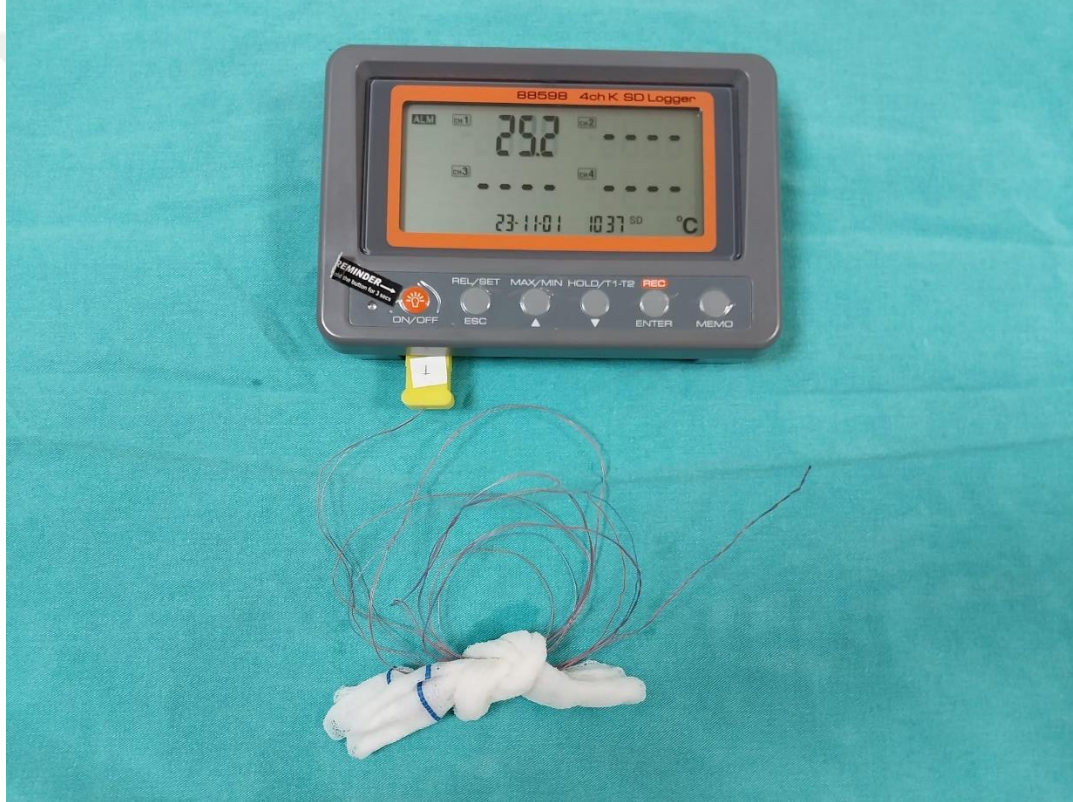
Üreteral erişim kılıfı aracılığıyla, termal prob tespit edilmiş fleksibl üreterorenoskop ile renal kaliksiyel sisteme ulaşıldı (Şekil 8). Termal prob 1 saniyelik aralıklarla kayıt alabilen termometreye (88598 4ch K SD Logger) bağlandı (Şekil 9). Oda sıcaklığındaki ($25,41 \pm 2,82$ °C) salin irrigasyonu, kaliksiyel sisteme serum infüzyon pompası aracılığıyla 10 cc/dk, 15 cc/dk ve 20 cc/dk hızlarında, yer çekimi irrigasyon (Cerrahi masanın 100 cm yukarısında) ve el yardımlı irrigasyon (Görüntü kalitesini arttırmak için lüzum halinde yapılan sıkma manevrası) modelinde fleksibl üreterorenoskopun çalışma kanalından gönderildi. Litotripsi için 30 Watt gücünde lazer sistemi (Sphinx Jr., Promed, Germany) ile 272 µm çapında lazer fiberi (FlexiFib, LISA Laser Products, Germany) ve 150 Watt lazer gücünde lazer sistemi (Jena Surgical, Asclepion Laser Technologies, Germany) ile 200 µm çapında lazer fiberi (Asclepion Laser Technologies, Germany) kullanıldı. Taşa ulaşıldıktan sonra lazer fiberi üreterorenoskopun çalışma kanalından gönderildi, bu aşamada kayıt cihazı üzerinden sıcaklık kaydı başlatıldı.

Şekil 8. İntraoperatif skopik görüntü



On vakada 30 Watt lazer konsolu ile 8 Watt ve 14 Watt lazer gücünde; 8 Watt'ta 10 cc/dk, 15 cc/dk, 20 cc/dk, 14 Watt'ta ek olarak yer çekimi irrigasyon ve el yardımcı irrigasyon modelleriyle litotripsi gerçekleştirildi. Beş vakada 150 Watt lazer konsolu ile 21 Watt ve 30 Watt lazer gücünde 20 cc/dk ve el yardımcı irrigasyon modelleriyle litotripsi gerçekleştirildi. Endoskopik ve/veya skopik olarak klinik anlamlı rezidü fragman (< 3mm) olmadığı teyit edildikten sonra litotripsi işlemi bitirildi ve sıcaklık kaydı durduruldu. 6/26 DJ stent yerleştirilerek vaka sonlandırıldı.

İntraoperatif olarak skopi süresi, litotripsi süresi, aktif lazer süresi, total enerji, peroperatif komplikasyon ve sıcaklık değişiklikleri kaydedildi.



Şekil 9. Kayıt cihazı ve termal prob

3.4. Postoperatif Verilerin Toplanması

Hastaların hospitalizasyon süreleri gün olarak kaydedildi. Postoperatif dönemdeki komplikasyonlar modifiye Clavien-Dindo sınıflamasına göre kaydedildi (Tablo 4). Postoperatif birinci günde ve birinci ayda kreatinin değeri, postoperatif birinci ayda DÜSG ve USG'de rezidü taş olup olmadığı ve rehospitalizasyon durumu kaydedildi.

Tablo 4. Modifiye Clavien-Dindo komplikasyon sınıflaması (65)

Derece	Tanım
1	Medikal tedavi, cerrahi, endoskopik ve radyolojik girişime gerek duyulmayan normal postoperatif izlemde meydana gelen herhangi bir değişiklik. Kabul edilen tedavi rejimleri diüretikler, antiemetikler, antipiretikler, analjezikler ve elektrolitler gibi ilaçlar ve fizyoterapidir. Ayrıca bu grup yatak başında açılarak tedavi edilebilen yara yeri enfeksiyonunu içermektedir.
2	Derece 1 komplikasyonlarda kullanılmasına izin verilen ilaçlar dışındaki diğer ilaçların kullanılmasını gerektiren durumlardır. Total parenteral nutrisyon ve kan transfüzyonları bu grubun içinde yer alır.
3	Cerrahi, endoskopik ve radyolojik girişim gereksinimi vardır.
3a	Genel anestezi gerektirmeyen girişimler
3b	Genel anestezi gerektiren girişimler
4	Ara yoğun bakım ya da yoğun bakım ünitesinde tedavi gerektiren hayatı tehdit eden komplikasyonlar (Santral sinir sistemi komplikasyonlarından transiyent iskemik atak dışındaki beyin hemorajisi, iskemik inme ve subaraknoid kanama gibi durumlar)
4a	Tek organ disfonksiyonu (Dializ dahil)
4b	Çoklu organ disfonksiyonu
5	Hastanın ölümü

3.5. İstatistiksel Analiz

Veriler IBM SPSS V25 ile analiz edildi. Normal dağılıma uygunluk Shapiro-Wilk testi ile incelendi. Normal dağılıma uyan veriler “ortalama $\pm$ standart sapma” şeklinde, uymayan veriler “ortanca (minimum-maksimum)” şeklinde gösterildi. Normal dağılıma uyan üç zamanda ölçülen bağımlı değişkenlerin analizi için tekrarlı ölçüm analizi testi uygulandı. Grup sayılarına göre nicel değişkenlerin karşılaştırılmasında normal dağılım gösteren veriler için bağımsız iki örnek T testi ve One-Way ANOVA; normal dağılmayan veriler için de Mann Whitney U ve Kruskal Wallis-H testi kullanıldı. İntrarenal sıcaklık üzerine etki eden değişkenlerin incelenmesinde iki yönlü varyans analizi ve lineer regresyon analizleri uygulandı. Önem düzeyi $p < 0,05$ olarak alındı.

4. BULGULAR

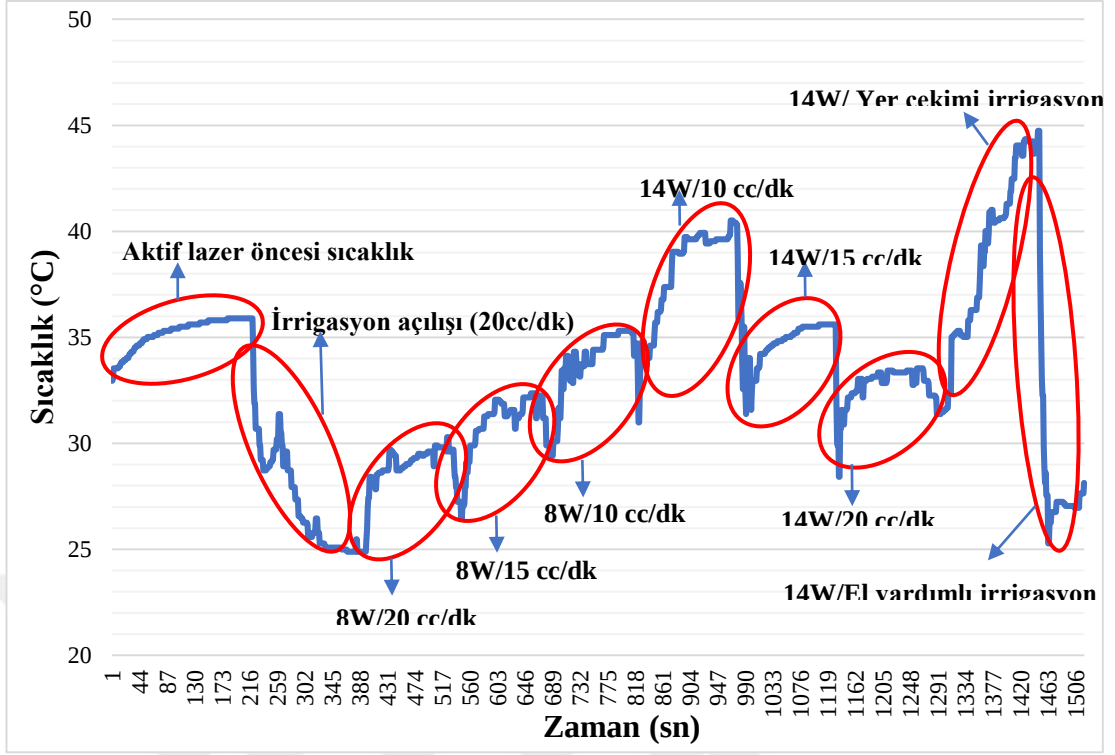
Hastaların demografik verileri Tablo 5'de verilmiştir. Yaş ortalaması $51,27 \pm 15,50$ yıl olan toplam 15 hasta çalışmaya dahil edilmiştir. Hastaların 8'i erkek 7'si kadındı ve ortalama VKİ $26,43 \pm 4,47 \text{ kg/m}^2$ idi. Ortalama taş volümü $760,05 \pm 488,66 \text{ mm}^3$ iken, ortalanca HU 1240 idi. Dokuz vakayla çoğunluk olarak taşlar renal pelvis yerleşimliydi.

