

Szent István Egyetem
Állatorvos-tudományi Doktori Iskola

Új elektrosebészeti technikák vizsgálata:
Az EnSeal[®] vérér- és szövetragasztó rendszer

PhD értekezés

Dr. Dunay Miklós Pál

2011

Témavezető és témabizottsági tagok:

Dr. Németh Tibor PhD

Tanszékvezető egyetemi docens

Szent István Egyetem, Állatorvos-tudományi Kar

Sebészeti és Szemészeti Tanszék és Klinika

témavezető

Prof. Dr. Rusvai Miklós PhD, az MTA doktora

Tanszékvezető egyetemi tanár, a doktori iskola vezetője

Szent István Egyetem, Állatorvos-tudományi Kar

Kórbonctani és Igazságügyi Állatorvostani Tanszék

témabizottsági tag

Prof. Dr. Rudas Péter PhD, az MTA doktora †

Tanszékvezető egyetemi tanár, a doktori iskola vezetője

Szent István Egyetem, Állatorvos-tudományi Kar

Élettani és Biokémiai Tanszék

témabizottsági tag

Készült 8 példányban. Ez a számú példány.

.....

dr. Dunay Miklós Pál

TARTALOMJEGYZÉK

1. BEVEZETÉS	6
2. AZ ELEKTROMÁGNESES ENERGIA SEBÉSZI FELHASZNÁLÁSA	8
2.1 Termokauter és elektroauter	8
2.2 Standard elektrosebészeti rendszerek	9
2.2.1 Vágó és koaguláló üzemmódok	10
2.2.2 Monopóláris és bipoláris rendszerek	13
2.2.3 Biztonsági kérdések	15
2.3 Fejlett rendszerek	17
2.3.1 Ultrahangeszközök	17
2.3.2 Lézereszközök	17
2.3.3 Fejlett vezérlőegységek	18
2.3.4 Ablációs rendszerek	19
2.3.5 VÉR- és szövetragasztó rendszerek	19
3. AZ ENSEAL[®] VÉRÉR- ÉS SZÖVETRAGASZTÓ RENDSZER VIZSGÁLATA.....	21
3.1 Bevezetés	21
3.2 Anyag és módszer	27
3.2.1 Műtét, mintavétel	27
3.2.2 Nyomásellenállás mérése	27
3.2.3 Hőképződés és hőterjedés mérése	28
3.2.4 Kollaterális szövetkárosodás mérése	29
3.2.5 Alkalmazott statisztikai módszerek	31
3.3 Eredmények	32
3.3.1 Nyomásellenállás mértéke	32
3.3.2 Hőképződés és hőterjedés mértéke	32
3.3.3 Kollaterális szövetkárosodás mértéke	35

3.4 Megbeszélés	40
4. AZ ENSEAL® ALKALMAZÁSA ÁLLÓ TESTHELYZETŰ LOVAK LAPAROSZKÓPOS MŰTÉTEINÉL	44
4.1 Bevezetés	44
4.2 Anyag és módszer	44
4.2.1 Betegcsoport.....	44
4.2.2 Anesztézia	45
4.2.3 Műtéti beavatkozás	46
4.2.4 Posztoperatív szak.....	50
4.2.5 Szövettan	50
4.3 Eredmények	51
4.3.1 Diagnózis	51
4.3.2 Anesztézia	51
4.3.3 Műtéti beavatkozás	51
4.3.4 Posztoperatív szak.....	52
4.3.5 Szövettan	52
4.4 Megbeszélés	53
5. AZ ENSEAL® ALKALMAZÁSA KUTYÁK KÜLÖNBÖZŐ LÁGYSZÖVETI MŰTÉTEINÉL	57
5.1 Bevezetés	57
5.2 Anyag és módszer	57
5.2.1 Betegcsoportok.....	57
5.2.2 Anesztézia	58
5.2.3 Műtéti beavatkozások	58
5.2.4 Posztoperatív szak.....	67
5.2.5 Szövettan	67
5.3 Eredmények	68
5.3.1 Műtéti beavatkozások	68

5.3.2 Szövettan	68
5.4 Megbeszélés	71
5.4.1 Műtéti beavatkozások	71
5.4.2 Szövettan	77
5.4.3 Eredmények és tervek	77
6. A SZÖVETRAGASZTÁS EREDMÉNYEINEK ÖSSZEFOGLALÁSA	78
6.1 A szövetragasztás	78
6.2 Szövetragasztás lovak műtéteinél	79
6.3 Szövetragasztás kutyák műtéteinél	80
6.4 További lehetőségek	81
7. ÚJ TUDOMÁNYOS EREDMÉNYEK	83
8. IRODALOMJEGYZÉK	85
9. A DOKTORI KUTATÁS EREDMÉNYEINEK KÖZLÉSEI	100
10. KÖSZÖNETNYILVÁNÍTÁS	103

RÖVIDÍTÉSEK JEGYZÉKE

A.U.V.	Ad Usum Veterinarium
ACVS	American College of Veterinary Surgeons
ANOVA	Analysis of Variance
BSAVA	British Small Animal Veterinary Association
FDA	Food and Drug Administration
H.E.	Hematoxin- és eozin-festés
LDH	Laktát-dehidrogenáz
MIS	Minimálisan invazív sebészet
MTZ _{lat}	Collateral Microscopic Thermal Injury Zone
MTZ _t	Total Microscopic Thermal Injury Zone
NBTC	Nitroblue-tetrazolium-chloride
PAS	Periodic acid-Schiff
Ph. Hg.	Pharmacopoeia Hungarica
PTC	Positive Temperature Coefficient
SZIE ÁOTK	Szent István Egyetem Állatorvos-tudományi Kar
USP	United States Pharmacopeia

1. BEVEZETÉS

Klinikus állatorvosként legfőbb feladatunk, hogy a szakma fejlődésével lépést tartva pácienseink életminőségét javítsuk. Bizonyos esetekben csak a fájdalmat csökkenthetjük, más esetekben a megváltozott szervi funkciók helyreállításával teljes gyógyulást érhetünk el. Az elmúlt években megnőtt az állattulajdonosok érdeklődése a kevesebb fájdalommal és kedvezőbb esztétikai eredménnyel járó, gyorsabb felépülést és kedvezőbb prognózist ígérő, de költségesebb beavatkozások iránt. Ez néha gazdasági érdekekkel magyarázható, mint például a sport-, kiállítási vagy tenyésztési célból tartott állatok esetében, azonban sokkal gyakoribb ok, hogy az állat, emberi kapcsolatokat pótolva, családtag szerepét tölti be. Ezekben az esetekben a humán orvoslásban alkalmazott prioritásokat és irányelveket követjük.

Klinikáinkon (a SZIE ÁOTK Sebészeti és Szemészeti Klinikáján és az üllői Nagyállatklinikán) korábban kizárólag konvencionális műtéti technikákat alkalmaztunk. A hasúri és mellúri műtéteket laparotómia és torakotómia útján végeztük, a vérzéscsillapításhoz pedig különböző sebészi varróanyagokat, kapszokat és standard elektrosebészeti eszközöket használtunk. Az utóbbi években azonban már biztosított a minimálisan invazív műtéti beavatkozások (laparoszkópia, torakoszkópia) lehetősége, és – a PhD munkám keretében rendelkezésre álló EnSeal[®] rendszerrel – az elektrosebészeti vérér- és szövetragasztás. Az EnSeal[®] az elektromágneses energián alapuló eszközök, ezen belül az elektrosebészeti eszközök, ezen belül pedig a vérér- és szövetragasztó eszközök családjába tartozik. A vele kezelt szövetekben a magas nyomás és a kontrollált hőmérséklet-emelkedés hatására a jelenlevő kollagén molekuláris átalakulása következik be, amely a vérerek lumenének irreverzibilis elzáródását eredményezi, így a hemosztázis testidegen anyagok beültetése nélkül jön létre.

Munkám első időszakában részletes szakirodalmi kutatást végeztem az elektromágneses energián alapuló sebészi eszközökről, mivel úgy tartom, hogy a különböző eljárások fizikokémiai, technológiai hátterének, korlátainak, veszélyeinek ismerete nélkülözhetetlen a biztonságos használathoz. Megállapítható, hogy nincs olyan univerzális eszköz, még a fejlett eszközök között sem, amellyel önállóan minden egyes műtéttípusnál minden egyes intraoperatív lépés biztonságosan kivitelezhető lenne. Mindig törekedni kell a feladathoz megfelelő eszköz kiválasztására és az eszköz megfelelő módon történő alkalmazására, mert az jelentős mértékben javítja a műtéti eredményt és a távolabbi prognózist.

Az EnSeal[®] adaptív bipoláris elektrosebészeti vérér- és szövetragasztó eszköz tulajdonságairól viszonylag kisszámú szakirodalmi adat áll rendelkezésre, és azok sem egységesek. Ezért a klinikai beavatkozások előtt ellenőrző biztonsági vizsgálatokat végeztünk kísérleti sertéseken és azok különböző szövetein. Célom a vizsgáló módszerek standardizálása és az eszköz paramétereinek kvantitatív értékelése volt. Nyomáspróbát végeztünk a lezárt vérérszakaszokon, termokamerával detektáltuk a kezelt szövetek hőmérsékleti változásait, és konvencionális szövettani eljárások, illetve az NBTC enzimhisztokémiai eljárás segítségével értékeltük a környező szövetekben kialakuló mikroszkópikus hőkárosodási zóna kiterjedését. Az eszköz klinikai alkalmazását csak az előbbi vizsgálatok kedvező eredménye után kezdtük meg.

A klinikai fázisban az új technikák alkalmazása, kombinálása és értékelése, illetve az EnSeal[®] eszköz lehetséges felhasználási területének kiterjesztése volt a célom. Az EnSeal[®] eszköz klinikai alkalmazását a Nagyállatklinikán, bódított, álló testhelyzetű lovak laparoszkópos rejtetthere-, illetve petefészek-eltávolításaival kezdtük meg, majd a Sebészeti Klinika kisállatsebészeti műtőblokkjában, kutyák különböző hagyományos és minimálisan invazív, légyszöveti műtéteivel folytattuk. A műtétek alatt az eltávolítandó képletek vérereit és szöveti kapcsolatait minden esetben az EnSeal[®], adaptív bipoláris elektrosebészeti vérér- és szövetragasztó eszközzel zártuk le és vágtuk át. Az eszköz minden egyes vizsgált műtéttípusnál és minden egyes alkalommal biztonságosnak és hatékonynak bizonyult. A dolgozat fejezetei a vázolt munkafolyamat időrendjében követik egymást, és mutatják be az elért eredményeket.

2. AZ ELEKTROMÁGNESES ENERGIA SEBÉSZI FELHASZNÁLÁSA

2.1 Termokauter és elektroauter

A vérzéscsillapítás igénye vélhetően azonos korú az emberiség történelmével. A korai, kezdetleges módszerekről az ókori Egyiptomból (Imhotep papirusz, i.e. 3000.; Ebers papiruszok, i.e. 1550.), Mezopotámiából (Hammurabi törvényei, i.e. 1695.), Indiából (i.e. 1000.), a Görög birodalomból (Hippokratész, i.e. 440.) és a Római birodalomból (Galenus, II. század) fennmaradt számos emlék tanúskodik. A vérzéscsillapítás egyik legősibb módja, miszerint tűzben felhevített követ vagy fém tárgyat, úgynevezett termokautert érintettek a szövetekhez, egészen a XIX. század végéig fennmaradt (1. ábra). Az elektromosság orvosi alkalmazásának térhódításával a termokauter szerepét az elektroauter vette át. Az elektroauter kézidarabjához csatlakoztatott, felforrósított, fém hegy vagy hurok hasonló szerepet töltött be, de hőmérsékletét már nem tűzzel, hanem egyenárammal növelték. Fontos megjegyezni, hogy ennél az eljárásnál az áram a páciens szövein nem haladt át (Dubiel és mtsai., 2010; Fucci és Elkins, 1991; Massarweh és mtsai., 2006; Ulmer, 2007; van Way III, 2000; Zinder, 2000; www.valleylab.com, 2011).



1. ábra. A felforrósított eszközzel történő vérzéscsillapítás több ezer éves múlttal rendelkezik. Balra a közel 5000 éves Imhotep papirusz részlete, mellette középkori végtagamputációról készült képek láthatók (www.valleylab.com, 2011).

