



Laparoskopik Cerrahide Hemostaz Amaçlı Kullanılan Enerji Kaynakları

Yılmaz Aslan¹, Melih Balcı¹, Altuğ Tuncel¹, Ali Atan²

¹Sağlık Bakanlığı Ankara Numune Eğitim ve Araştırma Hastanesi, Üroloji Kliniği, Ankara

²Gazi Üniversitesi, Tıp Fakültesi, Üroloji Anabilim Dalı, Ankara

Giriş

Laparoskopik cerrahi, teknoloji bağımlıdır ve teknolojideki gelişmelere paralel olarak ürolojide kendine daha çok yer bulmuştur. Kanama laparoskopik cerrahinin sık rastlanılan komplikasyonlarından biridir (1,2). Genelde açık cerrahiye geçişin en sık nedeni vasküler yaralanmalara bağlı kanamalar. Literatürde açık cerrahiye geçiş oranı %1.6-10.3 arasında değişmekte ve bunların yaklaşık yarısının kanama nedeniyle olduğu bildirilmektedir (1-3).

Açık cerrahiye geçme olasılığını belirleyen temel faktörler; hastaya ait özellikler, cerrahi işlemin zorluk derecesi ve cerrahin tecrübesidir (1,3,4). İki boyutlu görüntü-üç boyutlu algı nedeniyle derinlik kaybı, taktik his yokluğu laparoskopik cerrahiye zor kılan önemli unsurlardır. Bu özellikleri nedeni ile laparoskopik cerrahi deneyim gerektirir aksi takdirde fizyolojik ve cerrahi komplikasyonlar kaçınılmazdır (5). Bu tür istenmeyen olaylardan kaçınmak için uygun hasta seçimi ve preoperatif değerlendirme çok önemlidir.

Laparoskopik cerrahi sırasında kanama; trokar/veress iğnesi girişinden trokar çıkışına kadar herhangi bir aşamada olabilir (6). En sık kanama nedeni yanlış anatomik diseksiyon planıdır ve kanamalar sıklıkla venöz kanama şeklindedir. Kanamayı kolaylaştıran faktörler arasında geçirilmiş cerrahi girişim, komplike girişimler, Amerikan Anestezistler Derneği (ASA) sokrunun yüksek olması, yüksek Vücut Kitle İndeksi (VKİ) ve cerrahin deneyimi sayılabilir (4,7). Ne yazık ki; kanama olduktan sonraki işlemler açık cerrahideki kadar etkin değildir. İşlem sırasında Veress iğnesinden ya da trokardan kan gelmesi, direkt kanama alanının görülmesi, abdominal duvar veya visseral organlarda hematoma gözlenmesi, peroperatif hemodinamik bulgular, postoperatif dönemde karın ağrısı, distansiyon, bulantı, taşikardi ve hemoglobinde düşme kanamayı düşündürecek durumlar olarak akıldaki tutulmalıdır.

Laparoskopik işlemler sırasında laparoskopik kamerasının buğu, sıvı ya da kan ile kirlenmesi, hemorajik alanın ışık absorpsiyonu, enerji kaynağından çıkan duman nedeniyle sık trokar açılması ve kanamanın aspirasyonu sonucu pnömoperitoneum kaybı nedeniyle kanama ciddiyeti yanlış algılanabilir ve doğru anatomik planlar kaybolabilir. Sonuçta cerrahin stresi artar ve hayatı tehdit edebilen kan kayıpları ile karşılaşılır. Bu aşamada deneyim, cerrahin hızlı

ve doğru karar vermesi için gereklidir. Kanama ciddiyetinin doğru değerlendirilmesi, cerrahin işlemi laparoskopik olarak tamamlama kabiliyeti ve nerede duracağını bilmesi cerrahi tekniğin sonucunu belirler.

Hemostaz; damar duvarında zedelenme meydana geldiği zaman, kan akımının engellenmeden kanamanın durdurulması ve damar bütünlüğünün sağlanması için gereken fizyolojik bir süreçtir. Bir damar zedelendiği ya da yırtıldığında çeşitli mekanizmalarla hemostaz sağlanır. Bu mekanizmalar; damar spazmı, trombosit tıkaçının oluşumu, kanın koagülasyonu sonucu kan pıhtısının oluşumu ve fibrin dokunun pıhtı içine doğru büyümesidir (8). Bu tanım damar endoteli, kan elemanları ve pıhtılaşma faktörlerini içeren fizyolojik süreci tanımlamaktadır. Laparoskopik cerrahide damar bütünlüğünün bilerek ya da bilmeyerek kaybolduğu durumlardaki kanama kontrolü için damar kapama cihazları ve/veya enerji kaynaklarının kullanımı zorunlu olabilir. Bu amaçla kullanılan hemostaz yöntemleri dört ana başlıkta toplanabilir. Bu derlemede ilk iki başlıktaki yöntemler üzerinde durulacaktır.