Tablo 5. Hastaların demografik ve operatif verileri

Sayı (n)	15
Yaş (yıl)	$51,27 \pm 15,50$
Cinsiyet (E/K)	8/7
Vücut kitle indeksi (kg/m^2)	$26,43 \pm 4,47$
Taşın yönü (Sağ/sol)	7/8
Taş sayısı (n)	1 (1-2)
Lokalizasyon (n)	
Renal pelvis	9
UP bileşke	4
Üst pol	1
Orta pol	1
Taş volümü (mm^2)	$139,49 \pm 15,07$
Hounsfield ünitesi	1240 (520-1520)
Opasite (Opak/Non-opak)	12/3
Hidronefroz (n)	
Yok	6
Grade 1	2
Grade 2	7
Skopi süresi (sn)	18 (12-48)
Aktif lazer süresi (dk)	$20,44 \pm 8,91$
Litotripsi süresi (dk)	$15,26 \pm 7,04$
Toplam enerji (Joule)	17188 ± 11430

4.1. Peroperatif Verilerin Değerlendirilmesi

Erişim kılıfı üzerinden mevcut enstrümanlarla kaliksiyel sisteme ulaşıldıktan sonra sıcaklık kaydı başlatılmış ve litotripsi sonunda sıcaklık kaydı durdurulmuştur. Her bir vaka için intrarenal sıcaklık-zaman grafiği çıkarılmış olup demonstratif olması yönünden örnek vaka grafiği aşağıdaki şekilde paylaşılmıştır (Şekil 10).

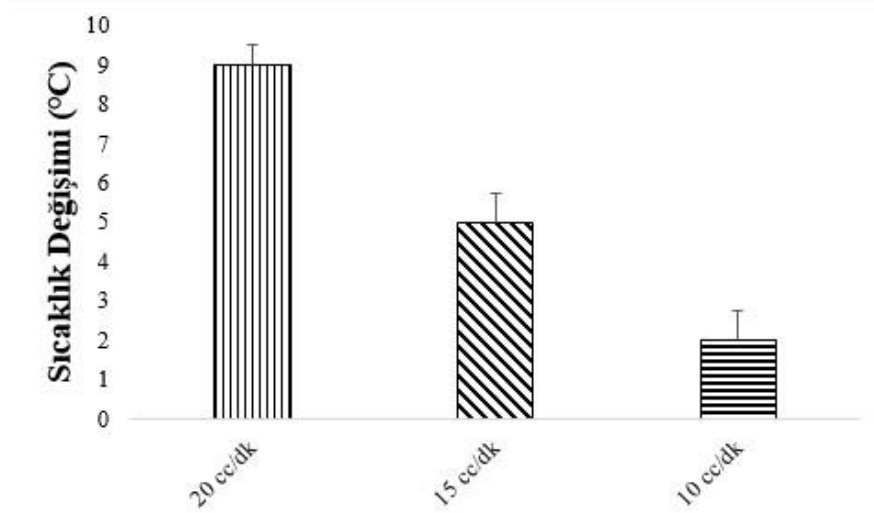


Şekil 10. İntrarenal sıcaklık- zaman grafiği

20 cc/dk irrigasyon hızında irrigasyon açılışıyla birlikte sıcaklığın dramatik şekilde düştüğü, 8 Watt lazer gücünde sıcaklığın irrigasyon hızı azaltıldıkça kademeli olarak yükseldiği, en yüksek sıcaklık değerlerinin 10 cc/dk irrigasyon hızında elde edildiği; 14 Watt lazer gücünde sıcaklığın irrigasyon hızı arttıkça kademeli olarak azaldığı ve en düşük sıcaklık değerlerinin 20 cc/dk irrigasyon hızında elde edildiği görüldü. Her bir çalışma modeli arası geçişlerde yine sıcaklığın dramatik olarak düştüğü görüldü. 14 Watt lazer gücü ve yer çekimi irrigasyon modelinde en yüksek sıcaklık değerlerine ulaşıldı ve eşik değerin geçildiği görüldü. El yardımcı irrigasyon modeline geçildiğinde sıcaklığın çok belirgin olarak düştüğü görüldü.

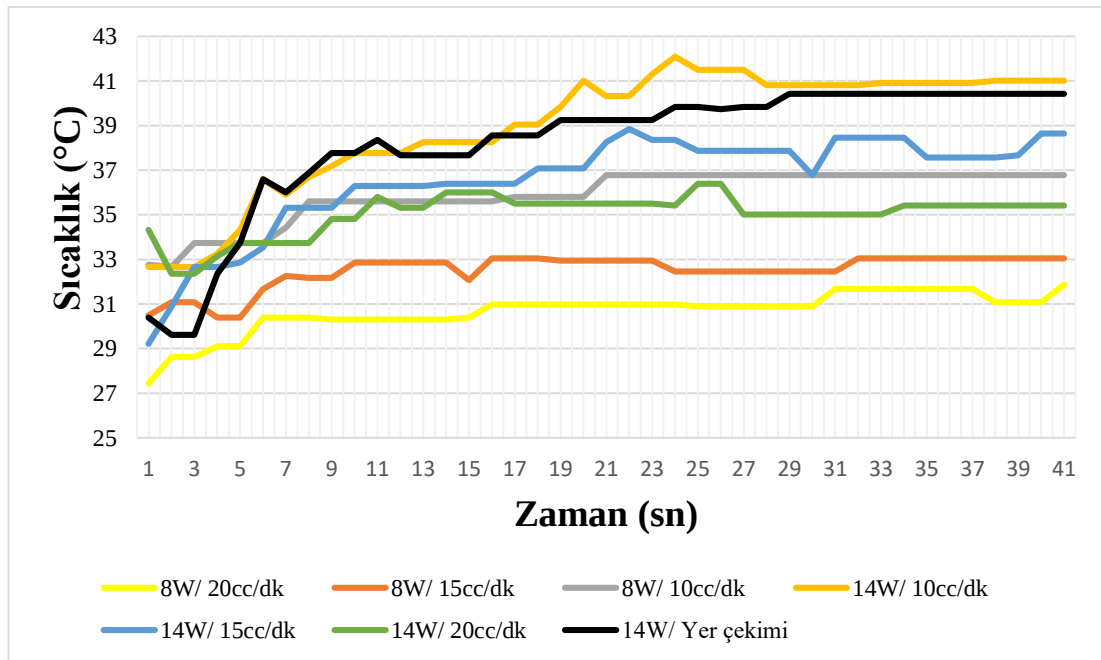
İrrigasyon açılmadan ve lazer aktive edilmeden yaklaşık bir dakika boyunca sıcaklık değerleri ölçüldü ve kaydedildi. Her vaka için bu kayıtlardan ortalama sıcaklık değerleri hesaplandı. Ortalama sıcaklık değeri olarak $33,4 \pm 1,7$ °C değeri elde edildi.

Vakalarda lazer litotripsiye başlamadan önce irrigasyon açılarak sıcaklık düşüşleri monitörize edildi. İrrigasyon açılışıyla birlikte sıcaklık değerlerinin düşüşü 15 saniye boyunca kaydedildi. 20 cc/dk, 15 cc/dk ve 10 cc/dk irrigasyon modellerinde ortalama sıcaklık düşüşleri sırasıyla 9°C, 5°C ve 2°C olarak kaydedildi (Şekil 11).

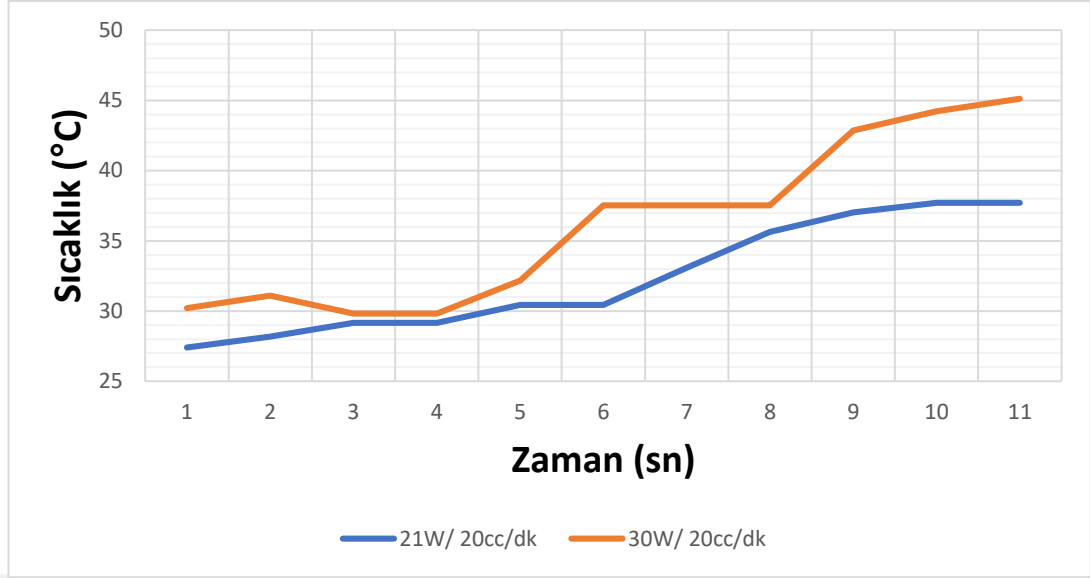


Şekil 11. İrrigasyon açılış hızları ve ortalama sıcaklık düşüşleri

Farklı lazer gücü ve irrigasyon modellerinde, yaklaşık kırk saniyelik kesintisiz aktif lazer kullanılabilen vakalardan kesitler alınarak zaman ve sıcaklık ilişkisi incelendi. Lazer gücü arttıkça ve irrigasyon hızı azaldıkça kaliksiyel sıvının daha hızlı ısındığı, bir süre sonra plato sıcaklığı ulaştığı görüldü. Yine benzer olarak lazer gücü ve irrigasyon hızı ilişkisiyle plato sıcaklığı ulaşma süresinin uzadığı da görüldü (Şekil 12). Ancak yüksek güçlü lazer sisteminde bu fenomen doğrulanamadı. 30 Watt ve 21 Watt lazer gücü ve 20 cc/dk çalışma modellerinde çok daha kısa sürede kritik sıcaklıklara ulaşıldığı görüldüğünden lazer aktivasyonu devam ettirilmedi (Şekil 13).