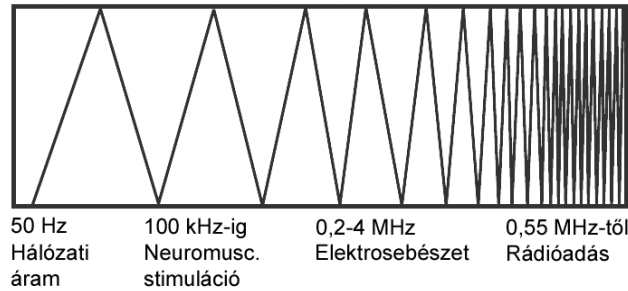
2.2 Standard elektrosebészeti rendszerek

A jelenkori orvosi szóhasználatban és szakirodalomban a különböző elektrosebészeti eszközök szinonímájaként gyakran és helytelenül az elektrokauter kifejezést használják. Az elektrosebészeti eszköz nem azonos az elektrokauterrel. Az elektrosebészeti eszközök és rendszerek diatermiás elven működnek. (Diatermiának nevezzük azt a folyamatot, amikor magas frekvenciájú váltóáram hatására hő képződik a szövetekben.) Az elektrosebészeti rendszerek generátora (2. ábra) típusától függően 0,2-4 MHz frekvenciájú váltóáramot, változatos hullámformákat és akár 9000 V feszültséget is képes előállítani, a leadott teljesítmény pedig jellemzően 10-500 W között változik.



2. ábra. A SZIE ÁOTK Sebészeti Klinikáján jelenleg is alkalmazott Erbe Erbotom T 175D és Erbe Erbotom 400C elektrosebészeti generátorok (ERBE Elektromedizin GmbH, Németország)

Az előállított magas frekvenciájú váltóáram a páciens szövetein áthalad. Mivel a frekvencia 100 kHz feletti, a neuromuszkuláris stimuláció mértéke elhanyagolható (3. ábra). A szövetekben az ionok elmozdulása viszont a váltóáram irányváltásait követi, ami molekuláris szintű sűrűsödést (frikcionálódást) és ebből eredő intracelluláris, majd intersticiális hőképződést eredményez. A hő tehát nem az elektródban képződik, hanem a szövetekben, és onnan terjed szét. Azokat az elektrosebészeti eszközöket, melyek működési frekvenciája a rádióadások tartományába terjed - 550 kHz vagy annál magasabb -, rádiófrekvenciás eszközöknek nevezzük. A kutatás-fejlesztés és a klinikai vizsgálatok eredményeképpen az elektrosebészeti rendszerek alkalmazási köre is folyamatosan szélesedik. A fejlődés napjainkban a minimálisan invazív, endoszkópos beavatkozások területén a leggyorsabb (Amaral, 2002; Dubiel és mtsai., 2010; Fucci és Elkins, 1991; Malis, 1996; Massarweh és mtsai., 2006; O'Connor és Bloom, 1996; Odell, 1995; Ulmer, 2007; van Way III, 2000; van Way III és Hinrichs, 2000; Wang és Anvincula, 2007; Zinder, 2000; www.valleylab.com, 2011).



3. ábra. Az elektrosebészet frekvenciatartománya: 0,2-4 MHz

2.2.1 Vágó és koaguláló üzemmódok

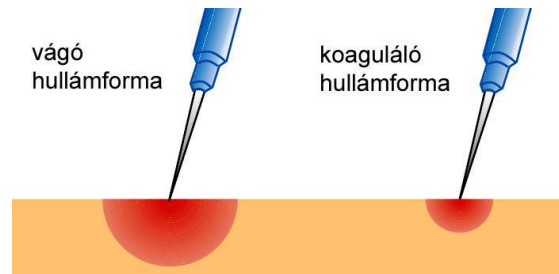
Az elektrosebészeti generátorok változatos tulajdonságú elektromos hullámokat képesek előállítani, melyek különböző hatást gyakorolnak a szövetekre. Vágó hullámformával vágás és deszikkáció (koaguláció), koaguláló hullámformával koaguláció és fulguráció is elérhető. A generátor megfelelő beállítása, az előre meghatározott hullámformák szakszerű használata, az elektród méretének és alakjának helyes megválasztása a biztonságos és eredményes sebészi manipuláció alapfeltétele.

Az alacsony feszültségű (kis amplitúdójú), folyamatos szinuszoid hullámformák alkalmasak a szövetek vágására (CUT: vágó üzemmód). Vágás közben az elektród nem ér a szövetekhez (a szövetek felett mozgatjuk, legalább 7 mm/s sebességgel), a köztes légréteg ionizációja által generál elektromos kisülést. A jelenség sok apró felvillanó szikra formájában látható. A szikra becsapódásának helyén nagy áramsűrűség jön létre, rövid idő alatt nagy mennyiségű hő képződik, ezért robbanásszerű intracelluláris vaporizáció (elpárolgás) következik be, és a szövetek szétválnak (4. ábra).



4. ábra. Az elektrosebészeti vágás sematikus ábrája. Az elektród nem érintkezik a kezelt szövetekkel. A köztes légréteg ionizációja eredményez elektromos kisüléseket és robbanásszerű vaporizációt (www.valleylab.com, 2011).

A deszikkáció során az elektród közvetlenül a szövetekhez ér. A hatás vágó és koaguláló hullámformával is létrehozható, de a vágó hullámforma hatékonyabb. A szövet megérintésével az áram koncentrációja lecsökken, kevesebb hő keletkezik, és nem következik be szövetvágás. A sejtek kiszáradnak és koagulálódnak (5. ábra).

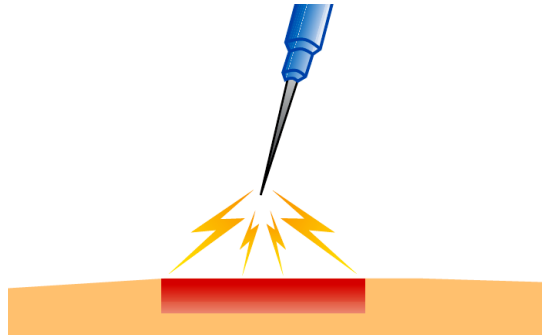


5. ábra. Az elektrosebészeti deszikkáció vágó (folyamatos) és koaguláló (megszakított) hullámformával is létrehozható, de a vágó hullámforma hatékonyabb. Az elektród érintkezik a szövetekkel, a hőképződés lassabb, a sejtek kiszáradnak és koagulálódnak (www.valleylab.com, 2011).

A magasabb feszültségű, intermittáló, megszakított szinuszoid hullámok jellemzően koagulációt eredményeznek (COAG: koaguláló üzemmód). Az elektródot ilyenkor a szövetekhez érintjük, a hőképződés lassabb és csekélyebb.

Koaptív koagulálásnak nevezzük, ha az elektród csipesz, vagy egyéb elektromos vezető kéziműszer közbeiktatásával fejt ki hatását a befogott vérerekre. Ez az adventícia denaturálódását, a vérér dehidrációját, a vérérfalak fúzióját, a lumen elzáródását és a véráramlás megszűnését jelenti.

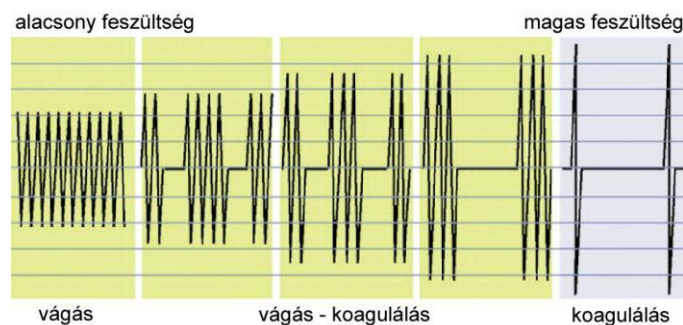
Az elektrosebészeti fulguráció során az aktív elektródot nem érintjük a szövetekhez, elektromos szikrát hozunk létre koagulációs hullámformával (6. ábra). Ebben az esetben lényegesen nagyobb feszültség alkalmazására van szükség, mint a vágó hatású áram esetében, hogy a megszakított hullámok a magas ellenállású, köztes légrétegen átjussanak. Széles szövetsávon koaguláció és elszenesedés következik be. A fulgurációt leginkább minimálisan invazív sebészeti eljárásoknál (MIS) használják, ha a vérzéscsillapítás más módszerrel nem valósítható meg. Alkalmazása után elnyújtottabb sebgyógyulásra kell számítani.



6. ábra. Az elektrosebészeti fulguráció sematikus ábrája. Az elektród nem érintkezik a szövetekkel. A koagulációs hullámformával létrehozott elektromos szikrák széles szövetsávon koagulációt és elszenesedést okoznak (www.valleylab.com, 2011).

A monopoláris rendszerű argon-sugár koagulátor szintén az elektrosebészeti fulguráció elvén működik, de ebben az esetben nem a légköri levegő, hanem egy ionizált és fókuszált argon nyaláb (plazma) biztosítja az elektromosan vezető hidat az aktív elektród és a páciens szövetei között. Az argon-sugár mechanikai úton szárazon tartja a műtéti területet és nonkontakt koagulációt tesz lehetővé, mely során rugalmas pörk keletkezik, csökken a vérveszteség és a vérzés kiújulásának lehetősége. A környező szövetek károsodása és a füstképződés csekély. Hátránya viszont a fokozott embóliaveszély, mivel az argon véroldékonysága alacsony.

Az előbb említett hullámformákon kívül előállíthatók különböző átmeneti, vágó-koaguláló hullámformák is (7. ábra). A folyamatosabb hullám inkább vágást, a megszakítottabb inkább koagulációt eredményez. Azonos teljesítmény eléréséhez megszakítottabb hullám alkalmazása esetén magasabb feszültségérték szükséges.



7. ábra. Jellegzetes elektrosebészeti vágó (alacsony amplitúdójú, folyamatos szinuszoid), átmeneti és koaguláló (magas amplitúdójú, megszakított szinuszoid) hullámformák (www.valleylab.com, 2011)

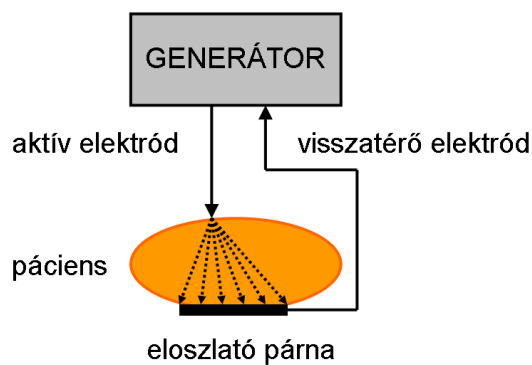
Gyakori hiba, hogy a sebészek rutinból az elektródot a szövetektől távol tartva koagulációs hullámformával vágunk (fulguráció), vagy az elektródot szövetekhez érintve vágó árammal koagulálnak (deszikkáció). A teljesítményt jelentősen ronthatja az aktív elektród felszínére rakódó elszenesedett réteg is. A biztonságos beavatkozás érdekében az esetlegesen felrakódott, elszenesedett réteget mechanikailag el kell távolítani (Amaral, 2002; Dubiel és mtsai., 2010; Fucci és Elkins, 1991; Massarweh és mtsai., 2006; Ulmer, 2007; van Way III, 2000; van Way III és Hinrichs, 2000; www.valleylab.com, 2011).

2.2.2 Monopoláris és bipoláris rendszerek

Az orvosi terminológia – a kézidarab felépítése alapján – monopoláris és bipoláris rendszereket különböztet meg. A monopoláris rendszerek kézidarabja egy elektródot képvisel (a másik elektród távolabb található), míg a bipoláris rendszerek csipesz-szerű kézidarabja két elektródból áll. Fizikai szempontból természetesen mindkét rendszer bipoláris.

A monopoláris rendszerek a korábban említett valamennyi üzemmódban alkalmazhatók. A generátorral összeköttetésben levő, viszonylag kis felületű, aktív elektródon koncentrálódik az áram (ezzel az elektróddal végezzük a sebészi beavatkozást). Az áram mindig áthalad a beteg testén és a távolabb elhelyezett, nagy felületű elosztató párnán (visszatérő elektród) tér vissza a generátorhoz (8. ábra). Ha az elosztató párna a szükségesnél kisebb felületen érintkezik a páciens testfelszínével, az áramsűrűség – és ezáltal a hőfejlődés – ott is kifejezett lesz és az érintkezés területén akár súlyos égési sérülések is kialakulhatnak. Jatrogén ártalmak leggyakrabban a monopoláris technika alkalmazása során lépnek fel, és leginkább a visszatérő elektród problémáira vezethetők vissza (hibás kontaktus, alternatív áramutak miatti égési sérülések kialakulása).

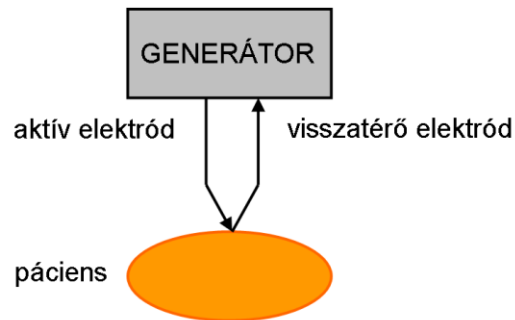
A legmodernebb elektrosebészeti vezérlőegységek megjelenéséig a monopoláris típusú beavatkozások csak folyadékotól mentes műtéti környezetben voltak hatékonyak. A monopoláris elektrosebészeti eszközök csak 2 mm-nél kisebb átmérőjű vérerek elzárására alkalmasak, és a környező szövetekben akár 20 mm-es kiterjedésű hőkárosodást is előidézhetnek (Aigner és mtsai., 1997; Amaral, 2002; Ata és mtsai., 1993; Baggish és Tucker, 1995; Dubiel és mtsai., 2010; Fucci és Elkins, 1991; Grimes, 2007; Hanrath és Rodgerson, 2002; Massarweh és mtsai., 2006; Nessler és Reischer, 2003; Odell, 1995; Toombs és Crowe, 1985; Ulmer, 2007; van Way III, 2000; Voyles és Tucker, 1992; www.valleylab.com, 2011).