1. Fiziksel yöntemler

- ☐ Kompresyon
- ☐ Klip
 - Titanium
 - Polimer Hem-o-loc (Weck Closure Systems, Research Triangle Park, NC, USA)
- ☐ Sütür
 - İntra korporeal sütür
 - Extra korporeal sütür
- ☐ Vasküler Stapler
 - EndoGIA (Covidien, Mansfield, MA)
 - Echelon (EthiconEndo-surgery; Johnson & Johnson, Cincinnati, OH, USA)

2. Termal yöntemler

- ☐ Koter
 - Monopolar koter
 - Bipolar koter
- ☐ İleri bipolar teknolojiler
 - Ligasure™ (Covidien, Boulder, CO, USA)
 - Plazmakinetik™ (Gryus Medical Ltd, Minneapolis, MN, USA)
 - En-Seal® (Ethicon Endo-Surgery, Inc, Cincinnati,

OH, USA)

□ Ultrasonik

- Harmonic Scalpel® (Ultracision, Ethicon Endo Surgery Inc., Cincinnati, OH, USA)

□ Yeni enerji kaynakları

- Tunderbeat® (Olympus Medical Systems Corp., Tokyo, Japan)
- BiCision® (ERBE Elektromedizin Tübingen, Germany)
- Thermal Welding™ (MiSeal™)(Starion, Sunnyvale, CA, USA)

3. Diğerleri

- Argon beam
- Radyofrekans
- Lazer

4. Doku yapıştırıcıları

Kompresyon

Kanamaya ilk müdahale batın içindeki en uygun alet ile kompresyon olmalıdır. Aspirasyon, fındık tampon, endodisektör ile kanayan damarı yakalamak, intraabdominal basıncı arttırmak (20 mmHg) ve dorsal venöz kanamalarda üretral balon traksiyonu kanamayı kontrol etmek için kullanılabilir. Amaç kanamayı kontrol altına almak ve/veya en uygun yaklaşım için zaman kazanmaktır.

Titanyum Klipler

Standart U şekilli hemostatik kliplerdir. Titanyum olanlar kolay kullanımı ve manyetize olmaması nedeniyle tercih edilmektedir. 5-10 mm disposable ve reusable modelleri vardır. Ligamax™ (Ethicon Endo-Surgery, Inc, Cincinnati, OH, USA) gibi çoklu klip atıcılar daha kolay kullanıma sahiptir. Titanyum klipler arteriyel pulsasyon veya manipulasyonlar sırasında kontrol ettikleri vasküler yapılardan çıkabilir. Güvenlik amaçlı birden fazla kullanılması önerilmektedir. Üç mm'den büyük damarları kapamada dikkatli olunmalıdır.

Polimer klipler (Hem-o-lock)

Hem-o-lock® kliplerin kilit mekanizması klibin kaymasını önler (Resim 1). Emilme özellikleri yoktur. Her biri için ayrı klip atıcı el aletinin gerekli olduğu 5, 10, 15 mm boyutları vardır. On altı mm'ye kadar damarları kapamada

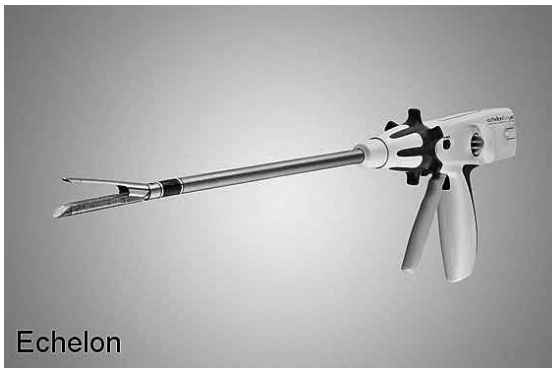
hızlı ve ekonomik kontrol sağlar. Güvenli damar kapamanın gerektiği radikal/döner nefrektomi, adrenalektomi gibi olgularda kullanışlıdır. Klip kaymasını önlemek için damar çevre dokulardan iyi serbestlenmelidir ve araya başka yumuşak doku girmemesine dikkat edilmelidir. Literatürde Hem-o-lock® klip kaymasına bağlı ölüm bildirilmiştir (9). Uygun yerleştirilmediğinde (90 derece dışında oblik açıda veya damar cuff uzunluğu < 1mm) damar duvarında yırtılmalara neden olabilir (10,11). Bu durumda klibi çıkarmak için özel klip aplikatörlerine ihtiyaç duyulur. Hem-o-lock® klipler damar kontrolü dışında laparoskopik parsiyel nefrektomide, parankim kanamalarının kontrolü sırasında intrakorporeal sütür ile kombine edilebilir. Bu şekilde sütürün gerilme sırasında dokuyu kesmesi önlenir.