Şekil 12. 8 Watt ve 14 Watt modellerinde sıcaklık-zaman ilişkisi



Şekil 13. 21 Watt ve 30 Watt modellerinde sıcaklık-zaman ilişkisi

Tablo 6’da lazer gücü ve irrigasyon hızı modeline göre operatif veriler verilmiştir. Sıcaklık değeri sütunundaki minimum ve maksimum değerleri serideki ortalama değerler değil uç değerlerdir. Serideki en düşük sıcaklık 24,06 °C ile 8 Watt/ 20 cc/dk çalışma modelinde elde edilmişken, en yüksek sıcaklık 52,53 °C ile 14 Watt/ Yer çekimi irrigasyon modelinde elde edilmiştir. Yayınlarda “Operator Duty Cycle” olarak karşımıza çıkan operatör görev döngüsü (OGD) (Lazer süresi/Litotripsi süresi) 0,6 ortalanca değeri ile el yardımcı irrigasyon modelinde en düşük değer olarak bulunmuştur. Ortalama sıcaklığın ise 37,09 °C ile 14 Watt/ 10 cc/dk çalışma modelinde en yüksek olduğu bulunmuştur.

Tablo 6. Lazer gücü ve irrigasyon hızı modeline göre operatif veriler

	Toplam enerji (Joule)	OGD	Sıcaklık (°C)		
			Minimum	Ortalama	Maksimum
8 Watt/ 20 cc/dk	883,8 ± 325,4	0,9 (0,5 - 1)	24,06	30,15	35,11
8 Watt/ 15 cc/dk	999,4 ± 377,1	0,8 (0,4-0,9)	25,36	31,42	35,11
8 Watt/ 10 cc/dk	1069,7 ± 628,2	0,9 (0,6 - 0,9)	27,56	33,65	38,26
14 Watt/ 10 cc/dk	1574 (261-4061)	0,7 (0,3-0,9)	30,98	37,09	45,43
14 Watt/ 15 cc/dk	1716 (423 - 6217)	0,8 (0,4-0,9)	29,21	35,73	40,42
14 Watt/ 20 cc/dk	1884 (468 - 9098)	0,9 (0,5 - 0,9)	27,04	33,54	37,57
14 Watt/ Yer çekimi irrigasyon	1314 (357 - 15142)	0,7 (0,1-0,9)	28,46	36,05	52,53
14 Watt/ El yardımcı irrigasyon	1058 (486 - 21477)	0,6 (0,5-0,8)	25,28	31,05	44,74

OGD:Operatör görev döngüsü

Sabit irrigasyon hızlarında (20 cc/dk, 15 cc/dk, 10 cc/dk), 8 Watt ve 14 Watt lazer gücüne göre operatif veriler Tablo 7’de verilmiştir. Toplam enerji ve OGD değişkenleri ortanca değerleri gruplara göre farklılık göstermekte ve bu farklılık istatistiksel olarak anlam ifade etmektedir ($p<0,001$, $p=0,038$). Minimum sıcaklık, ortalama sıcaklık ve maksimum sıcaklık değerleri her iki grupta, 8 Watt grubunda ortalama değerler daha düşük olmak üzere istatistiksel olarak farklılık göstermektedir ($p<0,001$).

Tablo 7. Sabit irrigasyon hızlarında gruplara göre karşılaştırmalar

		8 Watt	14 Watt	p
Toplam Enerji (Joule)		946 (317 - 2541)	1808 (261 - 9098)	<0,001*
OGD		0,9 (0,5 - 1)	0,8 (0,3 - 0,9)	0,038*
Sıcaklık (°C)	Minimum	29,1 ± 2,8	32,1 ± 2,4	<0,001^
	Ortalama	31,7 ± 2,6	35,5 ± 2,8	<0,001^
	Maksimum	33,2 ± 2,6	37,2 ± 3,4	<0,001^

*Mann Whitney U; ^Bağımsız iki örnek T testi; OGD:Operatör görev döngüsü

8 Watt ve 14 Watt lazer gücü sabit alınarak irrigasyon hızlarına göre operatif veriler Tablo 8 ve Tablo 9’da karşılaştırılarak verilmiştir. 8 Watt lazer gücünde parametreler incelendiğinde, minimum sıcaklık ortalama değerleri gruplara göre farklılık göstermektedir ($p=0,042$). 20 cc/dk grubunda ortalama değer 27,5 °C iken, 15 cc/dk grubunda 29 °C ve 10 cc/dk grubunda 30,7 °C olarak elde edilmiştir. Ortalama sıcaklık ortalama değerleri gruplara göre farklılık göstermektedir ($p=0,011$). 20 cc/dk grubunda ortalama değer 30,2 °C iken, 15 cc/dk grubunda 31,4 °C ve 10 cc/dk grubunda 33,7 °C olarak elde edilmiştir. Maksimum sıcaklık ortalama değerleri de gruplara göre farklılık göstermektedir ($p=0,008$). 20 cc/dk grubunda ortalama değer 31,7 °C, 15 cc/dk grubunda 32,8 °C ve 10 cc/dk grubunda 35,1 °C olarak elde edilmiştir. Her üç minimum sıcaklık, ortalama sıcaklık ve maksimum sıcaklık parametreleri için 20 cc/dk ve 10 cc/dk grupları arasında fark varken, 15 cc/dk grubuyla diğer iki grup arasında fark gözlenmemiştir. Toplam enerji ve OGD ortalama ve ortanca değerleri gruplara göre farklılık göstermemektedir.

Tablo 8. 8 Watt lazer gücünde gruplara göre parametrelerin karşılaştırılması

		8 Watt			p
		20 cc/dk	15 cc/dk	10 cc/dk	
Toplam enerji (Joule)		883,8 ± 325,4	999,4 ± 377,1	1069,7 ± 628,2	0,691*
OGD		0,91(0,52-1)	0,86(0,47-0,93)	0,90(0,61-0,94)	0,161^
Sıcaklık (°C)	Minimum	27,5 ± 2,8 ^b	29 ± 2,7 ^{ab}	30,7 ± 2 ^a	0,042*
	Ortalama	30,2 ± 2,2 ^b	31,4 ± 2,3 ^{ab}	33,7 ± 2,3 ^a	0,011*
	Maksimum	31,7 ± 2,1 ^b	32,8 ± 1,7 ^{ab}	35,1 ± 2,6 ^a	0,008*

a-b: Her bir ölçüm değeri için aynı harfe sahip gruplar arasında fark yoktur.

*One-Way ANOVA; ^Kruskal Wallis-H; OGD:Operatör görev döngüsü

14 Watt lazer gücünde parametreler incelendiğinde, minimum sıcaklık ortalama değerleri gruplara göre farklılık göstermektedir ($p<0,001$). Minimum sıcaklık ortalama değerleri 10 cc/dk, 15 cc/dk, 20cc/dk, yer çekimi irrigasyon ve el yardımcı irrigasyon gruplarında sırasıyla 33,1 °C, 32,7 °C, 30,6 °C, 31,3 °C ve 27,1 °C olarak elde edilmiştir. El yardımcı irrigasyon grubu diğer tüm gruplardan istatistiksel olarak daha düşük olarak bulunmuşken, diğer gruplar arasında fark yoktur. Ortalama sıcaklık ortalama değerleri gruplara göre farklılık göstermektedir ($p<0,001$). 10 cc/dk grubunda 37,1 °C ortalama sıcaklık değeri ile en yüksek değer elde edilmiş olup, el yardımcı irrigasyon grubu 31,1 °C ortalama sıcaklık değeri ile diğer tüm gruplardan istatistiksel olarak daha düşük bulunmuştur. 10 cc/dk irrigasyon hızındaki ortalama sıcaklık değeri 20 cc/dk irrigasyon hızı ortalama sıcaklığa göre daha yüksek bulunmuştur. Toplam enerji, OGD ve maksimum sıcaklık ortanca değerleri gruplara göre farklılık göstermemektedir.

Tablo 9. 14 Watt lazer gücünde gruplara göre parametrelerin karşılaştırılması

		14 Watt					p
		10 cc/dk	15 cc/dk	20 cc/dk	Yer çekimi irrigasyon	El yardımcı irrigasyon	
Toplam enerji (Joule)		1574 (261 - 4061)	1716 (423 - 6217)	1884 (468 - 9098)	1314 (357 - 15142)	1058 (486 - 21477)	0,633^
OGD		0,7 (0,3 - 0,9)	0,8 (0,4 - 0,9)	0,9 (0,5 - 0,9)	0,7 (0,1 - 0,9)	0,6 (0,5 - 0,8)	0,062^
Sıcaklık (°C)	Minimum	33,1 ± 1,6 ^a	32,7 ± 2,6 ^a	30,6 ± 2,3 ^a	31,3 ± 1,5 ^a	27,1 ± 1,5 ^b	<0,001*
	Ortalama	37,1 ± 2,6 ^a	35,7 ± 2,7 ^{ab}	33,5 ± 2,2 ^b	36,1 ± 2,7 ^{ab}	31,1 ± 1,7 ^c	<0,001*
	Maksimum	39,5 (33,6 - 45,4)	37,1 (31 - 40,1)	35,6 (29,5 - 37,6)	39,4 (33,4 - 52,2)	39,2 (31 - 44,7)	0,120^

a-c: Her bir ölçüm değeri için aynı harfe sahip gruplar arasında fark yoktur.

*One-Way ANOVA; ^Kruskal Wallis-H; OGD:Operatör görev döngüsü

Lazer gücü ve irrigasyon hızının ortalama sıcaklık üzerine etkileri univariate regresyon analizi ile incelenmiştir (Tablo 10, Tablo 11). Lazer gücünün ana etkisi ortalama sıcaklık üzerinde anlamlı bulunmuştur ($p<0,001$). 8 Watt'ta ortalama sıcaklık 31,7 iken, 14 Watt'ta 35,5 olarak elde edilmiştir. İrrigasyon hızına ait ana etki de istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur ($p<0,001$). 10 cc/dk irrigasyon hızında ortalama sıcaklık 35,4 °C, 15 cc/dk irrigasyon hızında ortalama sıcaklık 33,6 °C ve 20 cc/dk irrigasyon hızında ortalama sıcaklık 31,9 °C olarak elde edilmiştir. İrrigasyon hızı grupları ayrı ayrı incelendiğinde bu anlamlı farkın 10 cc/dk ve 20 cc/dk irrigasyon hızları arasında olduğu, 15 cc/dk irrigasyon hızıyla diğer irrigasyon hızları arasında fark olmadığı görülmektedir. Lazer gücü ve irrigasyon etkileşimleri ise istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır ($p=0,815$). Lazer gücü değişkeni için ana etki, irrigasyon değişkeni için ana etkiden daha yüksek bulunmuştur.