8. ábra. A monopoláris elektrosebészeti rendszer felépítésének sematikus ábrája. A generátorból kilépő áram a kézidarab kis felületű aktív elektródján koncentrálódik, áthalad a beteg testén, és a nagy felületű elosztató párnán keresztül tér vissza.

A bipoláris rendszerek kézidarabja bajonett fogó vagy csipesz alakú. Amikor az elektródvégek megközelítően 1 mm távolságba kerülnek egymástól, a generátorból érkező áram az eszköz egyik karján kilép, a befogott szöveteken áthalad, és az eszköz másik karján keresztül éri el újra a generátort (9. ábra). Az elektródok közötti térben az áram vezetéséhez elektrolit oldatra van szükség. Koaguláció terén a bipoláris technika hatásfoka jobb, a környező szövetek véletlen sérülésének kockázata kisebb, az alternatív áramutak miatti égési sérülések lehetősége pedig elenyésző (Amaral, 2002; Baggish és Tucker, 1995; Masserweh és mtsai., 2006; Tucker és Hollenhorst, 1993; Ulmer, 2007; www.valleylab.com, 2011).

A bipoláris elektrosebészeti eszközök 3 mm-nél kisebb átmérőjű vérerek elzárására alkalmasak (Rodgerson és mtsai., 2001; Hanrath és Rodgerson, 2002), a környező szövetekben pedig 8 mm-es kiterjedésű hőkárosodást is előidézhettek (Hruby és mtsai., 2007; Phillips és mtsai., 2008; Dubiel és mtsai., 2010). A kezelt és elszenesedett szövetek a bipoláris eszköz felületéhez tapadhatnak, melynek elemelése – a beavatkozás után – a vérér falának szakadásához és vérzéshez vezethet (Wang, 2007).



9. ábra. A bipoláris elektrosebészeti rendszer felépítésének sematikus ábrája.
 A generátor felől érkező áram a csipesz alakú kézidarab egyik ágán kilép,
 a befogott szöveteken áthalad, és a másik ágon keresztül tér vissza.

2.2.3 Biztonsági kérdések

Az elektromosság orvosi alkalmazási lehetőségeinek kutatása az 1890-es években kezdődött. A korai elektrosebészeti technológia elterjedése az 1920-as években Harvey Cushing és William Bovie nevéhez fűződik. A kezdeti időszakban a földelt generátorok – alternatív áramutak kialakulása miatt – gyakran okoztak égési sérüléseket a páciens testének különböző részein. 1968-ban megjelentek az izolált áramkörű generátorok; az elosztató párna és a visszatérő elektród érintkezési zavara esetén deaktiválódó rendszer pedig minimálisra csökkentette az alternatív áramutak és a következményes égési sérülések kockázatát. 1981-től alkalmazzák a *Contact Quality Monitoring (CQM)*, illetve *Return Electrode Monitoring (REM)* technikát, amely az elosztató párna és a páciens közötti optimális kontaktust érzékeli, és vészhelyzet esetén deaktiválja a rendszert.

A korai rendszereknél a sebészi eredmény kontrollja a felhasználó szubjektív (gyakran pontatlan) vizuális észlelése alapján történik, ami nem kielégítő hatékonysághoz, vagy éppen a környező szövetek kiterjedt karbonizációjához, füst- és szikraképződéshez vezethet. Továbbá, a képződött trombusok a posztoperatív vérnyomás-emelkedés hatására, vagy a manipuláció által kialakult angiospazmus megszűnése miatt könnyen lelöködhetnek, és így posztoperatív vérzés léphet fel. A praxisokban még ma is széles körben használatosak ezek a rendszerek, azonban a fent említett tényezők jelentősen korlátozzák a biztonságos felhasználási területet (Amaral, 2002; Kennedy és mtsai., 1998; Massarweh és mtsai., 2006; Newton, 2007; Ulmer, 2007; www.valleylab.com, 2011).

A sebészi manipulációk közben további nem kívánt szövetkárosodást idézhet elő a direkt kapcsolás, a szigetelési hiba vagy a kondenzátor jelenség kialakulása (Amaral, 2002; Dubiel

és mtsai., 2010; Fucci és Elkins, 1991; Grimes, 2007; Massarweh és mtsai., 2006; Odell, 1995; Saye és mtsai., 1991; Tucker, 1995; Tucker és mtsai., 1992; Vilos és mtsai., 2001; Voyles és Tucker, 1992; www.valleylab.com, 2011).

Direkt kapcsolat akkor jöhet létre, ha a generátor aktiválása alatt az aktív elektród egy másik elektromosan vezető eszköz közelében helyezkedik el, esetleg azzal érintkezik. A másik eszköz elektromosan gerjesztődik és alternatív áramutak alakulnak ki a műtéti területet övező szövetekben.

Szigetelési hiba is okozhat égési sérülést. Gyakori ok a magas feszültségű koagulációs hullámformával történő vágás, ami a szigetelést károsíthatja.

Kondenzátor jelenség akkor lép fel, ha egy szigetelő anyagot két vezető fog közre és az áram alá helyezett vezető elektromosságot indukál a szomszédos vezetőben. Ezt a helyzetet leggyakrabban endoszkópos beavatkozások során hozzuk létre - akaratlanul. A szigetelő anyaggal borított aktív elektród ugyanis legtöbbször fém trokárban foglal helyet. Ha műanyag trokárt alkalmazunk, akkor is létrejön a kondenzátor a páciens szomszédos vezető szövetei által, de a hatás klinikailag nem számottevő. Legveszélyesebb a hibrid trokár (fém trokár műanyag borítással), ahol a műanyag borítás végén, kis felületen távozó áram súlyos égési sérüléseket okozhat.

Minden elektrosebészeti beavatkozás során energiát közlünk a szövetekkel, így azok felmelegsznek, a celluláris folyadék elpárolog, és gáz halmazállapotú melléktermék is képződik, melyet sebészi füstnek nevezünk. Különböző eszközök használatakor különböző tulajdonságú füst keletkezik. Diatermiás kezelés során jellemzően 0,07 μm átmérőjű (lézereknél 0,31 μm , ultrahangeszközöknél 0,35-6,5 μm) partikulák alkotják az aeroszolt. A kisebb részecskék kémiai, a nagyobbak biológiai hatást fejtenek ki.

Az elektrosebészeti eszközök használata közben keletkező füst összetevői: szénhidrogének, szén-monoxid, nitrtek, zsírsavak, fenolok, hidrogén-cianid, formaldehid, benzol és az ún. bioaeroszok, amelyek vírusokat, baktériumokat, élő és elhalt sejtanyagokat (beleértve a vér komponenseit is) tartalmaznak. A sebészi füst irritatív, gyulladáskeltő és genotoxikus, amely a műtő személyzetére és a betegre nézve egyaránt veszélyes lehet. Laparoszkópos beavatkozások során a füst a hasüregben koncentrálnodik, a peritoneum sejtjeinek izgalma és szénmonoxid-toxikózis is előfordulhat. Az intraperitoneális füst a műtéti területen a látási viszonyokat is rontja. Elérhetőek olyan kiegészítő készülékek, amelyek egyszerűen és hatékonyan eltávolítják a sebészi füstöt. Az alábbiakban részletezett, modernebb elektrosebészeti rendszerek alkalmazásakor már csak elenyésző mennyiségű sebészi füst képződésével kell számolni (Amaral, 2002; Barrett és Garber, 2004; Massarweh és mtsai., 2006; Pollock, 2007; www.valleylab.com, 2011).

2.3 Fejlett rendszerek

2.3.1 Ultrahangeszközök

Bizonyos elektrosebészeti készülékekben, amilyen például a *Harmonic*[®] rendszer (Johnson & Johnson / Ethicon Endo-Surgery, USA), a generátor által biztosított elektromágneses energia a kézidarabban piezoelektromos kristályt aktivál. A transzducer az elektromágneses energiát 80 µm amplitúdójú, ultrahangfrekvenciás (55,5 KHz) rezgéssé transzformálja. Az elektromos áram a szövetekkel nem érintkezik, a létrejövő mechanikai energia (súrlódás, frikcionálódás) vezet a kezelt szövetek hőmérsékletének emelkedéséhez. Az eszköz kézidarabjának vége penge (2 mm vérérátmérő alatt hatékony) vagy olló alakú (5 mm artéria- és 7 mm vénaátmérő alatt hatékony). A koaguláció viszonylag alacsony hőmérsékleten (80-100°C-on) megy végbe, és a végdarab rezgése a szövetekkel történő összetapadás esélyét csökkenti. A vágó üzemmódot a mechanikai vibráció (ellenállóbb szövetekben) és a kavitációs fragmentáció (kevésbé ellenálló szövetekben) biztosítja. A koagulálás alacsony energiaszint mellett, feszülésmentes szöveti struktúrákon, a vágás pedig magas energiaszinten, feszülés alatt álló szöveti struktúrákon hatékony. A környező szövetek hőterhelése alacsony, a hőkárosodási zóna kiterjedése csekély, mindössze 1,5 mm (Dubiel és mtsai., 2010).

2.3.2 Lézereszközök

Elektromágneses energiaforrásuk alapján a sebészi lézereszközöket is itt említhetjük. Bizonyos médiumok elektromágneses energiával történő stimulálása monokróm, koherens és kollimált fotonkilépést eredményez, amelyet lézersugárnak nevezünk (LASER: Light Amplification by Stimulated Emission of Radiation). Ez a sugárnyaláb a természetes fénynél százszor jobban fókuszálható. A szövetekkel érintkezve négy alap interakciót különítünk el: abszorpció, transzmisszió, szóródás és visszaverődés. Az abszorbeálódott energia a szövetekben fototermális (fotovaporizáció, fotokarbonizáció, fotokoaguláció, fototermolízis), fotokémiai (fotoabláció, fotoradiáció) és fotoplazmolitikus (fotoionizáció) hatásokat hozhat létre attól függően, hogy termikus, kémiai vagy mechanikai-akusztikus energiává alakul. A klinikumban a különböző lézersebészeti beavatkozásokhoz különböző hullámhosszúságú (CO₂ 10600 nm, Ho:Yag 2100 nm, Er:YagEE 2936 nm, Nd:Yag 1064 nm, Dióda 810-980 nm, Dye 308-1300, KTP 532 nm), folyamatos (CW), pulzáló (PW) vagy szuperpulzáló (SPW) lézerek alkalmazása szükséges. A hatást a fényforrás energiája, az energiasűrűség és a behatás időtartama nagymértékben befolyásolja (Dubiel és mtsai., 2010).

2.3.3 Fejlett vezérlőegységek

Az 1990-es években az adaptív technológiák megjelenésével generációs előrelépés történt az elektrosebészetben. Elterjedtek az *Instant Response* feedback-technológiával felszerelt *Smart Generátorok*, melyek a kezelt szövetek impedancia-változásai (impedancia: váltóáramú ellenállás) alapján változtatni tudják a leadott energiaszintet. Ha a beavatkozás során a kezelt terület impedanciája megnövekszik, a készülék megszakítja az áramkört és megelőzi a nemkívánatos szövetkárosodást. Az eljárás kiküszöböli a felhasználó szubjektívításából eredő hibát. Rendkívül magas (98%-os) teljesítmény-hatékonysági mutatót (PER: Power Efficiency Rating) eredményez, egyenletes hatást biztosít különböző munkaterületeken, homogén szövetekben. Inhomogén szöveti struktúrájú munkaterületen viszont a hatékonyság csökken. A nagyobb impedanciájú szöveti elemekhez igazított energiaszint a kisebb impedanciájú szöveti elemek hőkárosodásának esélyét, illetve mértékét növeli (Massarweh és at., 2006; www.valleylab.com, 2011).

A legmodernebb elektrosebészeti vezérlőegységeket inkább számítógépnek tekinthetjük, mint egyszerű generátornak. A hardver és szoftver területén moduláris felépítésűek és a legkülönbözőbb célú kézidarabok fogadására képesek (10. ábra). Integrálják a nagyfrekvenciás sebészetben elérhető összes szabályozási lehetőséget, ezáltal új, szofisztikált megoldásokat kínálnak (teljesítmény-, feszültség- és fényívszabályozás). A vágó üzemmódok (Auto Cut, High Cut, Dry Cut, Bipolar Cut) már a nagy zsírtartalmú szövetstruktúrák biztonságos vágására és folyadékszintek alatti vágásra is lehetőséget teremtenek. A koaguláló üzemmódok (Soft Coag, Swift Coag, Forced Coag, Spray Coag, Bipolar Soft Coag, Bipolar Forced Coag) pedig kíméletes koagulációt idéznek elő a legkülönbözőbb műtéti körülmények között is (www.erbe-med.com, 2008).