Sütür

Ürolojik laparoskopik cerrahide sütür gerektiren ameliyat sayısı azdır ve sütür gerektiren rekonstrüktif uygulamalarda genellikle ameliyat süresi uzamakta ve cerrah yorgunluğu artmaktadır. Sütür laparoskopik cerrahinin teknik beceri gerektiren aşamalarından biridir ve uzun öğrenme eğrisine sahiptir. Temel olarak intrakorporeal ve ekstrakorporeal teknikler vardır. İntrakorporeal teknikte farklı yöntemlerle önceden hazırlanan düğüm, düğüm iticilerle dokuya iletir. Ancak doku gerginlik hissi iyi alınamadığı için bu yöntemde dokular daha kolay yırtılabilir. "Pretied" looplar



Resim 1: Hem-o-lock klip



Echelon



EndoGIA

Resim 2: Echelon ve Endo GIA stapler

sıklıkla apendektomi, kolesistektomi gibi olgularda kullanılmaktadır. Extrakorporeal sütürlerin ürolojide kullanımı daha nadirdir.

Ürolojide intrakorporeal teknik sıklıkla laparoskopik parsiyel nefrektomi, pyeloplasti, dorsal ven kontrolü, veziköüretal anastomoz gibi aşamalarda kullanılmaktadır. Yine klip yada koterin yetersiz olduğu stapler hattındaki kanamalar içinde kullanılabilir (12). Yakın zamanda V-Loc 180® (Covidien Healthcare, Mansfield, MA, USA) isimli sütür kullanıma sunulmuştur. Bu sütürün sonunda hazır bir düğüm vardır. İplik üzerindeki ince dikenler sütürün kaymasını önler. Sıklıkla laparoskopik radikal prostatektomide veziköüretal anastomoz ile posterior rekonstrüksiyon sırasında ve laparoskopik parsiyel nefrektomide parankimal kanamanın kontrolü sırasında tercih edilmektedir. Bu sütür tekniğinin anastomoz güvenliğini artırdığı ve operasyon süresini azalttığı belirtilmektedir (13-15).

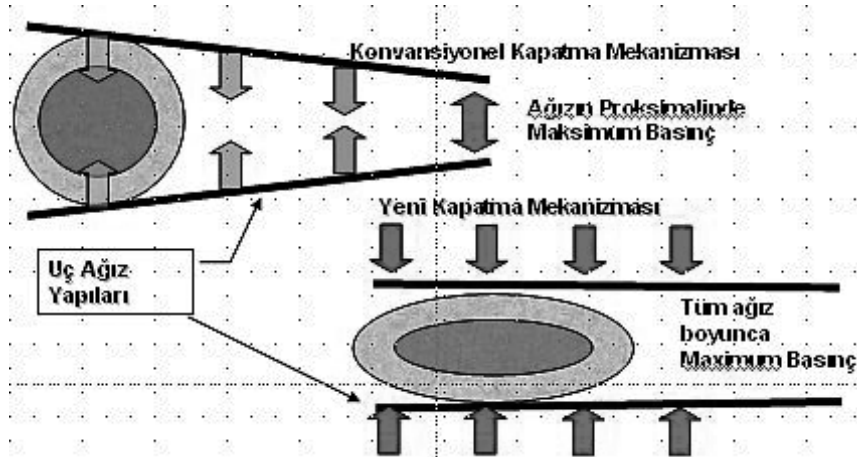
Stapler

Vasküler Endo-Stapler'lerin farklı çap (2,5-3,5 mm) ve uzunlukta (30, 45, 60 mm), düz ve bükülebilir modelleri vardır. Kolay kullanım, eş zamanlı kesme ve kapama sağlaması gibi avantajları yanında 12 mm'lik trokar gerektirmesi ve yüksek maliyet dezavantajları vardır. Ortalama sistolik basıncı yaklaşık 3 kat (>301 mmHg) daha fazla bir kapama basıncı sağlar (16). Chan ve arkadaşları 565 olguluk bir seride