Tablo 10. Univariate regresyon analizi için tanımlayıcı istatistikler

	Lazer gücü		
	8 Watt	14 Watt	Toplam
İrrigasyon hızı			
10 cc/dk	33,7 ± 2,3	37,1 ± 2,6	35,4 ± 3 ^a
15 cc/dk	31,4 ± 2,3	35,7 ± 2,7	33,6 ± 3,3 ^{ab}
20 cc/dk	30,2 ± 2,2	33,5 ± 2,2	31,9 ± 2,7 ^b
Toplam	31,7 ± 2,6	35,5 ± 2,8	33,6 ± 3,3

a-b:Aynı harfe sahip irrigasyon hızları arasında fark yoktur.

Tablo 11. Ortalama sıcaklık üzerine etki eden faktörlerin univariate regresyon analizi ile incelenmesi

	Kareler toplamı	Sd	KO	F	p	Kısmi Eta Kare
Lazer gücü (W)	185,741	1	185,741	32,747	<0,001	0,406
İrrigasyon (cc/dk)	111,804	2	55,902	9,856	<0,001	0,291
Lazer gücü*İrrigasyon	2,336	2	1,168	0,206	0,815	0,009

Sd:Serbestlik derecesi; KO:Kareler ortalaması

Ortalama sıcaklık ile lazer gücü ve irrigasyon arasında kurulan regresyon modeli istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur ($p<0,001$). Ortalama sıcaklık üzerine lazer gücünün anlamlı bir etkisi bulunmaktadır ($p<0,001$). Lazer gücü üzerinde bir birimlik bir artış meydana geldiğinde ortalama sıcaklıkta 0,6 °C'lik bir artış meydana gelecektir. İrrigasyon hızının da ortalama sıcaklık üzerine anlamlı bir etkisi bulunmaktadır ($p<0,001$). İrrigasyon hızında bir birimlik artış meydana geldiğinde ortalama sıcaklıkta

0,4 °C'lik bir azalma meydana gelecektir. Ortalama sıcaklığın %50,1'lik kısmı lazer gücü ve irrigasyon hızıyla açıklanmaktadır (Tablo 12).

Tablo 12. Ortalama sıcaklık üzerine etki eden faktörlerin multivariate regresyon analizi ile incelenmesi

	B (%95 CI)	Beta	t	r1	r2	p
(Sabit)	32,1 (28,7 - 35,4)		19,225			<0,001
Lazer gücü (W)	0,6 (0,4 - 0,8)	0,570	5,873	0,570	0,635	<0,001
İrrigasyon (cc/dk)	-0,4 (-0,5 - -0,2)	-0,442	-4,557	-0,442	-0,538	<0,001

B:Standartlaştırılmamış katsayı; Beta:Standartlaştırılmış katsayı; F=27,630; P=<0,001; Adj.R2=0,501; r1:Basit korelasyon; r2:Kısmi korelasyon

Toplam 6 vakada eşik değer olan 43 °C'ye ulaşıldı. 30 Watt/ 20cc/dk çalışma modelinde 6 saniye süreyle en kısa, 14 Watt/ Yer çekimi irrigasyon çalışma modelinde 28 saniye süreyle en uzun eşik değer üstü ölçümler kaydedildi. 14 Watt/ Yer çekimi irrigasyon protokolünde çalışılması planlanan başka bir vakada, irrigasyon sıvısı henüz açılmadan yapılan litotripside sıcaklık değerinin yaklaşık 5 saniye gibi kısa bir sürede 43,1 °C'den 52,2 °C'ye ulaştığı görüldü. 8 Watt lazer gücünde hiçbir irrigasyon modelinde ve 14 Watt lazer gücünde 15 ve 20 cc/dk irrigasyon modellerinde eşik değere ulaşılmadı. Hiçbir olguda peroperatif dönem komplikasyonu gelişmedi.

4.2. Postoperatif Verilerin Değerlendirilmesi

Hiçbir olguda postoperatif dönem komplikasyonu gelişmedi, tüm olgular postoperatif birinci gün taburcu edildi. Olguların tümünün üreteral stenti postoperatif ikinci haftada çekildi. Olguların hiçbirisinde postoperatif bir aylık dönemde rehospitalizasyon gerektiren hastane başvurusu olmadı. Postoperatif birinci ayda taşı opak olanlara DÜŞG ve USG, non-opak olanlara USG ile kontrol görüntüleme gerçekleştirildi, hiçbir olguda klinik anlamlı rezidü izlenmedi. Olguların preoperatif dönem, postoperatif birinci gün ve postoperatif birinci aydaki kreatinin değerleri sırasıyla ortalama $0,82 \pm 0,13$ mg/dL, $0,80 \pm 0,11$ mg/dL ve $0,80 \pm 0,12$ mg/dL olup, aralarında istatistiksel bir fark görülmedi ($p=0,570$).

5. TARTIŞMA

Son dekatta lazer teknolojisi ve lazer litotripsi üzerine birçok gelişme olmakla birlikte, 1990’larda başlayan Ho: YAG lazer litotripsi ile biriken kanıtlar, bugün bu tedavi modalitesini renal litotripside etkin ve güvenilir bir tedavi modalitesi haline getirmiştir (66). Lazer-çevre etkileşimi düşünüldüğünde, Ho: YAG lazer litotripsinin ana sürecinin, enerjinin taş tarafından absorbe edilmesi ve taşın kimyasal dekompozisyona uğraması olarak bildirilmektedir (67). Bu süreçte lazer enerjisinin çok büyük bir kısmı ısı enerjisine dönüşmektedir (68). Açığa çıkan ısı enerjisi toplayıcı sistem içerisinde sıcaklık artışına ve bu sıcaklık artışı da dokularda termal hasara neden olabilmektedir (7, 69).

Sapareto ve Dewey’in (70) 43 °C referans sıcaklığında güvenli termal dozu değerlendiren çalışmasının referansı ile farklı dokularda termal hasarın maruz kalan süre ve sıcaklıkla ilişkili olduğu denklemi hayvan modellerinde demonstre edilmiş (71), ancak henüz insan üriner sistemi üzerinde güvenilir termal doz tanımlanmamıştır. Literatürde yayımlanan ex vivo, in vivo hayvan modelleri ve in vitro çalışmalarda 43 °C eşik değer olarak alındığından, biz de çalışmamızda bu değeri eşik değer olarak kabul ederek çalışmamızı dizayn ettik.

Üriner sistem taşlarının lazer litotripsisinde intrarenal sıcaklık artışı, hayvan modellerinde ve üç boyutlu modellemeler üzerinde yapılan çalışmalarda gösterilmiş, parametrelerin sıcaklık değişiminde etkisi araştırılmış ve raporlanmıştır (5-18). Bildiğimiz kadarıyla biri üretir, diğeri böbrek taşlarında olmak üzere yalnızca iki klinik çalışma olup (19, 72), çalışmamız bu konuda yayımlanan sınırlı klinik çalışmalardan biridir.

5.1. Sıcaklık Analizi Öncesi Cerrahi Yaklaşımlar

RIRC öncesi preoperatif stentleme güncel tartışmalı bir konu olmakla birlikte getirdiği ek maliyet, anestezi prosedürü, radyasyon ve stent ilişkili semptomların hastada yarattığı rahatsızlık nedeniyle rutin olarak önerilmemektedir (73). Üreteral erişim kılıfı kullanılarak yapılan RIRC vakalarında preoperatif stentlemenin komplikasyon ve taşsızlık açısından anlamlı bir avantaj sağlamadığını bildiren yayınlar olduğu gibi (74), üreterde oluşturduğu pasif dilatasyon nedeniyle üreteral erişim kılıfı yerleştirmede başarı şansını arttırmada ve bu sırada oluşabilecek yüksek dereceli üretir

yaralanmalarını azaltmada etkili olduğunu savunan görüşlerin de olması (75-78) nedeniyle vakalarımızda rutin olarak 7-10 gün önceden stent yerleştirilmesi operasyonu gerçekleştirdik.

Üreteral erişim kılıfı kendine has avantajlar ve dezavantajları beraberinde getiren bir enstrüman olarak karşımıza çıkmaktadır. Bu enstrümanın üzerinde en çok durulan taşsızlık ve komplikasyon oranları üzerine olan etkilerinden ziyade, intrapelvik sıcaklık ve basınç artışı üzerine olan etkileri de önem arz etmektedir. Operasyon sırasında görüşü arttırmak için yapılan zorlu irrigasyonla basınç 446 cm su (328 mm Hg) değerine ulaşabilmekte (79) ve ulaşılan bu yüksek basınçlarda renal tübüllerin dejenerasyonu ve vakuolizasyonu sonucu skar dokusu gelişebilmektedir (80). Üreteral erişim kılıfı kullanımıyla, renal pelvis ve parankime iletilen bu basınç %57 ila %75 oranları arasında azaltılabilmektedir (81). Bugünkü bilgilerimizle üreteral erişim kılıfı kullanımının intrarenal sıcaklığı düşürdüğüne dair yeterli kanıt yoktur, ancak uzman görüşleri, irrigasyon sıvısı akış ve drenajı üzerine olumlu etkileri nedeniyle sıcaklığı güvenliği bir aralıkta tuttuğunu desteklemektedir (6). Yunanistan'daki Patras Üniversitesi'nde yayınlanan in vivo bir domuz modeli ve Noureldin ve arkadaşlarının gerçekleştirdiği yine in vivo domuz modellemeleri, belirli lazer güç ve irrigasyon modlarında üreteral erişim kılıfı kullanımını daha düşük intrarenal sıcaklıklar ile ilişkilendirmiştir (9, 82). Biz vakalarımızda termal probun güvenli bir şekilde böbreğe iletilebilmesi için rutin olarak üreteral erişim kılıfı kullandık.

5.2. Sıcaklık Analizi Sonuçlarının Değerlendirilmesi

Temel termodinami yasalarına göre birim zamanda verilen ısı enerjisi miktarı değişmedikçe sıcaklık değişimi de sabit olmalıdır ($Q=mc\Delta T$). Ancak çalışmamızda yaklaşık kırk saniyelik kesintisiz aktif lazer kullanılabilen, yani kesintisiz birim zamanda sabit ısı enerjisi üretilen vakalarda sıcaklık değişiminin bir süre arttığı, ardından bir plato seviyeye ulaştığı görüldü (Şekil 13). Bu durum, başlangıçta henüz lazer aktivasyonu ile ısınmamış kaliksiyel sıvının üreteral erişim kılıfı üzerinden drenajıyla ortamdan uzaklaşması ve sıcaklık artışının görülmesi, ardından irrigasyon sıvısının dengeli şekilde sisteme girişi ve drenajıyla sıcaklık düzeyinin platoya ulaşmasıyla açıklanabilir. Bu fenomen Hein ve arkadaşlarının (83) in vitro çalışması ve Teng ve arkadaşlarının (19) klinik çalışmasında gösterilmiştir.