10. ábra. Az Erbe Vio[®] 300 D moduláris elektrosebészeti vezérlőegység (ERBE Elektromedizin GmbH, Németország) különböző célú kézidarabok, köztük az EnSeal[®] fogadására is képes

2.3.4 Ablációs rendszerek

Az elektrosebészeti eszközök családjának külön ágát képviselik a rádiófrekvenciás ablációs eszközök, melyek fő indikációs területe a parenchimás szervek mélyebb rétegeiben található inoperábilis daganatok eliminációja, illetve citoredukciója. Az aktiváció során ez esetben is molekuláris frikcionálódás, intracelluláris, illetve intersticiális hőmérséklet-emelkedés történik. A hőmérséklet emelkedésével a sejtfehérjék denaturálódnak, és kiterjedt szöveti léziók alakulnak ki.

A *Cool tip* típusú ablációs rendszerek generátora feedback algoritmus alapján érzékeli a szöveti impedanciát és folyamatosan korigálja a leadott energiát. A pulzáló energiaátadás és az elektród hegyének belső vízűtéses rendszere elősegíti a célszövet stabilizálódását, impedanciájának csökkenését, így alacsonyabb energiaszint alkalmazása mellett is hatékony ablációra nyílik lehetőség (www.valleylab.com, 2011). Az elterjedtebb rádiófrekvenciás abláción kívül etanol-injekciós, fagyasztásos, lézer- és mikrohullámú szöveti abláció is kivitelezhető (Dubiel és mtsai., 2010).

2.3.5 Vérér- és szövetragasztó rendszerek

A vérér-, illetve szövetragasztó készülékek működésében közös vonás az adaptív, bipoláris elektrosebészeti és kompressziós technikák kombinálása. A kézidarab a befogott szöveteket (ereket, szövetkötegeket) az aktiváció alatt megfelelő hőmérsékleti tartományban,

egyenletes, nagy nyomás alatt tartja. A kontrollált energiaátadás hatására a kezelt vérerek – a szöveti kollagén molekuláris átalakulása révén – irreverzibilisen elzáródnak és jellemzően (0-7 mm érátmérő között) az átlagos szisztolés vérnyomásérték legalább háromszorosának ellenállnak. A környező szövetekben a hőkárosodás mértéke elenyésző.

A csoport ismert képviselői a LigaSure™, LigaSure Advance™, LigaSure™ V, LigaSure Atlas™, LigaSure™ Lap (Covidien / Valleylab, USA), Bicision®, Biclamp®, Biclamp® Lap (ERBE Elektromedizin GmbH, Németország), PKS Seal™ (Olympus / Gyrus ACMI, USA), NightKnife TissueSeal® (BOWA-electronic GmbH & Co. KG, Németország), marSeal®, marClamp® (KLS Martin group / Martin Medizintechnik / Gebrüder Martin GmbH & Co. KG, Németország), EnSeal®, EnSeal® Trio és EnSeal® G2 Superjaw (Johnson & Johnson / Ethicon Endo-Surgery, USA) eszközök.

3. AZ ENSEAL[®] VÉRÉR- ÉS SZÖVETRAGASZTÓ RENDSZER VIZSGÁLATA

3.1 Bevezetés

A SurgRx cég (SurgRx Inc., USA) EnSeal[®] rendszerének (11. ábra) klinikai alkalmazását az FDA (Food and Drug Administration, Department of Health & Human Services, USA) 2003-ban engedélyezte (510k: K031133). Az európai forgalmazás 2006-tól 2008-ig az Erbe cégen (ERBE Elektromedizin GmbH, Németország) keresztül történt, majd 2008-ban a SurgRx cégtől az Ethicon (Johnson & Johnson / Ethicon Endo-Surgery, USA) felvásárolta a terméket. A tulajdonos és a forgalmazó változása miatt az eszköz SurgRx EnSeal[®], Erbe EnSeal[®] PTC és EnSeal[®] neveken is fellelhető az egészségügyi piacon és a szakirodalomban. Az EnSeal[®] rendszer a LigaSure[™] rendszer (510k: K981916) alapjaira épül, de új, egyedülálló tulajdonságokkal rendelkezik, melyek közül kiemelendő a kézidarab (Smart Electrode) PTC-technológiája (Positive Temperature Coefficient Technology), egyedi elektródkonfigurációja és beépített vágógerendája („I”-gerenda). Az EnSeal[®] az első és egyedüli vérér- és szövetragasztó rendszer, melynél a szabályozás a kézidarabban (az elektródban) történik.

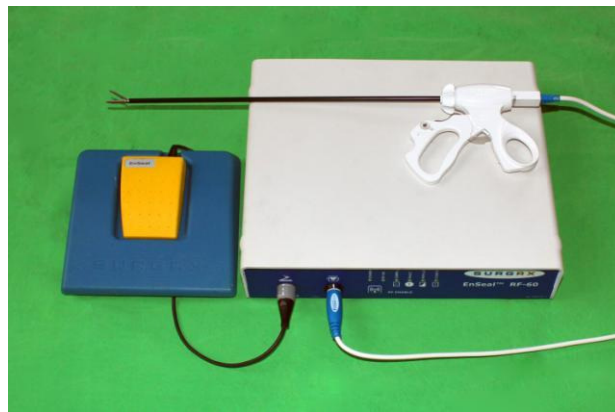
Az EnSeal[®] alapgenerátora az RF-60 (mikroprocesszor-kontrollált bipoláris elektrosebészeti rádiófrekvenciás generátor, kvázi-szinuszoid, kényszerített impedancia-kimenettel), de társítható az Erbe Vio[®] vezérlőegységekkel és az Ethicon G11 generátorral is. A generátor által szolgáltatott és monitorozott rádiófrekvenciás energiát az EnSeal[®] bipoláris kézidarab közvetíti a páciens szöveteihez. A kézidarab konvencionális és minimálisan invazív műtétek során is felhasználható. A kézidarabok pisztolyszerű markolattal, 140, 250, 350 vagy 450 mm hosszú és 5 mm átmérőjű összekötő szárral, illetve 20 mm hosszú és 5 mm széles, csipesz alakú fogókkal rendelkeznek, melyek vége lehet lekerekített (Ethicon NSEAL 514RH, 525RH, 535RH, 545RH) vagy egyik oldalán sarkos (Ethicon NSEAL 514H, 525H, 535H, 545H). Az EnSeal[®] Trio kézidarab szárának átmérője szintén 5 mm, hajlított fogójának átmérője azonban csak 3 mm (Ethicon ETRIO 314H, 325H, 335H, 345H). A termékcsalád legújabb tagja az EnSeal[®] G2 Superjaw (Ethicon NSEAL X22L). Szárának hossza 220 mm, átmérője 12 mm, fogójának hossza 40 mm, átmérője pedig 6,7 mm. Az összekötő szár a hossz tengelye körül minden EnSeal[®] eszköznél elforgatható, így műtét közben a fogók könnyen pozícionálhatók. Az aktiválás minden esetben hőmérséklet-emelkedéssel jár. A

kézidarab mozgó fogórészében mátrixszerűen több százezer, különálló szabályozó pontként (termosztátként) működő, beágyazott nikkell nanorészecske található. Ha az aktiválás közben egy adott mátrixpontban a hőmérséklet még nem éri el a kritikus értéket (100°C), a nanorészecskék láncba rendeződnek, ezáltal engedélyezik az energiaáramlást és a hőmérséklet emelkedését. Ha a hőmérséklet az adott mátrixpontban a kritikus érték (100°C) fölé emelkedik, a részecskék elrendeződése amorffá válik, és leáll a lokális hőátadás. Ezt a folyamatot pulzáló energiaátadásnak nevezzük. A készülék addig alkalmazza ezt a speciális kontrollt, amíg egyenletesen össze nem ragasztja a befogott szöveteket, azok elemeinek minőségétől és mennyiségétől függetlenül (12. ábra). A szövetragasztás végeztével (néhány másodperc után) a folyamat automatikusan, a felhasználótól függetlenül, hosszú sípszó kíséretében leáll. A pozitív elektród a stabil fogórész felületén, cirkónium öv által izolálva helyezkedik el, a negatív elektródot pedig a stabil és a mozgó fogórészek, illetve az „I”-gerenda képezik. Az energiaáramlás fő útja a pozitív elektród felől a befogott szöveteken és a hőérzékeny mátrixon keresztül a negatív elektród felé vezet. A különleges elektród-konfigurációból eredően a kollaterális szöveti hőkárosodás mértéke és a füstképződés minimális. A szövetragasztáshoz a természetes ragasztóanyagot a befogott vérerek, illetve szövetek kollagén elemei biztosítják, a ragasztás pedig az emelkedett hőmérséklet és az „I”-gerenda által kifejtett erős kompresszió hatására, a fehérjék szerkezeti átalakulása révén alakul ki. Az elzárt ércsonkok szuprafiziológias nyomásnak is ellenállnak. Mivel a vérerek lumenét a korábbi elektrosebészeti eljárásoktól eltérően nem trombus zárja el, nem kell számolni utóvérzéssel az angiospazmus megszűnése vagy a vérnyomás posztoperatív emelkedése miatt. A kézidarab fogó része az atraumatikus fogaknak köszönhetően a szövetek megragadására (13. ábra) és manipulációkra, illetve az előretolható „I”-gerenda segítségével vágásra is alkalmas. A ragasztás és a vágás – a korábbi rendszerektől eltérően – egy lépésben, az eszköz elmozdítása nélkül is elvégezhető, ami nagymértékben növeli a vágás biztonságát (biztosan a lezárt terület kerül átvágásra), és feleslegessé teszi további vágóeszközök alkalmazását. A véletlenszerű vágás elkerülése érdekében az „I”-gerenda blokkolható.

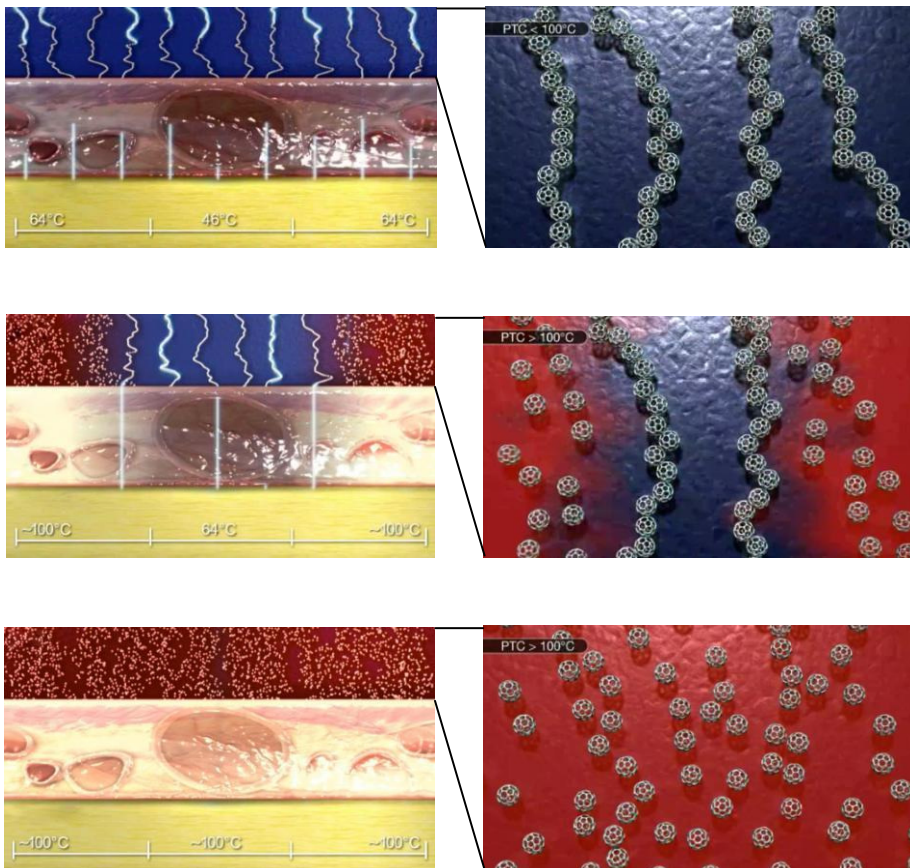
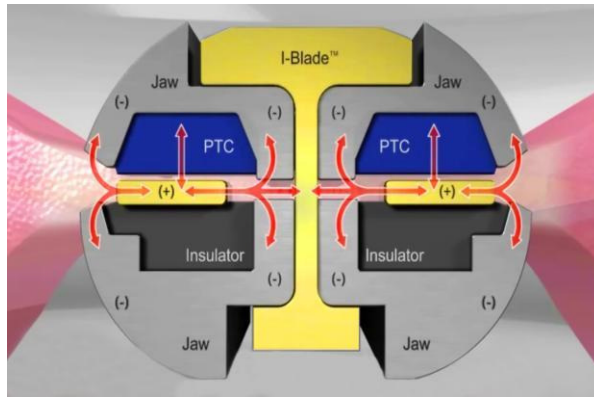
A standard rendszereknél hátrányt jelent, hogy a magas folyadék- és elektrolit-tartalmú szöveti elemek jobb elektromos vezetők (impedanciájuk alacsony), gyorsabban felmelegsznek, a magas zsírtartalmú szöveti elemek és a hegszövet pedig gyengébb elektromos vezetők (impedanciájuk magas), lassabban melegsznek fel. Mivel a befogott szövetek mikrostruktúrája soha nem homogén, a lassabban felmelegedő szöveti elemekhez szükséges energiamennyiség közlése (nem szelektív módon) a gyorsabban felmelegedő szöveti elemekben és környezetükben hőkárosodást okoz. Az EnSeal[®] esetében ezzel a veszélyforrással nem kell számolni (www.surgrx.com, 2008; www.erbe-med.com, 2008; www.ethiconendosurgery.com, 2011; www.valleylab.com, 2011). Sileshi és mtsai. (2010)

bemutatták az EnSeal[®] és a többi vérzéscsillapításra alkalmas eszköz és módszer indikációs területét és azok költségvonzatát.