%1.7 oranında stapler hatasına bağlı kanama bildirmişlerdir (17). Echelon ve Endo GIA stapler gibi cihazların bükülebilir ve düz modelleri vardır (Resim 2). Bu cihazlar bacakları arasında basıncı eşit dağıtarak tam kapama sağlayan "tissue gap control" sistemine sahiptir (Resim 3). Kullanım sırasında 15 saniyelik sıkıştırma ile kalın dokunun, zımbalama için uygun bir kalınlığa kadar sıkıştırılması önerilmektedir. Doku kalınlığı ve uzunluğuna göre uygun stapler seçimi ve stapler uygulama tekniği çok önemlidir. Dokuya göre çok kısa ve çok uzun stapler kullanılması veya ateşleme hattına klip girmesi stapler kapama mekanizmasını bozacak ve kanamalara neden olacaktır. İki-2.5 mm yüksekliğindeki kartuşa sahip stapler cihazları birçok büyük damarlarda mükemmel hemostaz sağlamaktadır.

Elektrocerrahi

Bu amaçla kullanılan monopolar ve bipolar enerji olmak üzere temelde iki sistem vardır. Açık cerrahiden bildiğimiz ve kullandığımız monopolar enerji sisteminde, akım küçük elektrottan hastaya sonra topraklanan geniş elektrota geçer. Hasta devreyi tamamlamakla zorunludur. Yüksek frekanslı elektrik enerjisiyle kesme ve koagülasyon sağlanabilmektedir. Birçok laparoskopik cerrahi ekipmanın monopolar bağlantısı vardır. Akım düşük tutulmalı ve tek-kullanımlık aletlerin tekrar kullanımında yalıtımı kontrol edilmelidir. Bu aletlerin yalıtım problemi enerjinin istenmeyen alanlara



Resim 3: Tissue gap control



Resim 4: EnSeal®, LigaSure™ ve PlasmaKinetic™

yayılmasına neden olur, bu termal hasar bazen cerrahi sırasında fark edilmez ve nekrotik doku geç dönemde kanama ya da perforasyon olarak karşımıza çıkar.

Bipolar enerjide voltaj, uçları birbirine yakın iki elektrot arasından uygulanır. Yüksek frekanslı elektrik akımı bir elektrottan diğerine aradaki dokudan geçerek ilerler. Bipolar sistemlerde enerjiye bağlı riskler daha azdır. Ancak geleneksel bipolar teknolojilerin kesme özelliği yoktur, doku yüzeyi için kullanılamaz ve büyük damarlarda yetersizdir.

İleri Bipolar Mühürleme Sistemleri

EnSeal®, LigaSure™ ve PlasmaKinetic™ hızlı, etkin koagülasyon ve kapama yapan bipolar cihazlardır (Resim 4).

LigaSure uygulaması ile damar duvarındaki kollajen ve elastin lifler denatüre olmakta kapama basıncı etkisi ile damar mühürlenmektedir. Ligasure ve EnSeal 7 mm'ye kadar arter kapamada FDA onayı vardır ve ortalama sistolik basınçtan yaklaşık 2-3 kat (>300 mmHg) daha yüksek kapama basıncı sağlarlar (18). Termal enerji yayılımı monopolar enerjiye göre çok daha azdır. İleri bipolar mühürleme cihazlarında damar çapı arttıkça termal enerji yayılımı artar. 2-3 mm damar için 1.5 mm iken 6-7 mm damar için 3 mm'dir (19).

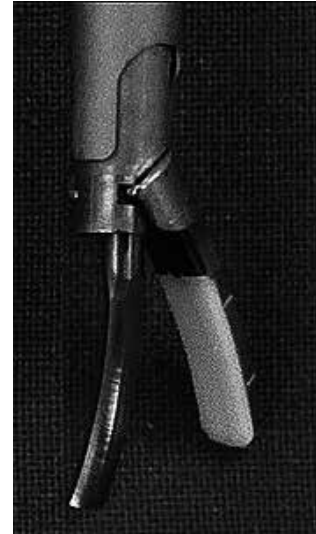
Ultrasonic Cihazlar

Ultrasonic Harmonic Scalpel® elektrik enerjisini mekanik enerjiye çevirerek kesme ve koagülasyon sağlar (Resim 5). Cihazın ucundaki piezoelektrik kristal elektrik enerjisinin etkisiyle 55.000 Hz frekansında vibrasyon yapmakta ve bu mekanik enerji; hidrojen bağlarında denatürasyon, hücre rüptürü ve koagulum formasyonu sağlamaktadır. Harmonic Synergy'nin 3 mm'ye kadar damarlarda FDA onayı vardır. Maksimum doku ısısı elektrokoterde 200-300°C iken ultrasonic kesme işleminde bu ısı 60-100°C'ye ulaşmaktadır.