Sürekli lazer aktivasyonu litotripsi sırasında intrarenal sıcaklık artışına katkıda bulunan önemli bir faktördür (12). Louter ve arkadaşlarının (84) OGD'nin sıcaklık üzerine etkisini araştırdığı in vitro çalışmada, OGD arttıkça daha yüksek sıcaklıklara daha kısa sürede ulaşıldığı gösterilmiştir. Felipe Pauchard ve arkadaşlarının hazırladıkları RIRC sırasında intrarenal sıcaklık ve basınç üzerine rehber olabilecek nitelikte derlemesinde, yüksek sıcaklık riskinin çözümünde lazer aktivasyonunun durdurulması seçenekler arasında sunulmaktadır (13). Çalışmamızda örnek vakanın grafiği (Şekil 11) incelendiğinde her bir çalışma modeli arası geçişte lazer aktivasyonu durdurulmuş ve sıcaklığın dramatik şekilde düştüğü görülmüştür.

Günlük pratiğimizde, litotripsi sırasında taşın retropulsiyonunu önlemek amacıyla lazer gücü bileşenlerinden Joule ve frekans değişkenleri ayarlanabilmekte veya irrigasyonu kapatma manevrası uygulanabilmektedir. Ancak bu manevra sırasında oldukça dikkatli olunmalıdır. Çalışmamızda bir vakamızda bilgimiz dışında irrigasyonun kapatılması sırasında yapılan litotripside sıcaklık değerinin 5 saniye gibi çok kısa bir sürede 43,1 °C'den 52,2 °C'ye ulaştığı görülmüştür. Salvatore Buttice ve arkadaşlarının (16) gerçekleştirdiği in vitro çalışmasında da herhangi bir lazer ayarı kullanıldığında irrigasyonun sıcaklık artışını sınırladığı ve irrigasyon kapatıldığında hızlı artışların olduğu gösterilmiştir. Wolin ve arkadaşlarının (85) gerçekleştirdiği bir başka deneysel üreteroskopi modelinde sürekli irrigasyon modeli olmayan 1,6 ve 20 Watt arası tüm lazer gücü modellerinde eşik termal değere ulaşılmıştır. Tümüyle düşünüldüğünde sürekli irrigasyon akışının güvenli termal aralıkta kalmak için temel bir unsur olduğu düşünülebilir.

Noureldin ve arkadaşlarının (9) gerçekleştirdiği domuz modeli çalışmada 20 Watt, 40 Watt ve 60 Watt lazer güçlerinde, üreteral erişim kılıfı ve yer çekimi (Cerrahi masadan 100 cm yükseklikte) ve el yardımcı irrigasyon modellerinin sıcaklık üzerine etkisi araştırılmıştır. 20 Watt lazer gücünde, erişim kılıfı kullanıldığında ve yer çekimi irrigasyon modelinde sıcaklık güvenli aralıklarda kalmışken, daha yüksek lazer güçlerinde erişim kılıfı kullanılsa dahi yer çekimi irrigasyon modelinde üriner sistemde termal hasara neden olabilecek eşik sıcaklık değerlerine ulaşılmıştır. Bizim çalışmamızda ise iki olguda 14 Watt, bir olguda 30 Watt lazer gücü ve yer çekimi irrigasyon modelinde eşik sıcaklık değerlerine ulaşılmıştır. Ayrıca yine Tablo 9 incelendiğinde yer çekimi irrigasyon modelinde ortalama sıcaklığın el yardımcı

irrigasyon modeline göre anlamlı daha yüksek olduğu görülmektedir. Mevcut literatür bilgisinden farklı olarak çalışmamızda düşük lazer güçlerinde de yer çekimi irrigasyon modellerinde eşik sıcaklık değerlerine ulaşılabildiği görülmektedir.

Olgularımız incelendiğinde tüm olgularda toplam 6 olguda eşik değeri olan 43 °C'ye ulaşıldığı görülmüştür. 8 Watt lazer gücünde hiçbir irrigasyon modelinde ve 14 Watt lazer gücünde 15 ve 20 cc/dk irrigasyon modellerinde eşik değere ulaşılmamıştır. 2019 yılında yayımlanan Maxwell ve arkadaşlarının çalışmasında (15), 5 ve 40 Watt arasında değişen lazer gücü ve irrigasyonsuz, 15 cc/dk ve 40 cc/dk çalışma modelleriyle insan üriner sistemi modelize edilip 60 saniye boyunca lazer aktivasyonu gerçekleştirilmiş, çalışmamızla uyumlu olarak 20 Watt ve altındaki lazer güçlerinde, 15 cc/dk irrigasyon hızları üzerinde eşik termal değere ulaşılmadığı görülmüştür.

Birçok prekliniik çalışmada RIRC sırasında intrarenal sıcaklık artışına lazer gücü ve irrigasyon hızı parametrelerinin etkisi araştırılmıştır (5, 7, 12, 14, 16, 18, 83, 85). Çalışmaların ortak çıkarımına bakıldığında lazer gücünün artması veya irrigasyon hızının azalması durumunda daha yüksek sıcaklıklara daha kısa sürede ulaşılabildiği ve termal hasar riskinin arttığını görmüş bulunmaktayız. Çalışmamızın bulgularına göz attığımızda da lazer gücü ve irrigasyon hızının ortalama sıcaklık üzerinde anlamlı etkilerinin olduğunu ve toplam etkinin yaklaşık yarısının bu iki parametre ile açıklanabildiğini görmüş bulunmaktayız.

5.3. Sıcaklık Analizi Sonrası Dönem

Üreteral erişim kılıfı uygulaması sonrası postoperatif stent yerleştirilmesi tartışmalı bir konu olmakla birlikte cerrahın tercihi ve hasta özellikleri bu konuda belirleyicidir. Postoperatif stent yerleştirilmesinin gerekçesi olarak, üreteral erişim kılıfına bağlı olarak gelişen üreteral duvar ödemi kaynaklı semptomatik obstrüksiyonun önlenmesi ve rezidü fragmanların ekstraksiyonuna yardımcı olmaktır (81). Bununla birlikte postoperatif stent yerleştirilmesinin; üreteral erişim kılıfının direkt görüş altında çekilerek üreterde yaralanma olmadığının tespitinde, rezidü fragman olmadığında veya primer cerrahi öncesi stentli hastalarda rutin olarak önerilmediği görüşü de mevcuttur (86).

Üriner sistemde lazer aktivasyonuna bağlı sıcaklık artışı ve üriner sisteme histopatolojik etkilerinin araştırıldığı domuz modelli çalışmalar bulunmaktadır.

Aldoukhi AH. ve arkadaşları (7), in vivo dört domuz modelinde 40 Watt gücünde Ho: YAG lazer ile 60 sn boyunca, irrigasyonsuz, düşük ve yüksek debili irrigasyon modelleri ile intrarenal lazer aktivasyonu gerçekleştirmiş ve sırasıyla maksimum 84,8, 63,9 ve 43,6 °C sıcaklıkları kaydedilmiştir. Yapılan histopatolojik incelemede irrigasyonsuz modelde gross makroskopik değişiklikler gözlenirken, düşük debili irrigasyonda minimal değişiklik olduğu, yüksek debili irrigasyonda termal hasar bulgularının olmadığı rapor edilmiştir. Molina W. ve arkadaşları (17), ex vivo domuz modellerinde Ho: YAG lazer ve Super Pulse Thulium Fiber Lazer (SP TFL) ile üreter taşı modeli oluşturmuş ve litotripsi sonrası üreterde histopatolojik olarak termal hasar bulgularına rastlamamıştır. Peteiniris A. ve arkadaşları (69), in vivo iki domuz modelinde 8 Watt Thulium Fiber Lazer (TFL) ile lazer litotripsi gerçekleştirmiş, iki modelin böbreklerini 7. ve 14. gün histopatolojik incelemeye göndermişlerdir. Yedinci günde incelenen böbrekte hemoraji alanları, ayrılmış ürotelyum, fibrin birikimi ve lamina propria inflamasyon gibi ciddi histopatolojik bulgulara rastlanırken, onördüncü günde histopatoloji “minimal değişiklikler” olarak rapor edilmiştir. Morgan L. ve arkadaşları (87), iki ex vivo domuz üreterinde üreter taşı modeli oluşturmuş ve 40 Watt TFL ile litotripsi gerçekleştirmişlerdir. Histopatolojik olarak incelenen üreter dokularında termal hasar açısından non-spesifik bulgular rapor edilmiştir. Çalışmamızda histopatolojik çalışma yapılmamış olmakla birlikte renal hasar göstergesi olabilecek “kreatinin” laboratuvar değeri incelenmiş ve preoperatif dönem, postoperatif birinci gün ve postoperatif birinci ay döneminde benzer sonuçlar elde edilmiştir. Çalışmamızda irrigasyonsuz model kullanılmamış olup, stabil böbrek fonksiyonları gösteren olgularımızda, histopatoloji çalışma sonuçlarıyla korele olarak kısa sürede spontan düzelebilecek minimal termal hasar bulgularının oluşabileceğini düşünmekteyiz.

5.4. Sıcaklık Artışı İle Nasıl Başa Çıkarım?

"RIRC sırasında intrarenal sıcaklığın düşürülmesi için ne yapmalıyız?" sorusunun cevabı, literatürde güncel sistematik derlemelerde RIRC sırasında intrarenal sıcaklık artışına etkili olabilecek parametrelerin etkilerinin ortaya konmasıyla verilmeye çalışılmıştır (88-90). Soğuk irrigasyon kullanımı, üreteral erişim kılıfı kullanımı, aralıklı lazer aktivasyonu ve fiber çapı, etkisi araştırılan diğer parametreler arasında sayılabilir.

Soğuk irigasyonun intrarenal sıcaklığa etkisini araştıran in vivo ve in vitro model çalışmalarında, vücut ısı ya da oda sıcaklığında yapılan irigasyonlarla karşılaştırıldığında sıcaklık yükselme hızı ve platoya ulaşma süresinin daha uzun olduğu görülmüştür (8, 91).

Bugünkü bilgilerimizle üreteral erişim kılıfı kullanımının, RIRC sırasında sıcaklığı azalttığına dair kesin veriler yoktur (81). Üreteral erişim kılıfının bağımsız değişken olarak alındığı bir in vivo çalışmada 20 Watt lazer gücünde, erişim kılıfı kullanıldığında ve yer çekimi irigasyon modelinde sıcaklık güvenli aralıklarda kalmışken, erişim kılıfı kullanılmadığında termal hasara neden olabilecek sıcaklıklara ulaşıldığı görülmüştür (9). Bu konuda hazırlanmış sistematik derlemeler de incelendiğinde erişim kılıfı kullanımı ile daha düşük intrarenal sıcaklıklar elde edilebileceği uzman görüşü şeklinde bildirilmektedir(88, 90, 92).

Fiber çapının sıcaklık artışına etkisi yalnızca bir in vitro çalışma ile araştırılmış olup; 200, 365 ve 550 µm çaplarında fiberler ile yapılan çalışmada sıcaklık değişimine anlamlı etkisi olmadığı sonucuna varılmıştır (93).