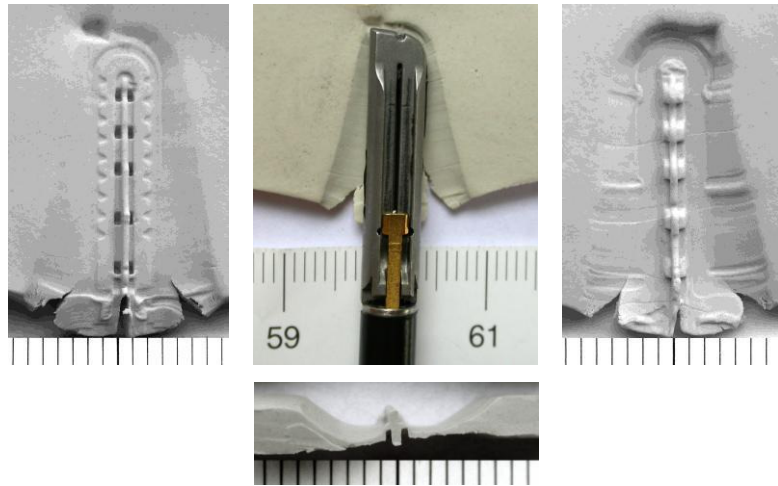
Megjegyzés: A Smart Electrode (PTC technológia) egy magyar feltaláló, Truckai Csaba szabadalma. Az eszköz bizonyos elemeinek gyártása Debrecenben, a Dispomedicor üzemében történt, és a kézidarab 2005-ben az egészségügyi eszközök kategóriájában elnyerte a Magyar Design Díjat.



11. ábra. A SurgRX EnSeal[®] rendszer elemei: az RF-60 generátor, az aktiváló lábpedál és a kézidarab (felül). A fogásra, szövetragasztásra és vágásra is képes kézidarab (középen). Az EnSeal[®]-lel kompatibilis Ethicon G11 generátor (alul).



12. ábra. Az energiaáramlás útja a pozitív elektródtól a befogott szöveten és a hőérzékeny anyagon át a negatív elektród felé vezet (keresztmetszeti ábra). 100 °C alatt a nanorészecskék elektromos vezetőként láncba rendeződnek, azonban 100 °C fölött az elrendezés amorffá válik, és leáll az energiaáramlás. A szövetragasztás inhomogén szövetstruktúra esetén is létrejön (Ethicon-Endosurgery oktató anyag).



13. ábra. Az EnSeal[®] fogóinak lenyomata gyurma modellen

Dubiel és mtsai. (2010) 2008-ban ACVS-tagsággal (American College of Veterinary Surgeons) rendelkező sebészek körében készítettek felmérést, amelyből kiderült, hogy a 110 megkérdezett közül 3% használta az EnSeal[®] (Johnson & Johnson / Ethicon Endo-Surgery, USA, 2003), és 42% a piacvezető Ligasure[™] (Covidien / Valleylab, USA, 1998) szövetragasztó rendszert műtéti beavatkozásaihoz. A piaci bevezetés tekintetében a LigaSure[™] rendszer 5 évvel megelőzte az EnSeal[®]-t, ennek következtében mára elterjedtebb, és jelentős szakirodalommal rendelkezik (Kennedy és mtsai., 1998; Heniford és mtsai., 2001; Goldstein és mtsai., 2002; Campbell és mtsai., 2003; Carbonell és mtsai., 2003; Harold és mtsai., 2003; Kim és mtsai., 2008; Lamberton és mtsai., 2008), míg az EnSeal[®] kevésbé elterjedt, és viszonylag kis számú adat áll róla rendelkezésünkre. A publikációk szerzői feltételezhetően törekedtek vizsgáló módszereik egységesítésére, ezáltal az eredmények összehasonlíthatóságára, azok mégis meglehetősen inhomogének. Az EnSeal[®] tulajdonságairól jelenleg az alábbi vizsgálati eredmények állnak rendelkezésünkre.

Dénes és mtsai. (2003) sertésből származó 0-3,99 (N=16), 4-6,99 (N=28) és 7-10 mm (N=36) átmérőjű, lezárt vérérszegmensek nyomáspróbája során $968,4 \pm 312,71$; $934,6 \pm 283,58$ és $869,7 \pm 287,71$ Hgmm nyomásellenállást állapítottak meg. Brill (2004) 5,6 mm átmérőjű, sertésből származó vérerek *in vitro* lezárását értékelte termokamerás felvételeken. A folyamat 9. másodpercében 1 mm-re nőtt a 60°C-os hőv távolsága, a kezdődő fehérje-denaturáció markere, és hosszabb aktiváció esetén is változatlan maradt. Advincula és mtsai. (2005) nyomásérzékeny filmen vizsgálták a vágógerenda („l”-gerenda) előretolása közben kialakuló magas nyomást. A nyomás a kontaktfelület 30%-án $13,79$ MPa feletti értéket képviselt és néhol elérte az $53,78$ MPa-t is. Damani és mtsai. (2005) sertésből

származó, 7,9 mm átmérőjű erek lezárása során 83,7°C maximum hőmérsékletet detektáltak, az 54°C-os hőív távolságát pedig 1,4 mm-nek mérték. Mayhew és mtsai. (2007) laparoszkópos petefészek- és méheltávolítást végeztek 30 szuka kutyán hagyományos ligatúrák, kapcsok és az EnSeal® bevonásával. A műtétek időtartama az első 3x5 állat esetén 80; 68 és 33, a második 3x5 állat esetén 71; 50 és 40 perc volt. Sahin és mtsai. (2007) patkánymájon végzett reszekció során hematoxin- és eozin-festéssel értékelték a kollaterális hőkárosodást, amely 1,7±0,09 mm-nek bizonyult. Pontozásos rendszerük alapján a szöveti elváltozás mértéke csekély volt. Person és mtsai. (2007) kísérleti sertések különböző perifériás és viszcerális artériáit és vénáit vizsgálták (átmérő 4,1±1,5 mm). A lezáráshoz szükséges idő 4,1±0,9 s, a nyomásellenállás 678±184 Hgmm volt. A minták metszetein hematoxin- és eozin-festés alapján kvalitatív és kvantitatív értékelést végeztek. Lamberton és mtsai. (2008) szarvasmarhából származó, 5 mm átmérőjű, fagyasztva tárolt artériákon – inkubátorban szimulált, laparoszkópos beavatkozások során – a lezáráshoz és átvágáshoz szükséges időt (19,2 s), a nyomásellenállást (255 Hgmm), a kollaterális hőmérséklet-emelkedést (2 mm távolságban mikrotermisztorral: 58,9°C) és a füstképződést (lézer-fotométerrel: 21,6 ppm) mérték. Newcomb és mtsai. (2009) kísérleti sertések 2-3, 4-5 és 6-7 mm átmérőjű ereinek lezárása során vizsgálták a sikertelen beavatkozások arányát (5,88; 0; 0 %), az átlagos nyomásellenállást (1025,33; 927,89; 720,47 Hgmm) és a lezáráshoz szükséges időt (4; 6,81; 8,25 s). Box és mtsai. (2009) kísérleti sertések *ductus thoracicus*-át (2,6 mm átmérő) zárták le sikeresen, 453 (255-825) Hgmm nyomásellenállást mértek és szövettani értékelést végeztek. Zorn és mtsai. (2010) eredményei szerint – humán prosztata ereinek lezárása során – a kollaterális hőkárosodás kiterjedése hematoxin- és eozin-festéssel 0,98 mm (0,7-1,2), TUNEL (terminal transferase uridyl nick end-labeling apoptosis staining) eljárással 1,12 (0,9-1,3) mm volt, amit hűtéssel tovább tudtak csökkenteni. Mantke és mtsai. (2011) fagyasztva tárolt sertés *arteria carotis* mintákon (N=487, 4,41±0,41 mm átmérő) bipoláris- és ultrahangeszközök hatékonyságát és biztonságát vizsgálták. Klinikai szempontból a LigaSure™ LS1520 és az Erbe EnSeal® PTC készülékek működését egyaránt hatékonyak és biztonságosnak találták. Vizsgálataik alapján a szuprafiziológiás nyomásellenállás és az akut hibaszázalék tekintetében a LigaSure™ (965±364 Hgmm, illetve 2,7%), a kollaterális hőkárosodás és a vérerragasztás átlagos időigénye tekintetében pedig az EnSeal® (1,84±0,63 mm, illetve megközelítően 8 sec) eredményei mutatkoztak kedvezőbbnek.

Mivel az említett szerzők által alkalmazott vizsgáló módszerek és a rendelkezésre álló eredmények nem egységesek, a klinikai betegeinken történő alkalmazást megelőzően saját vizsgálatokat végeztünk kísérleti sertéseken, illetve azok szövetein. Az első biztonsági

kérdésnek a kezelt vérerek, szövetkötegek sikeres lezárását és szuprafiziológiás nyomásokkal szemben tanúsított ellenállóképességét (pozitív hatás), a második biztonsági kérdésnek pedig a kollaterális hőképződés által létrejövő, nemkívánatos szövetkárosodás mértékét tekintettük (negatív hatás). Céloom a vizsgáló módszerek standardizálása, az EnSeal[®] eszköz paramétereinek vizsgálata és kvantitatív értékelése volt.

3.2 Anyag és módszer

3.2.1 Műtét, mintavétel

EnSeal[®] RF-60 generátor és EnSeal[®] kézidarabok felhasználásával (Johnson & Johnson / Ethicon Endo-Surgery, USA), 30-40 kg-os, kísérleti sertéseken (N=10), általános anesztéziában vérér- és szövetragasztásokat, majd ezt követő mintavételeket (máj, lép, izom és különböző vérerek) végeztünk. A kísérleti keretengedély száma: Fővárosi Állategészségügyi és Élelmiszer Ellenőrző Állomás, Budapest 360/003/2004, SZIE ÁOTK Munkahelyi Állatvédelmi Bizottság 52/2005.

A premedikáció és indukció 0,5 mg/kg midazolam (Dormicum 5 mg/1 ml inj., Egis) és 10 mg/kg ketamin (Calypsol 500 mg/10 ml inj., Richter Gedeon) intramuszkuláris, és ezt követően 5 µg/kg fentanil (Fentanyl 0,25 mg/5 ml, Richter Gedeon) és 5 mg/kg propofol (Propofol Fresenius 1%, Fresenius Kabi) intravénás beadásával történt. Intubálás után a fenntartás oxigén vivőgáz és 2 v/v% izoflurán (Forane 100 ml oldat inhalációhoz, Abbott) keverékével és 3,6 µg/kg/óra fentanil és 0,36 mg/kg/óra ketamin CRI (constant rate infusion) intravénás bevitelével történt. A sertések az anesztézia alatt folyamatos fizikális és műszeres monitorozás alatt álltak, a mintavételek után pedig 60 mg/kg embutramid, 1,5 mg/kg tetrakain-hidroklorid és 15 mg/kg mebezónium-jodid (0,3 ml/kg T61 inj. A.U.V., Intervet) intravénás bevitelével eutanázia történt.