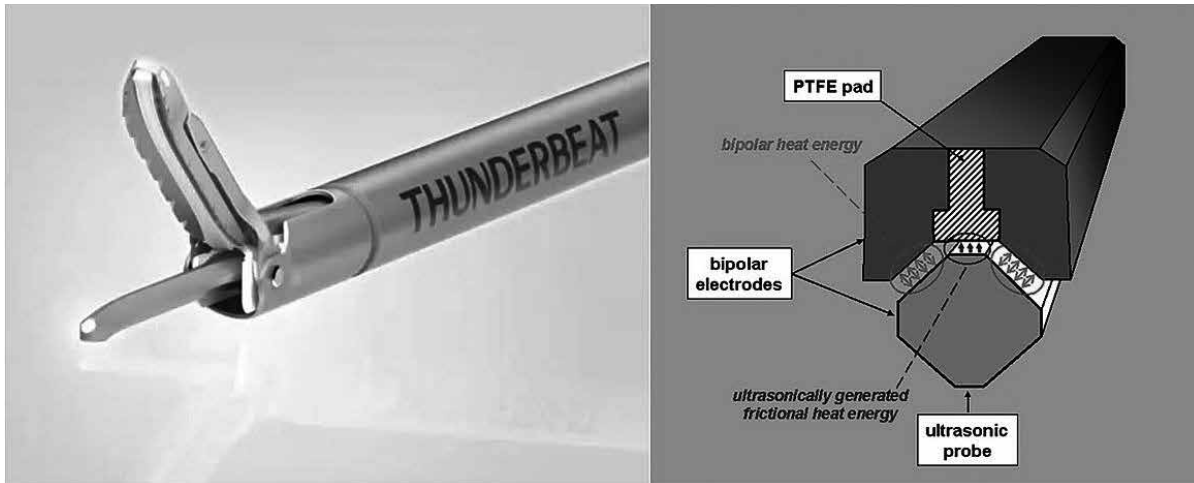
Monopolar elektrokoagülasyon, Bipolar elektrokoagülasyon, LigaSure ve Ultrasonic enerji kaynaklarını karşılaştıran bir çalışmada 16 tavşan gastrik damarı farklı enerji kaynakları ile kesilmiş ve 3., 7., 14. ve 21. günlerde doku örnekleri incelemeye alınmıştır. LigaSure ve Ultrasonic enerjilerde komplikasyon olmadan tam hemostaz sağlanmıştır. LigaSure en az termal enerji yayılımı ve hızlı iyileşme ile

ilişkili bulunmuştur. İlk uygulamadaki başarısızlık oranları Monopolar enerji için %25, Bipolar enerji için %30, LigaSure ve Ultrasonic enerjiler için sırasıyla %0 ve %6 olarak bulunmuştur. Termal hasar ve operasyon bölgesinde adezyon oluşumu monopolar enerjide en fazla bulunurken bipolar enerjide daha az, ligasure ve ultrasonic enerjide ise minimal olarak tespit edilmiştir (20).