Aralıklı lazer aktivasyonu ile sıcaklık artışı daha güvenli aralıklarda tutulabilmektedir. Aldhouki ve arkadaşları, 40 Watt lazer gücü ve sabit irigasyon hızında 9 saniyelik sürekli lazer aktivasyonunda termal eşik değere ulaşıldığını ancak 5 saniyelik intervallerle lazer aktivasyonu sağlandığında eşik değere ulaşılmadığını göstermişlerdir (12).

Özetle, "RIRC sırasında intrarenal sıcaklığın düşürülmesi için ne yapmalıyız?" sorusunun cevabını çalışmamızdan elde ettiğimiz sonuçlar ve literatür ışığında cevaplamaya çalışacak olursak; soğuk irigasyon kullanımı, aralıklı lazer aktivasyonu, üreteral erişim kılıfı kullanımı, daha düşük lazer gücü ve daha yüksek irigasyon sıvısı kullanımı uygun adımlar olacaktır. Ancak yüksek irigasyon sıvısı kullanımının daha yüksek infektif komplikasyonlarla ilişkilendirilen yüksek intrarenal basınç değerlerine neden olabileceği de akılda tutulmalıdır (94).

Lazer teknolojisindeki hızlı gelişmelerle birlikte yüksek lazer gücündeki lazerlerin RIRC sırasında kullanımı da dünya çapında artmaktadır (95). Bu hızlı gelişmelerle birlikte klasik öğretilerdeki 2 cm sınırı aşılmış olup, RIRC ile taş tedavisi PNL'ye alternatif hale gelmiştir (96). RIRC tekniğine artan ilgi ve teknoloji paralelinde

genişleyen endikasyonla birlikte yeni nesil üreterorenoskopların üretimi hız kazanmıştır. Boston Scientific üretici firması tarafından yeni tanıtılan LithoVue™ Elite isimli dijital fleksibl üreterorenoskop sayesinde eş zamanlı basınç monitörizasyonu yapılabilmekle birlikte ilk 50 vakalık serisi de literatüre katılmıştır (97). Bu gelişmelere ve bilgi birikimine paralel olarak intrarenal sıcaklık parametresini monitörize eden yeni nesil üreterorenoskoplara da ihtiyaç vardır.

5.5. Çalışmanın Limitasyonları

Çalışmamızın limitasyonlarına baktığımızda en önemli limitasyonun küçük örneklem büyüklüğü olduğu söylenebilir ki bu da popülasyon bazlı değerlendirmelerde biasa neden olabilir. Her hastanın kaliks anatomisi ve dolayısıyla hacmi aynı olmadığından aynı süre ve güçte litotripsiye maruz kalınan böbreklerde aynı sıcaklık değişimleri elde edilemeyeceğinden bu durum sonuçları etkileyebilir. Günlük pratikte, preklinik çalışmaların aksine her zaman lazer fiberini taşı, dolayısıyla da termal proba aynı mesafede tutmak mümkün olmadığından yine benzer modellerde farklı sonuçlar elde edilmiş olabilir. Multipoint termal prob ile her bir major kaliksin sıcaklığı ölçülemediğinden, kaydedilen sıcaklık gerçek böbrek içi ortalama sıcaklığı yanlış temsil etmiş olabilir. Kayıt cihazı litotripsi sırasında her zaman gerçek zamanlı sıcaklıkları göstermemekte, bazen saniyelik bazen de 4-5 saniyelik aralıklarla sıcaklık değişikliklerini göstermekteydi, böyle olunca eşik değere ulaşılmasına rağmen gerçek zamanlı görülemediğinden litotripsiye devam edilen vakalar oldu. Günlük pratikte RIRC sırasında irrigasyon sıvısının drenajını etkileyebilecek bir termal prob olmayacaktır, ancak bugün için termal prob kullanılması intrarenal sıcaklık çalışmalarında kaçınılmazdır. OGD hemen her vakada çok yüksek seyrettiği için (ortalama değer 0,78) bu değişken için bir kesme noktası belirlenip sıcaklığa etkisini araştırmak için analize sokulamadı. Kimyasal taş analizi yapılmamış ve dolayısıyla sıcaklık profiline olası etkisi araştırılmamıştır.

6. SONUÇLAR VE ÖNERİLER

Bugün için uygun endikasyonda böbrek taşlarında Ho: YAG lazer litotripsi standart tedavi modalitelerinden biridir. Litotripsi sırasında lazer enstrümanının fizikokimyası düşünüldüğünde kaliksiyel sıvıda sıcaklık artışı meydana gelebilmektedir. Daha düşük lazer gücü, sürekli ve daha yüksek irrigasyon hızlarında intrarenal sıcaklık güvenli termal aralıkta tutulabilmektedir. 43 °C eşik değeri olarak kabul edildiğinde, sıcaklığın belirli bir süre eşik değeri ve üzerinde seyretmesi postoperatif böbrek fonksiyonlarını olumsuz etkilememektedir, ancak güvenilir termal doz henüz bilinmediğinden özellikle cerrahi sırasında yüksek lazer gücü ve düşük irrigasyonlarda çalışıldığı durumlarda intrarenal sıcaklık artışı problemi her zaman operatörün aklında olmalıdır. Güvenli termal aralıkta kalabilmek için daha düşük lazer güçlerinde, yüksek intrarenal basınca neden olduğunun farkındalığıyla daha yüksek irrigasyon hızlarında kalınmalı ve lazer belirli aralıklarla durdurulmalıdır.

Yapılan prekliniک çalışmaların çoğunun yüksek lazer gücü ayarlarında yapılması, kliniک çalışmaların oldukça yetersiz olması, her bir çalışmada farklı parametrelerin etkisinin araştırıldığı düşünüldüğünde RIRC sırasında intrarenal sıcaklık üzerine prospektif, tek/çok merkezli, yüksek olgu sayılı, randomize kontrollü çalışmalara ihtiyaç olduğu görülmektedir.

7. KAYNAKLAR

1. Trinchieri A, et al. Epidemiology, In: Stone Disease, edited by Segura J, Conort P, Khoury S, Paris, France, Editions 21, 2003.
2. Karabacak OR, Dilli A, Saltaş H, Yalçınkaya F, Yörükoğlu A, Sertçelik MN. Stone compositions in Turkey: an analysis according to gender and region. *Urology*. 2013;82(3):532-7.
3. Raizenne BL, Deyirmendjian C, Lafontaine ML, Balde M, Bechis SK, Sur RL, et al. The Impact of Bilateral Stone Disease on Patients' Disease Progression and Health-Related Quality of Life. *J Endourol*. 2023;37(12):1289-94.
4. Knudsen BE. Laser Fibers for Holmium:YAG Lithotripsy: What Is Important and What Is New. *Urol Clin North Am*. 2019;46(2):185-91.
5. Molina WR, Silva IN, Donalisio da Silva R, Gustafson D, Sehr D, Kim FJ. Influence of saline on temperature profile of laser lithotripsy activation. *J Endourol*. 2015;29(2):235-9.
6. Lopes ACN, Dall'Aqua V, Carrera RV, Molina WR, Glina S. Intra-renal pressure and temperature during ureteroscopy: Does it matter? *Int Braz J Urol*. 2021;47(2):436-42.
7. Aldoukhi AH, Hall TL, Ghani KR, Maxwell AD, MacConaghy B, Roberts WW. Caliceal Fluid Temperature During High-Power Holmium Laser Lithotripsy in an In Vivo Porcine Model. *J Endourol*. 2018;32(8):724-9.
8. Dau JJ, Hall TL, Maxwell AD, Ghani KR, Roberts WW. Effect of Chilled Irrigation on Caliceal Fluid Temperature and Time to Thermal Injury Threshold During Laser Lithotripsy: In Vitro Model. *J Endourol*. 2021;35(5):700-5.
9. Noureldin YA, Farsari E, Ntasiotis P, Adamou C, Vagionis A, Vrettos T, et al. Effects of irrigation parameters and access sheath size on the intra-renal temperature during flexible ureteroscopy with a high-power laser. *World J Urol*. 2021;39(4):1257-62.
10. Winship B, Terry R, Boydston K, Carlos E, Wollin D, Peters C, et al. Holmium:Yttrium-Aluminum-Garnet Laser Pulse Type Affects Irrigation Temperatures in a Benchtop Ureteral Model. *J Endourol*. 2019;33(11):896-901.
11. Gallegos H, Bravo JC, Sepúlveda F, Astroza GM. Intrarenal temperature measurement associated with holmium laser intracorporeal lithotripsy in an ex vivo model. *Cent European J Urol*. 2021;74(4):588-94.
12. Aldoukhi AH, Dau JJ, Majdalany SE, Hall TL, Ghani KR, Hollingsworth JM, et al. Patterns of Laser Activation During Ureteroscopic Lithotripsy: Effects on Caliceal Fluid Temperature and Thermal Dose. *J Endourol*. 2021;35(8):1217-22.
13. Pauchard F, Ventimiglia E, Corrales M, Traxer O. A Practical Guide for Intra-Renal Temperature and Pressure Management during RIRS: What Is the Evidence Telling Us. *J Clin Med*. 2022;11(12).
14. Winship B, Wollin D, Carlos E, Peters C, Li J, Terry R, et al. The Rise and Fall of High Temperatures During Ureteroscopic Holmium Laser Lithotripsy. *J Endourol*. 2019;33(10):794-9.