3.2.2 Nyomásellenállás mérése

A nyomásellenállás méréséhez 60 vérérszakaszt (a lép, a gyomor és bélfodor területén, illetve *vena jugularis* és *arteria carotis*) zártunk le és távolítottunk el. A minták 3-4 cm hosszúak, elágazódás-mentesek, egyik végükön zártak, másik végükön nyitottak voltak. *In vivo* átmérőjük alapján három csoportba osztottuk őket: 2-3 mm, 4-5 mm és 6-7 mm. Minden csoport 10 artériát és 10 vénát tartalmazott. Az eszköz 7 mm-es érátmérőig van hitelesítve, de mivel 20 mm hosszúságú (I) fogói közé (kör alakú érkeresztmetszetet és síkba történő gyűrődésmentes összenyomást feltételezve) 12 mm átmérőjű (I/π) ér is befogható, 8-12 mm

közötti átmérőjű ereket is vizsgáltunk. Az érszakaszok nyitott végét sebészi varrófonallal *Cole Parmer K-76302-00 Single-head chemical feed solenoid diaphragm pump* készülékhez (Cole Parmer, USA) csatlakoztattuk, és lumenükbe testmeleg fiziológiás sóoldatot adagoltunk. A növekvő nyomásértékeket *Omega PX-203 pressure transducer*-rel alakítottuk elektromos jellé és *Omega DP41-E high performance voltage/current indicator* készülék (OMEGA Engineering, USA) kijelzőjén jelenítettük meg. Mivel a klinikai beavatkozások közben nem lehet a lezárás hatékonyságát befolyásoló paraméterek mindegyikét (a vérerek típusa, mérete, szerkezeti felépítése, különböző kollagén-tartalma) meghatározni, viszont a lezárásnak minden érképlet esetében biztosan be kell következnie (jóllehet a vénás vérnyomás jelentősen alacsonyabb), követelményként egységesen 360 Hgmm nyomásellenállást (az emberi átlagos szisztolés vérnyomásérték háromszorosát) jelöltünk meg.

3.2.3 Hőképződés és hőterjedés mérése

A hőképződés és a hőterjedés mértékét medián laparotómia során, 22 mezenterialis vérér (*arteriae et venae jejunaes*) lezárása közben *NEC Thermo Tracer TH 7700* termokamera (NEC, Japán) segítségével rögzítettük (14. ábra). (A kamera hullámhossza 8-14 μm , mérési tartománya -20°C -tól $+250^{\circ}\text{C}$ -ig, pontossága $\pm 2^{\circ}\text{C}$, hőmérsékleti felbontóképessége $0,1^{\circ}\text{C}$, képfrissítési frekvenciája 8,5 kép/sec, geometriai felbontóképessége pedig QVGA: 320x240 pixel.) A kamera és a műtéti terület távolsága minden esetben 50 cm, a helyiség levegője 21°C , a műtőasztal hőmérséklete 37°C , az állatok belső testhőmérséklete fiziológiás (39°C) volt. A termokamera kijelzője valós időben mutatta a hőmérsékletskálát, a képpontok hőmérsékletét, a minimum és maximum hőmérsékletet és az izoterma-vonalakat. A kamera rögzítette a nyers termográfiai adatokat, melyeket a készülékhez tartozó *Microviewer TH78-719* és *Microspec* szoftverek segítségével később értékeltünk.



14. ábra. A hőterképezésnél alkalmazott NEC Thermo Tracer TH 7700 termokamera

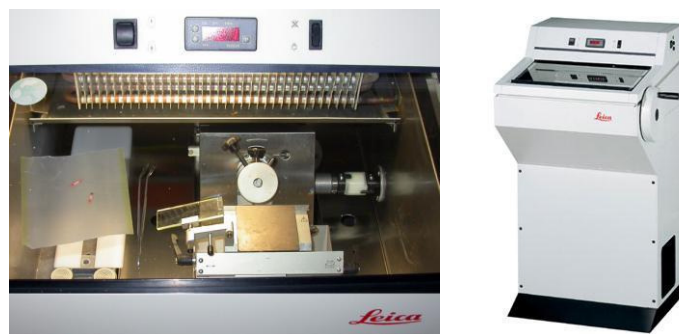
3.2.4 Kollaterális szövetkárosodás mérése

A kezelt szövetekből mintákat vettünk (máj, lép, hasfal izomzata, különböző erek a lép, gyomor és bélfodor területéről, *vena jugularis*, *arteria carotis*), a mintákat 8%-os pufferolt formaldehyd-oldatban, szobahőmérsékleten, 24 órán át konzerváltuk. A konzerválást szövet-előkészítés és paraffinos beágyazás követte. A konvencionális blokkokból 3-4 µm vastagságú metszeteket készítettünk, amelyeket hematoxilinnel és eozinnal festettünk meg (*a sejtmagok és a mézlerakódások kékek, a citoplazmák és a kötőszöveti rostok rózsaszínűek vagy vörösek, a porcalapállomány halványlila*). További metszeteken általános áttekintésre Giemsa-festést (*a sejtmagok sötétkékek, a citoplazmák rózsaszínűek, az eozinofil szemcsék és a vörösvértestek narancsvörösek, a bazofil szemcsék sötétlilák, a kötőszövet rózsaszínű*), a kollagénrostok feltüntetésére pikroszíriuszvörös- (*a sejtmagok barnásfeketék, a kollagénrostok, a rácsrostok, a bazális membránok, a szarkolemmák, a gyűrűrostok és a fellazult szarulemezek vörösek, az epefesték zöld, egyéb szövet sárga; polarizált fényben a kollagén- és rácsrostok fokozottan anizotrópok*) és Heidenhain-féle Azan-festést (*a sejtmagok vörösek, a vörösvértestek narancssárgák, a citoplazmák vörösek-narancsszínűek, a kötőszöveti rostok kékek*), a rugalmas rostok feltüntetésére rezorcinfukszin-festést (*a rugalmas rostok sötétlilák, az alap sárga*), a rácsrostok detektálására Gömöri-féle hexametilentetramin-ezüst eljárást (*a nyálka, a glikogén és a melanin barnásfekete, az alap színtelen*) és a szénhidrátartalmú szövetalkotórészek feltüntetésére PAS-festést (*a glikogén, érhialin, fibrinoid, hám-nyák, porcalapállomány, amiloid, kolloid, cellulóz, poliglükozán testek, bazális membránok és rácsrostok ibolyásvörösek, a kollagénrostok halványvörösek, a sejtmagok kékek*) alkalmaztunk (Krutsay, 1980; Krutsay, 1999). Az elkészült metszetekben vizsgáltuk a hőkárosodás hisztomorfológiai paramétereit.

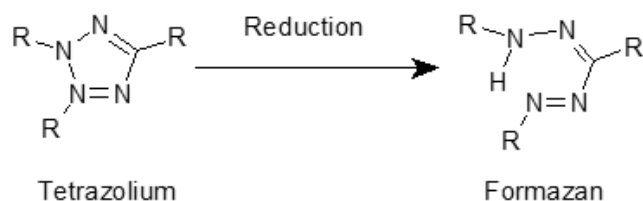
További 183 kezelt szövetmintát (30 máj, 6 lép, 21 hasfali izom és 126 vérér, ezek közül 33 a lép, 24 a gyomor, 42 a bélfodor területéről, 15 az *arteria carotis*ből és 12 a *vena jugularis*ból származott) enzimhisztokémiai eljárással dolgoztunk fel. A minták között szereplő vérerek átmérő (2-7 mm) és típus (artéria, véna) szerinti megoszlása egyenletes volt. A friss mintákat gyorsfagyasztottuk és további két csoportra osztva a feldolgozásig -20°C-on, illetve -80°C-on tároltuk, majd Leica CM 1510-S (Leica Microsystems, Németország) krioszáttal 10 µm vastagságú metszeteket készítettünk (15. ábra). A metszeteket az alábbi összetételű oldattal 37°C-on 30 percig kezeltük: 1 g NBTC (nitrokék-tetrazólium-klorid; Duchefa, Hollandia); 5 g NAD (nikotinamid-adenin-dinukleotid; Reanal, Magyarország); 50 ml 85%-os DL-tejsav (Reanal, Magyarország); 100 ml 0,05 mol/l tris puffer (pH=8,0; Reanal, Magyarország); 10 g 98-99%-os polivinil alkohol (Alfa Aesar, Németország). Ezt követően a metszeteket vízzel

öblítettük, 8%-os pufferolt formaldehid oldatban (Reanal, Magyarország) 5 percen át fixáltuk, vízzel mostuk és glicerín (Molar, Magyarország) - zselatinban (Reanal, Magyarország) elzártuk. Vizsgálatunk során a tetrazólium reagens segítségével az oxido-reduktázok csoportjába tartozó laktát-dehidrogenáz (LDH) enzim aktivitását mutattuk ki. A laktát-dehidrogenáz enzim a tejsavról protonátvitelt katalizál a nikotinamid-adenin-dinukleotid (NAD) koenzimre, miközben piroszőlősav keletkezik. A NADH₂ hidrogénjét a szövetekben jelen levő NAD-dehidrogenáz (NAD-diaforáz) hatására a tetrazóliumsó fogadja, és redukálódva fénymikroszkópos metszetekben észlelhető, kékeslila színű formazán csapadékot hoz létre (Bedi és mtsai., 2007; Jeffrey és mtsai., 1998; Krutsay, 1999; Laubach és mtsai., 2006; Lofgren és Soderberg, 1998; Manstein és mtsai.; 2004, Vakoc és mtsai., 2007) (16. ábra).

A metszeteken a kollaterális hőkárosodás kiterjedésének méréséhez Mirax Midi virtuális mikroszkópot (3D Histech Kft., Magyarország), illetve Olympus BX-60 mikroszkóphoz (Olympus, Japán) csatlakoztatott SPOT Xplorer digitális kamerát (4 megapixeles CCD, 14 bites képrögzítéssel) és SPOT Advanced szoftvert használtunk (Diagnostic Instruments, USA) (17. ábra). Az EnSeal[®] eszközzel szemben támasztott követelményünk az MTZ_t (total microscopic thermal injury zone), a hossz tengelyre merőleges, kétoldali szövetkárosodás teljes kiterjedésének 7 mm alatti, azaz az MTZ_{lat} (collateral microscopic thermal injury zone), az egyoldali szövetkárosodás kiterjedésének 1 mm alatti értéke volt. (Az eszköz átmérője 5 mm.)



15. ábra. A fagyasztva tárolt minták metszése Leica CM 1510-S kriosztáttal történt



16. ábra. A tetrazóliumsó redukciója során kékeslila színű formazan csapadék képződik



17. ábra. A bal oldalon a Mirax Midi virtuális mikroszkóp, mellette az Olympus BX-60 mikroszkóp és a SPOT Xplorer digitális kamera, alul pedig a kollaterális szöveti hőkárosodás kvantitatív értékelésénél alkalmazott SPOT Advanced szoftver

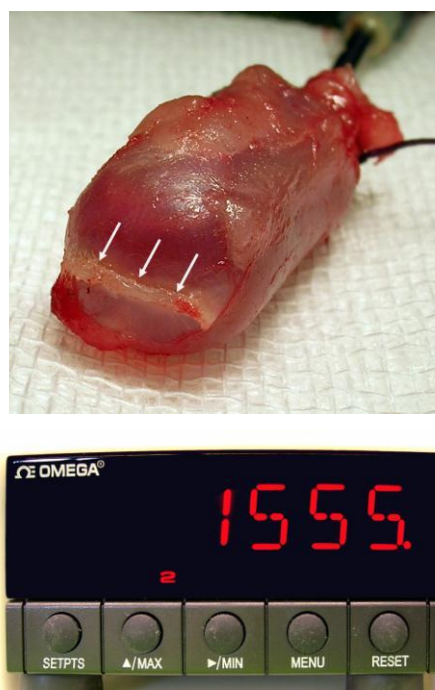
3.2.5 Alkalmazott statisztikai módszerek

A mérések eredményeit R (2010) statisztikai szoftverrel dolgoztuk fel. A megállapításokat $p < 0,05$ teljesülése esetén tekintettük szignifikánsnak. A nyomásellenállás értékeléséhez egy mintás Student-féle t-próbát (One Sample t-test), az MTZ_t , illetve MTZ_{lat} értékeléséhez egy mintás Student-féle t-próbát és a mintacsoportok átlagainak összehasonlításához ANOVA (Analysis of Variance) varianciaanalízist végeztünk. A nyomás-, a hőmérséklet- és hosszértékeket átlag \pm standard hiba (minimumérték-maximumérték) formában adtuk meg.

3.3 Eredmények

3.3.1 Nyomásellenállás mértéke

A vizsgált érszakaszok (N=60) mindegyike intakt maradt a 360 Hgmm-re növelt intraluminális nyomás mellett, így a nyomásellenállás szignifikánsan meghaladta (egy mintás Student-féle t-próba) a kijelölt határértéket. A megnyílás átlagosan $873,89 \pm 120,57$ (425-1555) Hgmm nyomásértéknél, és jellemzően nem a lezárás területén következett be. Az általunk tesztelt néhány, 12 mm-es átmérőjű vérérszegmens is ellenállt a 360 Hgmm-es nyomásnak. A legmagasabb mért nyomásérték 1555 Hgmm volt egy 5 mm átmérőjű, sertésből származó *arteria carotis* mintán (18. ábra).