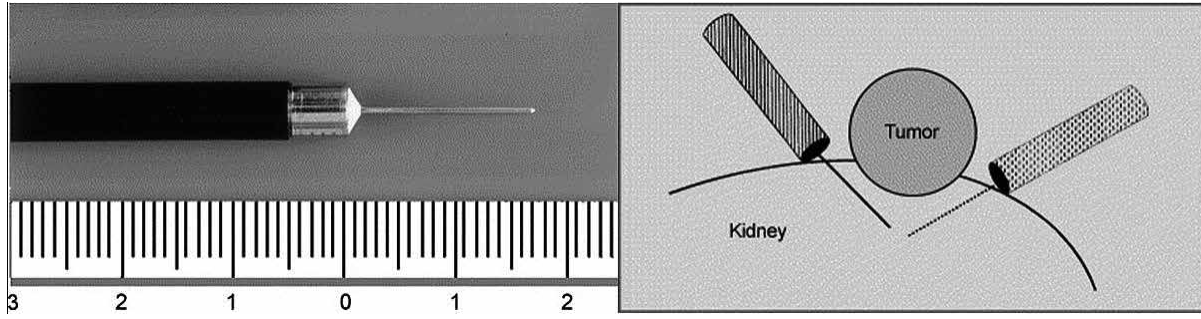
Termal yayılımı kullanılan cihaza, kurulum ayarlarına ve uygulama süresine göre değişkenlik göstermektedir. Termal yayılımın değerlendirildiği başka bir çalışmada Monopolar enerjinin sırası ile Harmonic 3, Harmonic 5 ve LigaSure™'dan daha fazla termal yayılım meydana getirdiği tespit edilmiştir (sırasıyla 215.79 µm, 90.42 µm, 127.48 µm ve 144.18 µm) (21). Bir çalışmada Laparoskopik Gyrus 5 mm'lik PKS Cutting Forceps (PK), Gyrus Plazma Trisektör (GP), Harmonic Scalpel (HS), EnSeal (RX), LigaSure damar mühürleme jeneratörlü LigaSure V (LS), Force Triad Jeneratörlü LigaSure V (FT) ve Ligamax 5 Endoskopik Çoklu Klip Uygulayıcı (LM) cihazları kapama basınçları, mühürleme süresi ve başarısızlık oranları açısından karşılaştırılmıştır. Ortalama kapama basınçları arasında 2-3 mm'lik ve 6-7 mm'lik damarlar arasında anlamlı farklılık bulunmamıştır.



Resim 5: Ultracision Harmonic Scalpel®



Resim 6: Thunderbeat®



Resim 7: Mikrodalga Doku Kuagulatörü ve kullanım şekli

En yüksek kapama basınçları RX, LS ve FT ile elde edilmiştir. GP 2-3 mm'lik damarlar için FT ise küçük ve orta boy damarlarda en kısa mühürleme süresine sahip bulunmuştur. Tüm damar boyları için en yüksek başarısızlık oranı GP için bildirilmiştir. 4-5mm'lik damarlar için başarısızlık oranları; GP için %48, PK için %41, HS için %22 olarak bulunmuştur. 6-7 mm'lik damarlarda başarısızlık oranları; GP için %92, PK için %41, HS için %8 olarak bulunmuştur. LM ve FT'de başarısızlık görülmemiştir (22).

Yeni enerji kaynakları

Thunderbeat®, entegre bipolar ve ultrasonic enerji sistemidir (Resim 6). 5-7 mm damarlarda hızlı diseksiyon ve yüksek kapama basıncı ile etkin görünmektedir. 7 mm ve altındaki damarlarda FDA onayı vardır. Domuz modelinde Thunderbeat®'in Harmonik ACE®, LigaSure VTM ve EnSeal® cihazları ile güvenilirlik, etkinlik ve çok yönlülük açısından karşılaştırıldığı çalışmada; Thunderbeat®'in diğer üç cihaza kıyasla daha yüksek çok yönlülük skoruna, daha kısa diseksiyon süresine, benzer kapama basınçlarına ve kabul edilebilir termal yayılımına sahip olduğu bulunmuştur (23).

BiCision®, yeni nesil kesme ve mühürleme yapan bir sistemdir. Mühürleme ve kesme işlevlerinin etkinlik ve kalitesi Harmonic Scalpel®'a benzer bulunmuştur (24). EnSeal® ile karşılaştırıldığı bir çalışmada, arter ve ven kapama basınçları EnSeal®'den daha yüksek bulunmuştur ve 7 mm'ye kadar damar mühürlemede en az EnSeal® kadar etkili ve güvenli bulunmuştur (25).

Thermal Welding™, bipolar veya monopolar enerji akımı olmaksızın direk termal enerjinin kullanılması esasına dayanan, mühürleme ve kesme sağlayan bir sistemdir.

Radiofrekans (TissueLink™)

Monopolar radyofrekans enerjisi ile 460-500 kHz aralığında alternatif yüksek frekanslı akım üreterek doku yıkımı sağlanmaktadır. Nefron koruyucu cerrahide yeterli hemostaz sağlamasına rağmen sağlıklı dokuda ciddi hasarlara neden olabilmektedir (26,27). Damarlar koagüle olur ve sonrasında iskemik alandaki parankimal doku kansız şekilde rezeke edilir (28).

Lazer Enerjisi

Lazer enerjisi dokuya özel dalga boylarındaki ışık enerjisiyle etkilerini gösterir. Ancak laparoskopik cerrahide alternatif yöntemlerin çokluğu ve kabiliyeti nedeniyle kendine

çok yer bulamamıştır. Laparoskopik cerrahide kullanılan lazer enerji çeşitleri ve dezavantajları şu şekilde özetlenebilir.