15. Maxwell AD, MacConaghy B, Harper JD, Aldoukhi AH, Hall TL, Roberts WW. Simulation of Laser Lithotripsy-Induced Heating in the Urinary Tract. *J Endourol.* 2019;33(2):113-9.
16. Buttice S, Sener TE, Proietti S, Dragos L, Tefik T, Doizi S, et al. Temperature Changes Inside the Kidney: What Happens During Holmium:Yttrium-Aluminium-Garnet Laser Usage? *J Endourol.* 2016;30(5):574-9.
17. Molina WR, Carrera RV, Chew BH, Knudsen BE. Temperature rise during ureteral laser lithotripsy: comparison of super pulse thulium fiber laser (SPTF) vs high power 120 W holmium-YAG laser (Ho:YAG). *World J Urol.* 2021;39(10):3951-6.
18. Aldoukhi AH, Ghani KR, Hall TL, Roberts WW. Thermal Response to High-Power Holmium Laser Lithotripsy. *J Endourol.* 2017;31(12):1308-12.
19. Teng J, Wang Y, Jia Z, Guan Y, Fei W, Ai X. Temperature profiles of calyceal irrigation fluids during flexible ureteroscopic Ho:YAG laser lithotripsy. *Int Urol Nephrol.* 2021;53(3):415-9.
20. Campbell S, Lane B. Malignant renal tumors In: Wein AJ, Kavoussi LR, Partin AW, Peters CA., editors. *Campbell-Walsh Urology.* Philadelphia, PA, USA: Elsevier; 2016.
21. Luyckx V, Moritz K, Bertram J. Developmental programming of blood pressure and renal function through the life-course. *Brenner and Rector's The Kidney.* 2019;11.
22. Gray H, Standring S. *Gray's anatomy: the anatomical basis of clinical practice:* Churchill Livingstone; 2008.
23. SAMPAIO FJB, MANDARIM-DE-LACERDA CA. Anatomic classification of the kidney collecting system for endourologic procedures. *Journal of endourology.* 1988;2(3):247-51.
24. Bruce J, Walmsley R, Ross JA. *Manual of surgical anatomy.* Academic Medicine. 1965;40(7):718.
25. Didio L. *Urinary system in synopsis of anatomy.* The CV Mosby Co Saint Louis st Edition. 1970:276-86.
26. Ningthoujam D, Chongtham R, Sinam S. Pelvi-calyceal system in foetal and adult human kidneys. *J Anat Soc India.* 2005;54:1-11.
27. Mahadevan V. *Anatomy of the kidney and ureter.* Surgery (Oxford). 2019;37(7):359-64.
28. Şenel S., Özden C. Ürogenital sistem anatomisi. In: Güncel Üroloji. Ed. Kadioğlu A., Ed. Seçkiner İ., Ed. Demirel HC., Ed. Şenel S., Ed. Sandıkçı F. 3. Baskı. İstanbul, Nobel Tıp Kitabevleri, 2022; 7.
29. Roy M, Singh BR, Gajbe UL, Thute P. Anatomical variations of ureter in central India: A cadaveric study. *Journal of Datta Meghe Institute of Medical Sciences University.* 2017;12(4):277.
30. Osther PJS. Risks of flexible ureterorenoscopy: pathophysiology and prevention. *Urolithiasis.* 2018;46(1):59-67.

31. Canda AE, Turna B, Cinar GM, Nazli O. Physiology and pharmacology of the human ureter: basis for current and future treatments. *Urol Int.* 2007;78(4):289-98.
32. Tefekli A, Cezayirli F. The history of urinary stones: in parallel with civilization. *ScientificWorldJournal.* 2013;2013:423964.
33. Morales-Martínez A, Melgarejo-Segura MT, Arrabal-Polo MA. Urinary stone epidemiology in Spain and worldwide. *Arch Esp Urol.* 2021;74(1):4-14.
34. Muslumanoglu AY, Binbay M, Yuruk E, Akman T, Tepeler A, Esen T, et al. Updated epidemiologic study of urolithiasis in Turkey. I: Changing characteristics of urolithiasis. *Urol Res.* 2011;39(4):309-14.
35. Elmağaç, B. ve Başeskioglu, B. (2020). *Urinier Sistem Taş Hastalığı.* E. Özden (Ed.), *Ürolojik Cerrahi Kitabı içinde* (s.479). İstanbul: Galenos Yayınevi.
36. Wang Z, Zhang Y, Zhang J, Deng Q, Liang H. Recent advances on the mechanisms of kidney stone formation (Review). *Int J Mol Med.* 2021;48(2).
37. Elmağaç, B. ve Başeskioglu, B. (2020). *Urinier Sistem Taş Hastalığı.* E. Özden (Ed.), *Ürolojik Cerrahi Kitabı içinde* (s.482-483). İstanbul: Galenos Yayınevi.
38. Aggarwal KP, Narula S, Kakkar M, Tandon C. Nephrolithiasis: molecular mechanism of renal stone formation and the critical role played by modulators. *Biomed Res Int.* 2013;2013:292953.
39. Alelign T, Petros B. Kidney stone disease: an update on current concepts. *Advances in urology.* 2018;2018.
40. Straub M, Strohmaier WL, Berg W, Beck B, Hoppe B, Laube N, et al. Diagnosis and metaphylaxis of stone disease. Consensus concept of the National Working Committee on Stone Disease for the upcoming German Urolithiasis Guideline. *World J Urol.* 2005;23(5):309-23.
41. Brisbane W, Bailey MR, Sorensen MD. An overview of kidney stone imaging techniques. *Nature Reviews Urology.* 2016;13(11):654-62.
42. Aqel OH, Baha'a A. Systematic Review on Current Technologies for Kidney Stone Disease Detection and Management. *European Journal of Molecular & Clinical Medicine.* 2022;9(7):6678-88.
43. EAU Guidelines. Edn. presented at the EAU Annual Congress Amsterdam, 2022. ISBN 978-94-92671-16-5.
44. Elmağaç, B. ve Başeskioglu, B. (2020). *Lazer Çeşitleri ve Kullanım Ayarları.* Ö.B. Argun (Ed.), V.İzol (Ed.), *Endoskopik Enstrümantasyon içinde* (s.32). İstanbul: Galenos Yayınevi.
45. Johnson DE, Cromeens DM, Price RE. Use of the holmium:YAG laser in urology. *Lasers Surg Med.* 1992;12(4):353-63.
46. Dretler SP, Watson G, Parrish JA, Murray S. Pulsed dye laser fragmentation of ureteral calculi: initial clinical experience. *J Urol.* 1987;137(3):386-9.
47. Wollin TA, Denstedt JD. The holmium laser in urology. *J Clin Laser Med Surg.* 1998;16(1):13-20.

48. Thomas G, Isaacs R. Basic principles of lasers. *Anaesthesia & Intensive Care Medicine*. 2011;12(12):574-7.
49. Ho:YAG LASER CONSTRUCTION AND CHARACTERISTICS <https://www.coherent.com/news/glossary/holmium-laser> adresinden 03/11/2023 tarihinde erişilmiştir.
50. Soret J-L. Recherches sur l'absorption des rayons ultra-violetes par diverses substances. *Journal de Physique Théorique et Appliquée*. 1879;8(1):145-58.
51. Cleve PT. Sur deux nouveaux éléments dans l'erbine. *CR Acad Sci*. 1879;89(9):478-80.
52. Traxer O, Keller EX. Thulium fiber laser: the new player for kidney stone treatment? A comparison with Holmium:YAG laser. *World J Urol*. 2020;38(8):1883-94.
53. Razvi HA, Chun SS, Denstedt JD, Sales JL. Soft-tissue applications of the holmium:YAG laser in urology. *J Endourol*. 1995;9(5):387-90.
54. Griffin S. Fiber optics for destroying kidney stones. *Biophotonics International*. 2004;11(4):44-7.
55. Sphinx Jr.- Masterpiece in Holmium laser technology. https://www.promedltd.com/wp-content/uploads/2020/03/036006071WMSphinxJrBrochure_en.pdf adresinden 03/04/2023 tarihinde erişilmiştir.
56. Van Cleynenbreugel B, Kılıç Ö, Akand M. Retrograde intrarenal surgery for renal stones - Part 1. *Turk J Urol*. 2017;43(2):112-21.
57. Lee Y-C, Jou Y-C, Cheng M-C, Shen C-H, Lin C-T. Comparison between tubeless mini-percutaneous nephrolithotomy versus retrograde intrarenal surgery for the treatment of 2 to 3cm renal lithiasis. *Urological Science*. 2022;33(3):152.
58. Ibis MA, Gokce MI, Babayigit M, Yitgin Y, Karagoz MA, Boyuk A, et al. Could retrograde intrarenal surgery be a safe and effective alternative to mini-percutaneous nephrolithotomy in the management of relatively large (20–30 mm) stones? A critical evaluation. *International Urology and Nephrology*. 2022;54(9):2141-8.
59. Hamidi M, Zadeh SST, Samadi A, Namdari F, Khajavi A, Yasseri AF, et al. Comparison Between Percutaneous Nephrolithotomy and Retrograde Flexible Nephrolithotripsy in Obese Patients with 2-4 cm Renal Stones. *Nephro-Urology Monthly*. 2022;14(4).
60. Inoue T, Okada S, Hamamoto S, Fujisawa M. Retrograde intrarenal surgery: Past, present, and future. *Investig Clin Urol*. 2021;62(2):121-35.
61. Lallas CD, Auge BK, Raj GV, Santa-Cruz R, Madden JF, Preminger GM. Laser Doppler flowmetric determination of ureteral blood flow after ureteral access sheath placement. *J Endourol*. 2002;16(8):583-90.
62. Sağnak L., Kartal İG. Üreterorenoskopide kullanılan yardımcı aletler. In: *Üroloji Masaüstü Başvuru Kitabı*. Ed. Doğan HS. İstanbul, Galenos Yayınevi, 2020; 545-548.

63. Kılıçarslan H., Çiçek MÇ. Retrograd intrarenal cerrahi. In: Güncel Üroloji. Ed. Kadioğlu A., Ed. Seçkiner İ., Ed. Demirel HC., Ed. Şenel S., Ed. Sandıkçı F. 3. Baskı İstanbul, Nobel Tıp Kitabevleri, 2022; 859-865.
64. Ongün Ş., Özsağır YÖ., Eren H., Şen V., Tanıdır Y., Özman O., Elmaağaç B., Başeskioglu B., Doğanca T., Argun ÖB., Akdoğan N. Sistoskopik ve üreteroskopik işlemlerde kullanılan enstrümanlar. In: Endoskopik Enstrümantasyon. Ed. Argun ÖB., Ed. İzol V. İstanbul, Galenos Yayınevi, 2020; 1-46.
65. Dindo D, Demartines N, Clavien PA. Classification of surgical complications: a new proposal with evaluation in a cohort of 6336 patients and results of a survey. *Ann Surg.* 2004;240(2):205-13.
66. Haas CR, Knoedler MA, Li S, Gralnek DR, Best SL, Penniston KL, et al. Pulse-modulated Holmium:YAG Laser vs the Thulium Fiber Laser for Renal and Ureteral Stones: A Single-center Prospective Randomized Clinical Trial. *J Urol.* 2023;209(2):374-83.
67. Chan KF, Vassar GJ, Pfefer TJ, Teichman JM, Glickman RD, Weintraub ST, et al. Holmium:YAG laser lithotripsy: A dominant photothermal ablative mechanism with chemical decomposition of urinary calculi. *Lasers Surg Med.* 1999;25(1):22-37.
68. Dau JJ, Hall TL, Matzger AJ, Louters MM, Khajeh NR, Ghani KR, et al. Laser Heating of Fluid With and Without Stone Ablation: In Vitro Assessment. *J Endourol.* 2022;36(12):1607-12.
69. Peteinaris A, Tsaturyan A, Bravou V, Tatanis V, Faria-Costa G, Pagonis K, et al. High-power laser lithotripsy - do we treat or harm? Histological evaluation of temperature effects in an in vivo study with thulium fiber laser. *Cent European J Urol.* 2023;76(1):44-8.
70. Sapareto SA, Dewey WC. Thermal dose determination in cancer therapy. *Int J Radiat Oncol Biol Phys.* 1984;10(6):787-800.
71. Yarmolenko PS, Moon EJ, Landon C, Manzoor A, Hochman DW, Viglianti BL, et al. Thresholds for thermal damage to normal tissues: an update. *Int J Hyperthermia.* 2011;27(4):320-43.
72. Wang XK, Jiang ZQ, Tan J, Yin GM, Huang K. Thermal effect of holmium laser lithotripsy under ureteroscopy. *Chin Med J (Engl).* 2019;132(16):2004-7.
73. Falagario UG, Calò B, Auciello M, Carrieri G, Cormio L. Advanced ureteroscopic techniques for the management of kidney stones. *Curr Opin Urol.* 2021;31(1):58-65.
74. Jeong JY, Cho KS, Jun DY, Moon YJ, Kang DH, Jung HD, et al. Impact of Preoperative Ureteral Stenting in Retrograde Intrarenal Surgery for Urolithiasis. *Medicina (Kaunas).* 2023;59(4).
75. Bai PD, Wang T, Huang HC, Wu Z, Wang XG, Qin JX, et al. Effect of Preoperative Double-J Ureteral Stenting before Flexible Ureterorenoscopy on Stone-free Rates and Complications. *Curr Med Sci.* 2021;41(1):140-4.