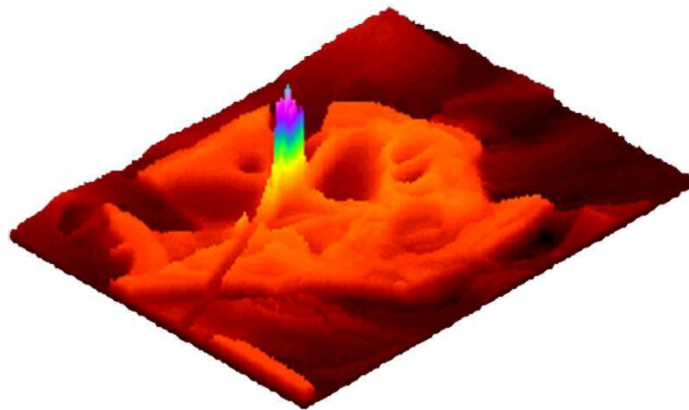
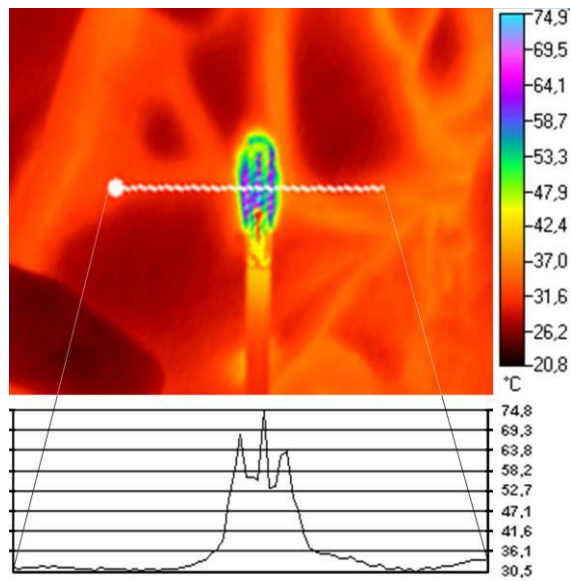


18. ábra. Egy sertésből származó *arteria carotis* szegmens nyomáspróbája (a nyílak a lezárás vonalát jelölik) és a mért legmagasabb nyomásellenállási érték (1555 Hgmm)

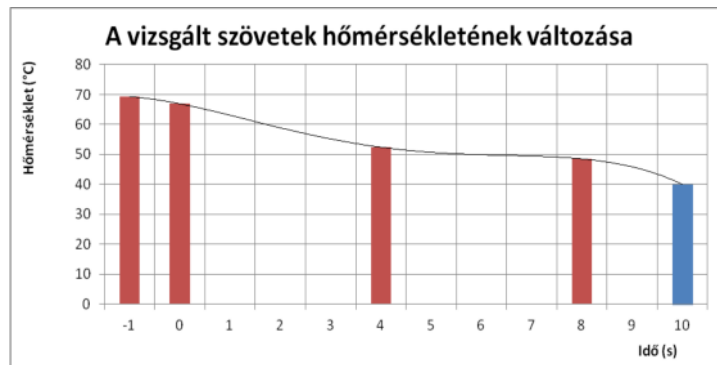
3.3.2 Hőképződés és hőterjedés mértéke

Termokamerás felvételeink szemléletesen ábrázolják az EnSeal[®] és a kezelt szövetek felületének hőmérsékleti dinamikáját. Az aktivált kézidarab hőmérsékleti keresztmetszetét egy haranggörbével és annak tetőpontján egy „W”-alakú hőárnyékkal jellemezhetjük. A három hőmérsékleti csúcs a fogók széleinél és a hossz tengelyen jelentkezik, és a kézidarab

konstrukciójából eredően jelentősen alatta maradt a befogott szövetek maximális (100°C) hőmérsékletének (19. ábra). A belfodor erein 22 standardizált *in vivo* beavatkozást értékeltünk. Az aktiváció alatt a fogók szélénél a szövetek felületi hőmérséklete átlagosan $69,25 \pm 0,98$ (61,10-75,60) °C-ra emelkedett. Az aktiváció végén közvetlenül az eszköz elemelése után a szövetek felületén átlagosan $66,89 \pm 0,66$ (60,20-72,20) °C-ot mértünk. A szövetek hőmérséklet-csökkenése az inaktiváció utáni első 4 másodpercben átlagosan $14,50 \pm 2,97$ (2,90-25,20) °C, a második 4 másodpercben átlagosan $3,90 \pm 0,42$ (1,10-5,30) °C volt, és a hőmérséklet a 10. másodperc után minden esetben 40°C alá süllyedt. Az aktiváció befejezése előtti másodperctől az aktiváció befejezése utáni 10. másodpercig terjedő időszakban a kezelt szövetek hőmérséklete a következő polinomiális egyenlettel írható le: $y(^{\circ}\text{C}) = -0,0139 \cdot (x_{(s)}+2)^4 + 0,3284 \cdot (x_{(s)}+2)^3 - 2,3627 \cdot (x_{(s)}+2)^2 + 2,6372 \cdot (x_{(s)}+2) + 68,661$ (20. ábra). A kézidarab szárának hőmérséklete a beavatkozások alatt mindvégig 40°C alatt maradt, viszont a fogók felületi hőmérséklete követte a szövetek hőmérsékleti változásait. Az egymást követő többszöri aktiválás tartósabb hőmérséklet-emelkedést eredményezett. A termokamerával vizsgált hőöv kiterjedése és a szövettani metszeteken később értékelt hőkárosodási zóna hasonlóan mutatkozott, de a termokamerás felvételeink viszonylag alacsony felbontása (320x240 pixel) nem tette lehetővé a célul kitűzött magas mérési pontosságot.



19. ábra. Felül egy vérer ragasztásának hőképe és a hőképen fehérrel jelölt szakasz hőmérsékleti profilja (a szélső hőmérsékleti csúcsok az eszköz széleinél, a középső pedig a hosszengelyen jelentkezik), alul pedig a hőmérsékleti adatok háromdimenziós leképezése látható



20. ábra. A vizsgált szövetek hőmérséklete az aktiváció befejezése előtti másodperctől az aktiváció befejezése utáni 10. másodpercig terjedő időszakban a következő polinomiális egyenlettel írható le: $y(^{\circ}\text{C}) = -0,0139 \cdot (x_{(s)}+2)^4 + 0,3284 \cdot (x_{(s)}+2)^3 - 2,3627 \cdot (x_{(s)}+2)^2 + 2,6372 \cdot (x_{(s)}+2) + 68,661$. A hőmérséklet a 10. másodperc után éri el a kiindulási értéket.

3.3.3 Kollaterális szövetkárosodás mértéke

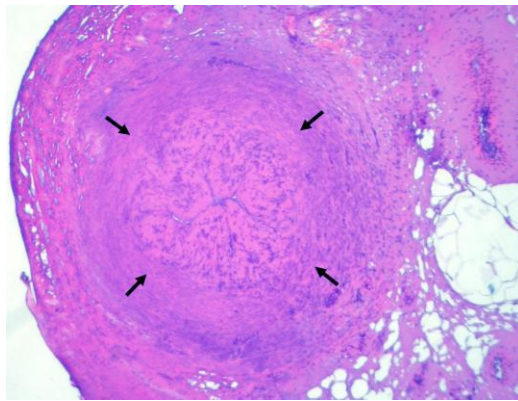
A kezelt szövetek fehéres elszíneződése – a fehérjék denaturációja miatt – és a lezárt vérerek áttetszősége minden esetben makroszkóposan is megfigyelhető volt (21. ábra). A makroszkópos elváltozás kiterjedésének mérési pontossága azonban nem érte el az általunk elvárt mértéket.



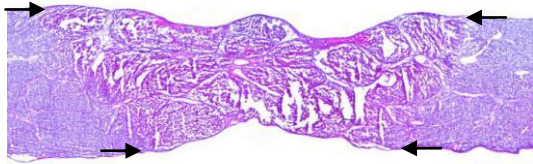
21. ábra. A kezelt izomszövet két oldalának makroszkópos képe. A fehérjék denaturációja miatt a kezelt szövetek fehéres elszíneződése minden esetben megfigyelhető.

A hematoxilinnel és eozinnal festett szövettani metszetek fénymikroszkópos vizsgálata során azt tapasztaltuk, hogy a kezelt szövetek vérereinek lumene – az érstruktúra és mikrokörnyezetének zsugorodása következtében – elzáródott, illetve az erek fala homogenizálódott, denaturálódott, hipereozinofillé vált. A *tunica media* simaizomsejtjeiben a sejtmagok fragmentálódtak, dugóhúzoszerűen megnyúltak, vagy piknotikusá váltak,

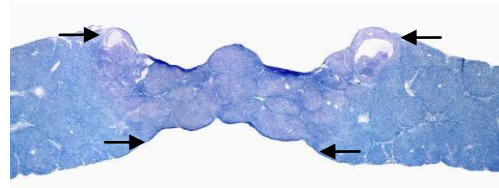
esetenként vakuólumokat tartalmaztak. A denaturálódott kollagénrostok finomszerkezete eltűnt, homogenizálódott. A vérerek *lamina elastica interna* rétege nem volt fellelhető vagy fragmentálódott, illetve mikrokörnyezetében szöveti hasadékok voltak megfigyelhetők. Az érintett területeken kisszámú aktivált neutrofil granulocytá volt fellelhető. A beavatkozástól távolabb eső területeken az alapszövet és sejtjeinek, intercelluláris alkotóelemeinek integritása változatlan maradt (22. ábra). A különböző szövetekben az alkalmazott többi klasszikus szövettani eljárás is alkalmasnak bizonyult – különböző mértékben – a hőkárosodás jelzésére (23. ábra).



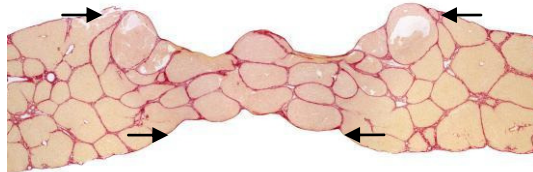
22. ábra. Egy EnSeal[®] eszközzel kezelt, elzáródott lumenű, muskuláris típusú, középnyag artéria keresztmetszeti képe (H.E. 200x)



Hematoxilin- és eozin-festés



Giemsa-festés



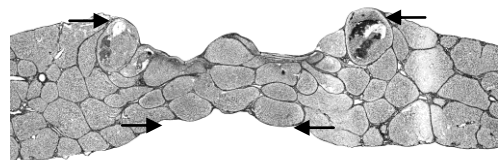
Pikroszíriuszvörös-festés



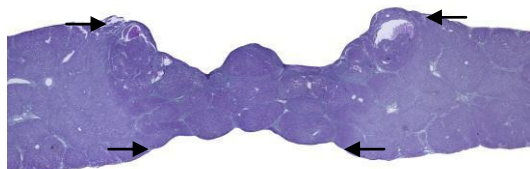
Heidenhain-féle Azan-festés



Rezorcín-fukszin festés



Gömöri-féle hexametilentetramin-ezüst eljárás



PAS-festés

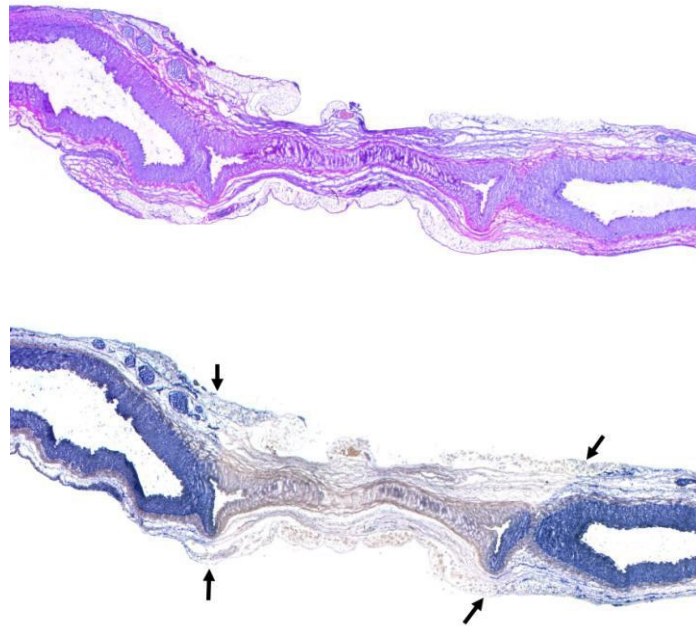


NBTC enzimhisztokémiai eljárás

23. ábra. Májból származó minta ép és hőkárosodott területeinek elkülönítő vizsgálata különböző szövettani eljárásokkal (1,2x). A hőkárosodott terület határát nyilak jelölik.