- Holmiyum lazer : Vaporizasyon ve sıvı sıçraması görüntüyü bozmaktadır.
- Diode lazer : Kanserli ortam gereklidir, hemostaz sağlama kusuru vardır.
- KTP lazer : Yoğun duman görüntüyü bozmaktadır.
- Argon Beam Kuagulatör; Monopolar elektrokoter akımı üzerinden iyonize

argon gazı püskürtülerek az miktarda duman ile yüzey koagülasyonu sağlanmaktadır. Argon gazının yüksek hızda verilmesi intraabdominal basıncı arttırmaktadır. Bu durum Argon gazının laparoskopideki kullanımı kısıtlanmaktadır. Dahası Argon beam kuagulatör diseksiyon ve/veya büyük damar kontrolü sağlamamaktadır ve kullanıma bağlı gaz embolisi bildirilmiştir (29).

Mikrodalga Doku Kuagulatörü;

Monopolar iğne aplikatör aracılığıyla 2450 MHz dalga boyu ve 150 W güçte mikrodalga enerjisi sağlanmaktadır. Ancak 30-90 saniye gibi uygulama süresi vardır. Özellikle küçük renal kitlelerde uygun bir teknik olarak göze çarpmaktadır (30). (Resim 7)

Sonuç

Unutulmamalıdır ki, titiz diseksiyon ve anatomik planların tanımlanması laparoskopinin en önemli kuralıdır. Ancak bunun yanında yukarıda detaylandırılan cihazların, zorunlu olmasa da operasyon sırasında kullanılması, kanamasız diseksiyon planları yaratarak cerrahın işini kolaylaştırabilir.

Kaynaklar

1. Rassweiler J, Fornara P, Weber M, Janetschek G, Fahlenkamp D, Henkel T, et al. Laparoscopic nephrectomy: the experience of the laparoscopy working group of the German Urologic Association. J Urol 1998;160:18-21.
2. Simon SD, Castle EP, Ferrigni RG, Lamm DL, Swanson SK, Novicki DE, et al. Complications of laparoscopic nephrectomy: The Mayo clinic experience. J Urol 2004;171:1447-50.
3. Richstone L, Seideman C, Baldinger L, Permpongkosol S, Jarrett TW, Su LM, et al. Conversion during laparoscopic surgery: frequency, indications and risk factors. J Urol