76. Fahmy O, Shsm H, Lee C, Khairul-Asri MG. Impact of Preoperative Stenting on the Outcome of Flexible Ureterorenoscopy for Upper Urinary Tract Urolithiasis: A Systematic Review and Meta-Analysis. *Urol Int.* 2022;106(7):679-87.
77. Law YXT, Teoh JYC, Castellani D, Lim EJ, Chan EOT, Wroclawski M, et al. Role of pre-operative ureteral stent on outcomes of retrograde intra-renal surgery (RIRS): systematic review and meta-analysis of 3831 patients and comparison of Asian and non-Asian cohorts. *World J Urol.* 2022;40(6):1377-89.
78. Yuk HD, Park J, Cho SY, Sung LH, Jeong CW. The effect of preoperative ureteral stenting in retrograde Intrarenal surgery: a multicenter, propensity score-matched study. *BMC Urol.* 2020;20(1):147.
79. Jung H, Osther PJ. Intraluminal pressure profiles during flexible ureterorenoscopy. *Springerplus.* 2015;4:373.
80. Schwalb DM, Eshghi M, Davidian M, Franco I. Morphological and physiological changes in the urinary tract associated with ureteral dilation and ureteropyeloscopy: an experimental study. *J Urol.* 1993;149(6):1576-85.
81. De Coninck V, Keller EX, Rodríguez-Monsalve M, Audouin M, Doizi S, Traxer O. Systematic review of ureteral access sheaths: facts and myths. *BJU Int.* 2018;122(6):959-69.
82. Adamou C, Farsari E, Ntasiotis P, Vagionis A, Gerakaris A, Gkialas K, et al. Is the use of a ureteral access sheath necessary for maintaining safe irrigation temperatures during flexible ureteroscopy when a high power Holmium: YAG laser is used? Clues from an in-vivo experimental study. *European Urology Open Science.* 2020;19:e30.
83. Hein S, Petzold R, Schoenthaler M, Wetterauer U, Miernik A. Thermal effects of Ho: YAG laser lithotripsy: real-time evaluation in an in vitro model. *World J Urol.* 2018;36(9):1469-75.
84. Louters MM, Dau JJ, Hall TL, Ghani KR, Roberts WW. Laser operator duty cycle effect on temperature and thermal dose: in-vitro study. *World J Urol.* 2022;40(6):1575-80.
85. Wollin DA, Carlos EC, Tom WR, Simmons WN, Preminger GM, Lipkin ME. Effect of Laser Settings and Irrigation Rates on Ureteral Temperature During Holmium Laser Lithotripsy, an In Vitro Model. *J Endourol.* 2018;32(1):59-63.
86. Zeng G, Traxer O, Zhong W, Osther P, Pearle MS, Preminger GM, et al. International Alliance of Urolithiasis guideline on retrograde intrarenal surgery. *BJU Int.* 2023;131(2):153-64.
87. Morgan KL, Jiang P, Peta A, Ayad M, Bhatt R, Brevik A, et al. MP32-07 THERMAL EFFECTS OF THE SUPER-PULSE THULIUM FIBER LASER DURING URETERAL STONE LASER LITHOTRIPSY: AN IN-VIVO PORCINE STUDY. *The Journal of Urology.* 2022;207(Supplement 5):e534.
88. Rice P, Somani BK, Nagele U, Herrmann TRW, Tokas T. Generated temperatures and thermal laser damage during upper tract endourological procedures using the holmium: yttrium-aluminum-garnet (Ho:YAG) laser: a systematic review of experimental studies. *World J Urol.* 2022;40(8):1981-92.

89. Panthier F, Pauchard F, Traxer O. Retrograde intra renal surgery and safety: pressure and temperature. A systematic review. *Curr Opin Urol.* 2023;33(4):308-17.
90. Tokas T, Rice P, Seitz C, Gauhar V, Somani B. Temperature change during laser upper-tract endourological procedures: current evidence and future perspective. *Curr Opin Urol.* 2023;33(2):108-15.
91. Dau JJ, Rezakahn Khajeh N, Hall TL, Roberts WW. Chilled Irrigation for Control of Temperature Elevation During Ureteroscopic Laser Lithotripsy: In Vivo Porcine Model. *J Endourol.* 2022;36(3):403-9.
92. Tonyali S, von Barga MF, Ozkan A, Gratzke C, Miernik A. The heat is on: the impact of excessive temperature increments on complications of laser treatment for ureteral and renal stones. *World J Urol.* 2023;41(12):3853-65.
93. Peteinari A, Tsaturyan A, Pantazis L, Farsari E, Ballesta Martinez B, Pagonis K, et al. Factors Affecting the Irrigation Fluid Temperature During Laser Lithotripsy: In Vitro Experimental Study. *Urology.* 2022;170:53-9.
94. Croghan SM, Cunnane EM, O'Meara S, Muheilan M, Cunnane CV, Patterson K, et al. In vivo ureteroscopic intrarenal pressures and clinical outcomes: a multi-institutional analysis of 120 consecutive patients. *BJU Int.* 2023;132(5):531-40.
95. Pietropaolo A, Mani M, Hughes T, Somani BK. Role of low- versus high-power laser in the treatment of lower pole stones: prospective non-randomized outcomes from a university teaching hospital. *Ther Adv Urol.* 2022;14:17562872221097345.
96. Tonyali S, Haberal HB, Esperto F, Hamid Z, Tzelvels L, Pietropaolo A, et al. The Prime Time for Flexible Ureteroscopy for Large Renal Stones Is Coming: Is Percutaneous Nephrolithotomy No Longer Needed? *Urol Res Pract.* 2023;49(5):280-4.
97. Bhojani N, Koo KC, Bensaadi K, Halawani A, Wong VK, Chew BH. Retrospective first-in-human use of the LithoVue™ Elite ureteroscope to measure intrarenal pressure. *BJU Int.* 2023;132(6):678-85.

8. EKLER

Ek 1. Etik Kurul Onayı



T.C.
ONDOKUZ MAYIS ÜNİVERSİTESİ
KLİNİK ARAŞTIRMALAR ETİK KURULU

Sayı: B.30.2.ODM.0.20.08/36

15.02.2023

Sayın Prof.Dr.Yakup Bostancı

Etik Kurulumuza sunmuş olduğunuz Böbrek Taşlarının Retrograd İntrarenal Cerrahi Yolla Holmium Yag Lazer İle Tedavisinde İntrarenal Sıcaklık Değişikliklerinin Monitörize Edilmesi Ve Klinik Yansımalarının Araştırılması başlıklı OMÜ KAEK 2023/13 Karar nolu nitelikli araştırma projeniz amaç, gerekçe, yaklaşım ve yöntemle ilgili açıklamaları açısından Klinik Araştırmalar Etik Kurulu yönergesine göre incelenmiş ve etik açıdan bir sakınca olmadığına, çalışmanın süresi 6 ayı geçerse 6 aylık bildirimlerinin yapılmasına, çalışma tamamlandıktan sonra sonucunun tarafımıza en geç üç(3) ay içerisinde bildirilmesine 25.01.2023 tarihli Etik kurulumuzda oy birliği ile karar verilmiştir

Bilgilerinize arz/rica ederim.



Ek 2. Kurum İzni



T.C.
ONDOKUZ MAYIS ÜNİVERSİTESİ
Sağlık Uygulama ve Araştırma Merkezi

Sayı : E-15374210-757.01-401180
Konu : Çalışma İzni

Sn.Araş.Gör.Dr.Ertuğrul KÖSE

"Böbrek Taşlarının Retrograd İntrarenal Cerrahi Yolla Holmium YAG Lazer ile Tedavisinde İntrarenal Sıcaklık Değişikliklerinin Monitörize Edilmesi ve Klinik Yansımalarının Araştırılması" konulu tez çalışmanızın Etik Kurul izni alınarak tarafımıza bildirilmesinin ardından hastanemizde yürütülmesi Merkez Müdürlüğümüzce uygun görülmüştür. Bilgilerinize rica ederim.

Prof. Dr. Hızır Ufuk AKDEMİR
Merkez Müdür Yardımcısı

Bu belge, güvenli elektronik imza ile imzalanmıştır.

Belge Doğrulama Kodu : DD07-2EP3-0K6G Belge Doğrulama Adresi : <https://www.turkiye.gov.tr/ondokuz-mayis-universitesi-ebys>

Adres: Ondokuz Mayıs Üniversitesi 55139 Kurupelit / SAMSUN

Telefon No : 0362 312 19 19

e-Posta :

Fax No : (362) 457 60 29

İnternet Adresi : <http://www.omu.edu.tr/>

Bilgi İçin :Meral TULUM

Veri Giriş Personeli

Telefon No:2327



Ek 3. Tez İntihal Raporu

ORJİNALLİK RAPORU

%2

BENZERLİK ENDEKSİ

%2

İNTERNET KAYNAKLARI

%0

YAYINLAR

%

ÖĞRENCİ ÖDEVLERİ

BİRİNCİL KAYNAKLAR

1

www.uro-pedia.com

İnternet Kaynağı

%1

2

acikbilim.yok.gov.tr

İnternet Kaynağı

<%1

3

dergipark.org.tr

İnternet Kaynağı

<%1

4

onderyaman.com

İnternet Kaynağı

<%1

5

Shinnosuke Kuroda, Takashi Kawahara, Junichi Teranishi, Taku Mochizuki, Hiroki Ito, Hiroji Uemura. "A case of allograft ureteral stone successfully treated with antegrade ureteroscopic lithotripsy: use of a 3D-printed model to determine the ideal approach", Urolithiasis, 2019

Yayın

<%1

6

acikerisim.dicle.edu.tr

İnternet Kaynağı

<%1

7

foodstudiesjournal.com

İnternet Kaynağı

<%1

8

retinavitreus.dergisi.org

İnternet Kaynağı

<%1

9

9lib.net

İnternet Kaynağı

<%1

10

dspace.marmara.edu.tr

İnternet Kaynağı

<%1