- 2008;180:855-9.
4. Rowley MW, Wolf JS Jr. Risk factors for conversion to hand assisted laparoscopy or open surgery during laparoscopic renal surgery. *J Urol* 2011;185:940-4.
 5. Permpongkosol S, Link RE, Su LM, Romero FR, Bagga HS, Pavlovich CP, et al. Complications of 2,775 urological laparoscopic procedures: 1993 to 2005. *J Urol* 2007;177:580-5.
 6. Hashizume M, Sugimachi K. Needle and trocar injury during laparoscopic surgery in Japan. *Surg Endosc* 1997;11:1198-201.
 7. Siqueira TM Jr, Kuo RL, Gardner TA, Paterson RF, Stevens LH, Lingeman JE. Major complications in 213 laparoscopic nephrectomy cases: the Indianapolis experience. *J Urol* 2002;168:1361-5.
 8. Kumar V, Cotran RS, Robbins SL. (6th ed.) Kumar V, Cotran RS, Robbins SL editor. Basic pathology. Philadelphia: Saunders; 1997;p. 65-7
 9. Dekel Y, Mor E. Hem-o-lok clip dislodgment causing death of the donor after laparoscopic living donor nephrectomy. *Transplantation* 2008 27;86:887.
 10. Sooriakumaran P, Kommu SS, Cooke J, Gordon S, Brown C, Eddy B, et al. Evaluation of a commercial vascular clip: risk factors and predictors of failure from in vitro studies. *BJU Int* 2009;103:1410-2.
 11. Jellison FC, Baldwin DD, Berger KA, Maynes LJ, Desai PJ. Comparison of nonabsorbable polymer ligating and standard titanium clips with and without a vascular cuff. *J Endourol* 2005;19:889-93.
 12. Aslan Y, Atan A. Laparoskopik Giriş ve Sütür Teknikleri. *Türk Urol Sem* 2010;1:134-41.
 13. Zorn KC, Trinh QD, Jeldres C, Schmitges J, Widmer H, et al. Prospective randomized trial of barbed polyglyconate suture to facilitate vesico-urethral anastomosis during robot-assisted radical prostatectomy: time reduction and cost benefit. *BJU Int* 2012;109:1526-32.
 14. Sammon J, Kim TK, Trinh QD, Bhandari A, Kaul S, Sukumar S, et al. Anastomosis during robot-assisted radical prostatectomy: randomized controlled trial comparing barbed and standard monofilament suture. *Urology* 2011;78:572-9.
 15. Erdem S, Tefik T, Mammadov A, Ural F, Oktar T, Issever H, et al. The use of self-retaining barbed suture for inner layer renorrhaphy significantly reduces warm ischemia time in laparoscopic partial nephrectomy: outcomes of a matched-pair analysis. *J Endourol* 2013;27:452-8.
 16. Hassouna HA, Manikandan R. Hemostasis in laparoscopic renal surgery. *Indian J Urol* 2012;28:3-8.
 17. Chan D, Bishoff JT, Ratner L, Kavoussi LR, Jarrett TW. Endovascular gastrointestinal stapler device malfunction during laparoscopic nephrectomy: early recognition and management. *J Urol* 2000;164:319-21.
 18. Levy B, Emery L. Randomized trial of suture versus electrosurgical bipolar vessel sealing in vaginal hysterectomy. *Obstet Gynecol* 2003;102:147-51.
 19. Goldstein SL, Harold KL, Lentzner A, Matthews BD, Kercher KW, Sing RF, et al. Comparison of thermal spread after ureteral ligation with the Laparo-Sonic ultrasonic shears and the Ligasure system. *J Laparoendosc Adv Surg Tech A* 2002;12:61-3.
 20. Diamantis T, Kontos M, Arvelakis A, Syroukis S, Koronarchis D, Papalois A, et al. Comparison of monopolar electrocoagulation, bipolar electrocoagulation, Ultracision, and Ligasure. *Surg Today* 2006;36:908-13.
 21. Družijanić N, Pogorelić Z, Perko Z, Mrklič I, Tomić S. Comparison of lateral thermal damage of the human peritoneum using monopolar diathermy, Harmonic scalpel and LigaSure. *Can J Surg* 2012;55:317-21.
 22. Newcomb WL, Hope WW, Schmelzer TM, Heath JJ, Norton HJ, Lincourt AE, et al. Comparison of blood vessel sealing among new electrosurgical and ultrasonic devices. *Surg Endosc* 2009;23:90-6.
 23. Milsom J, Trencheva K, Monette S, Pavoov R, Shukla P, Ma J, et al. Evaluation of the safety, efficacy, and versatility of a new surgical energy device (THUNDERBEAT) in comparison with Harmonic ACE, LigaSure V and EnSeal devices in a porcine model. *J Laparoendosc Adv Surg Tech A* 2012;22:378-86.
 24. Rothmund R, Szyrach M, Reda A, Enderle MD, Neugebauer A, Taran FA, et al. A prospective, randomized clinical comparison between UltraCision and the novel sealing and cutting device BiCision in patients with laparoscopic supracervical hysterectomy. *Surg Endosc* 2013;27:3852-9.
 25. Rothmund R, Kraemer B, Neis F, Brucker S, Wallwiener M, Reda A, et al. Efficacy and safety of the novel electrosurgical vessel sealing and cutting instrument Bicision®. *Surg Endosc* 2012;26:3334-43.
 26. Klingler CH, Remzi M, Marberger M, Janetschek G. Haemostasis in laparoscopy. *Eur Urol* 2006;50:948-56.
 27. Stern JA, Simon SD, Ferrigni RG, Andrews PE. TissueLink device for laparoscopic nephron-sparing surgery. *J Endourol* 2004;18:455-6.
 28. Curro G, Bartolotta M, Barbera A, Jiao L, Habib N, Navarra G. Ultrasound-guided radiofrequency-assisted segmental liver resection: a new technique. *Ann Surg* 2009;250:229-33.
 29. Shanberg AM, Zagnoev M, Clougherty TP. Tension pneumothorax caused by the argon beam coagulator during laparoscopic partial nephrectomy. *J Urol* 2002;168:2162.
 30. Nozaki T, Watanabe A, Fuse H. Laparoendoscopic Single-Site Surgery for Partial Nephrectomy Without Ischemia Using a Microwave Tissue Coagulator. *Surg Innov* 2013;20:439-43.

Yazışma Adresi:

Yılmaz Aslan,

Sağlık Bakanlığı Ankara Numune Eğitim ve Araştırma

Hastanesi, Üroloji Kliniği, 06120, Sıhhiye, Ankara

Tel : +90 532 486 22 99

Fax: +90 312 310 34 60

e-mail: urodrya@yahoo.com