Enzimhisztokémiai vizsgálataink során az LDH aktivitása fénymikroszkópos metszeteken 64°C alatt kimutatható volt, az NBTC reagensből kékeslila színű formazán csapadék jött létre; azonban 64°C fölött (a reakcióért felelős enzimfehérjék denaturálódása miatt) már nem alakult ki észlelhető színreakció. A 64°C-os határérték empirikus, különböző hőmérsékletű

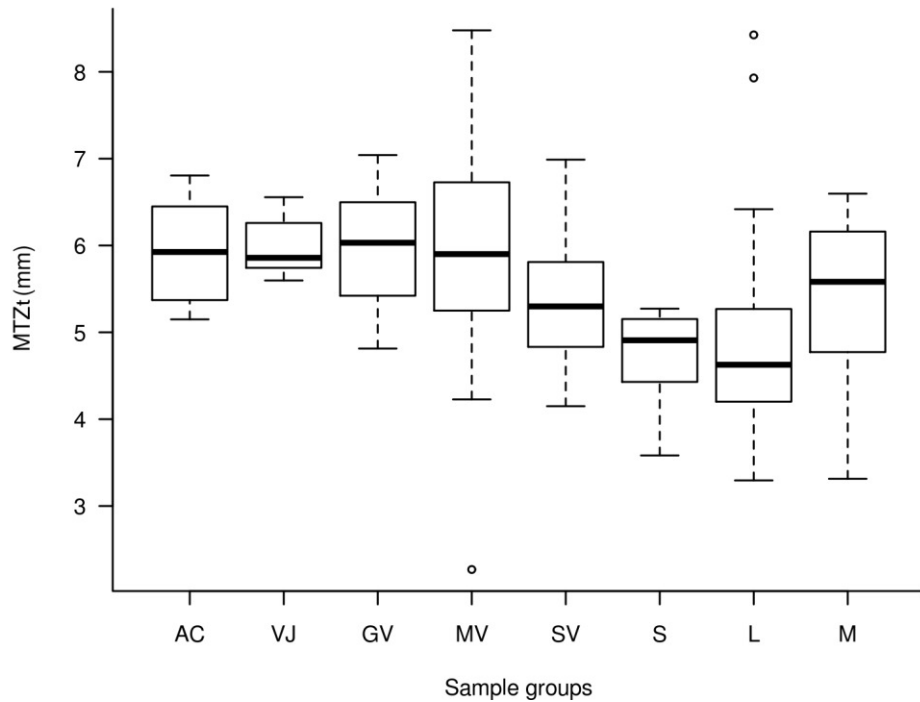
vízfürdőben inkubált minták festésével igazolható. A metszeteken látható éles demarkációs vonalak a 64°C-os izotermavonalnak (azonos hőmérsékletű pontok által alkotott vonal) felelnek meg (24. ábra). Bizonyos szöveti területek, köztük az adventícia, alapállapotban sem festődnek. A -20°C-on (első mintacsoport), illetve -80°C-on (második mintacsoport) történő tárolást követően a két mintacsoport enzimaktivitása között nem találtunk különbséget.



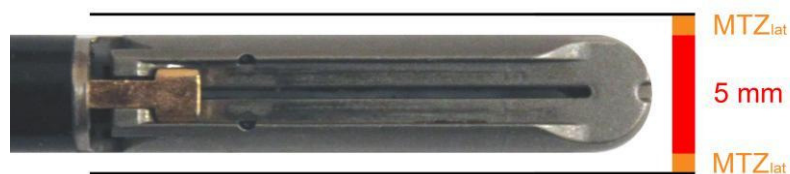
24. ábra. Az EnSeal[®] eszközzel lezárt, muskuláris típusú, középnagy artéria hosszmetseti képe hematoxin- és eozin-festéssel (felül) és NBTC enzimhisztokémiai eljárással (alul) (1,2x). Az enzimhisztokémiai eljárással a hőkárosodott (fehér) és az ép (kékeslila) szövetek élesen elkülöníthetők.

A Mirax Midi virtuális mikroszkóp felbontása szükségtelenül magasnak bizonyult (egy digitalizált kép mérete több száz megabájt méretű), így ezt a módszert elvetettük. A kvantitatív értékelésre az enzimhisztokémiai módszerrel feldolgozott mintacsoportot és az Olympus BX-60 mikroszkóphoz csatlakoztatott SPOT Xplorer kamerát és SPOT Advanced szoftvert találtuk alkalmasnak. A színintenzitás-különbségek alapján mért MTZ-értékek mikroszkópikus pontosságúak és reprodukálhatók (a szoftveres feldolgozás esetén intra- és interobszerver hiba nem jelentkezik). A mintacsoportok MTZ_t értékeit az alábbi boxplot ábrán foglaltuk össze (25. ábra). Az összes minta figyelembe vételével az MTZ_t érték átlagosan 5,55±0,08 mm, ebből az MTZ_{lat} érték átlagosan 0,28±0,04 mm (26. ábra). A kezelt szövetek (lép, máj, izom) és vérerek (lép, gyomor és bélfodor erei, vena jugularis, arteria carotis)

csoportjain belül az MTZ-értékek eltérése nem volt szignifikáns, tehát azok statisztikailag egyenlőnek tekinthetők (ANOVA). Vizsgálatainkban a nagy erek (*vena jugularis*, *arteria carotis*) kivételével a többi mintacsoport egy részénél (leginkább az izom és a lép esetében) az MTZ_t kisebb volt, mint a kézidarab átmérője. Egyes esetekben pedig (a formalinban konzervált és a fagyasztott minták között is) a károsodott terület keresztmetszete nem téglalap, hanem trapéz alakú volt.



25. ábra. A vizsgált mintacsoportok MTZ_t értékei (mm). AC = *arteria carotis*, VJ = *vena jugularis*, GV = gyomor erei (*gastric vessels*), MV = mezentérium erei (*mesenteric vessels*), SV = lép erei (*splenic vessels*), S = lép (*spleen*), L = máj (*liver*), M = izom (*muscle*)



26. ábra. Az MTZ_t érték a kétoldali MTZ_{lat} érték és az eszköz átmérőjének (5 mm) összege

3.4 Megbeszélés

Dubiel és mtsai. (2010) az elektromágneses energián alapuló sebészi eszközök alkalmazási területeit részletesen összefoglalták. Ezen eszközök klinikai felhasználási fázisát és a alkalmazási területek bővítését minden esetben állatkísérletek előzik meg, de az ehhez szükséges kísérletek felépítése, a mérőmódszerek típusa és a választott határértékek nem kellő mértékben standardizáltak. Ez az EnSeal[®] esetében is megfigyelhető.

Célom az EnSeal[®] eszköz tulajdonságainak vizsgálata, a vizsgáló módszerek standardizálása és a paraméterek kvantitatív értékelése volt.

Saját vizsgálataink során, a szakirodalomban fellelhető vizsgálatok túlnyomó hányadával (Dénes és mtsai., 2003; Brill, 2004; Damani és mtsai., 2005; Person és mtsai., 2007; Newcomb és mtsai., 2009; Box és mtsai., 2009; Mantke és mtsai., 2011) megegyezően sertésből származó mintákat használtunk. Sahin és mtsai. (2007) patkánymáját, Lamberton és mtsai. (2008) szarvasmarhából származó mintákat használtak fel.

Saját vizsgálataink során az EnSeal[®] eszközzel lezárt vérérszakaszokat Newcomb és mtsai. (2009) által leírtakhoz hasonlóan 2-3; 4-5; 6-7 mm átmérő és típus (artéria, véna) szerint csoportosítottuk. Dénes és mtsai. (2003) 0-3,99; 4-6,99 és 7-10 mm, Brill (2004) 5,6 mm, Damani és mtsai. (2005) 7,9 mm, Person és mtsai. (2007) 4,1±1,5 mm átmérőjű vérérszakaszokat használtak. Lamberton és mtsai. (2008) 5 mm átmérőjű szarvasmarha-artériákat, Box és mtsai. (2009) sertések *ductus thoracicus* mintáit vizsgálták. Mantke és mtsai. (2011) pedig 4,41±0,41 mm átmérőjű vérérszakaszokat alkalmaztak.

Saját vizsgálataink során az egyszer használatos kézidarabok képesek voltak több száz ér-, illetve szövetköteg egymás utáni ragasztására. A vérer-, illetve szövetragasztások időtartama 2 és 8 másodperc között változott. Person és mtsai. (2007) 4,1±0,9 s, Newcomb és mtsai. (2009) átmérőtől függően 4; 6,81; 8,25 s, Mantke és mtsai. (2011) megközelítően 8 s, Lamberton és mtsai. (2008) pedig szarvasmarhában 19,2 s (ragasztás + vágás) értéket mértek.

Saját vizsgálataink során a lezárt vérerek nyomásellenállása szignifikánsan meghaladta az elvárt 360 Hgmm határértéket, 873,89±120,57 Hgmm volt. Dénes és mtsai. (2003) a különböző átmérőjű erek esetén 968,4±312,71; 934,6±283,58 és 869,7±287,71 Hgmm, Person és mtsai. (2007) 678±184 Hgmm, Newcomb és mtsai. (2009) az átmérőtől függően

1025,33 és 927,89 és 720,47 Hgmm értékeket mértek. Lamberton és mtsai. (2008) szarvasmarha artériáknál 255 Hgmm, Box és mtsai. (2009) sertések *ductus thoracicus*ánál 453 (255-825) Hgmm, Mantke és mtsai. (2011) pedig 697 ± 364 Hgmm értéket kaptak.

A termokamerás felületi hőterképezés és a – beavatkozás pontjától adott távolságban elhelyezett – tűtermisztorok által szolgáltatott hőmérsékleti adatok dinamikája hasonló (Dodde és mtsai., 2009; Wallwiener és mtsai., 2010). Saját vizsgálatainkhoz a több adatot szolgáltató termokamerás módszert választottuk. A maximális szöveti hőmérséklet a lezárás közben $69,25\pm 0,98^{\circ}\text{C}$ -nak bizonyult. Brill (2004) a 9. másodpercben a beavatkozástól 1 mm távolságban 60°C -ot mért, Damani és mtsai. (2005) $83,7^{\circ}\text{C}$ maximum hőmérsékletet mértek, az 54°C -os izotermavonalat pedig 1,4 mm távolságban mérték. Lamberton és mtsai. (2008) a kollaterális hőmérséklet-emelkedést a beavatkozástól 2 mm távolságban, mikrotermisztorral $58,9^{\circ}\text{C}$ -nak mérték. Fontos kiemelni, hogy a klinikai beavatkozások során a jatrogén hőkárosodás elkerülése érdekében a fogók pozícióját azok lehűléséig folyamatosan kontrollálni kell; endoszkópos beavatkozásoknál a fogókat a látómezőben kell tartani.

A hőkárosodás mértéke szorosan korrelál a maximum hőmérséklettel, de függ a kezelés időtartamától, a kezelések között eltelt időintervallumtól, a kezelt szövet perfúziójától (hűtő hatás) és egyéb biotermomechanikai tulajdonságaitól is (Phillips és mtsai., 2008). A hőkárosodás értékelésére szövettani módszerek alkalmazása javasolható. Sahin és mtsai. (2007) patkánymájon végzett reszekciók során hematoxilín- és eozin-festéssel értékelték a kollaterális hőkárosodást, amely $1,7\pm 0,09$ mm-nek bizonyult. Person és mtsai. (2007) hematoxilín- és eozin-festés alapján végeztek különböző méréseket. Zorn és mtsai. (2010) humán prosztata ereinek lezárása során mérték a kollaterális hőkárosodás kiterjedését, ami hematoxilín- és eozin-festéssel $0,98$ ($0,7$ - $1,2$) mm, TUNEL (Terminal Transferase Uridyl Nick End-Labeling apoptosis staining) eljárással $1,12$ ($0,9$ - $1,3$) mm-nek mutatkozott, és hűtéssel tovább lehetett csökkenteni. Mantke és mtsai. (2011) eredményei szerint a kollaterális hőkárosodási zóna $1,84\pm 0,63$ mm.

Vizsgálataink alapján megállapítható, hogy a hematoxilín- és eozin-festés, és különböző szövetekben, különböző mértékben a többi alkalmazott klasszikus festési eljárás is alkalmas a hőkárosodás kvalitatív értékelésére, azonban a hőkárosodott és a szomszédos intakt szöveti területek között jelentkező fokozatos átmenet nem teszi lehetővé az MTZ megfelelően nagy pontosságú kvantitatív értékelését. A kollagén finomszerkezeti elváltozása polarizációs mikroszkópiával már 54°C felett kimutatható (Sun és mtsai., 2006), de a

véreragasztáshoz szükséges átalakulás csak 62-67°C között kezdődik meg és 95-100°C-ig tart (Bozecz és Odlyha, 2011.; Wright és Humphrey, 2002; Lee és mtsai, 1995). Tehát az NBTC reagens színreakciója (64°C) a kollagén-denaturáció kezdetének is indikátora. Saját vizsgálataink során az MTZ-értékeket NBTC enzimhisztokémiai módszerrel határoztuk meg. Az MTZ_t-érték (5,55±0,08 mm) szignifikánsan alatta maradt az elvárt 7 mm-es, az MTZ_{lat}-érték (0,28±0,04 mm) pedig az elvárt 1 mm-es határértéknek. Az *in vivo* szövetek megfelelő perfúziója (intraoperatív vérnyomáskontroll, infúziós terápia), a vérkeringés, illetve a lezárás után kialakuló turbulens véráramlás hűtő/hőcserélő hatása, valamint az alacsonyabb környezeti hőmérséklet (a nyitott hasüreg miatt) vélhetően kedvezően befolyásolta az értékeket. Perfúzió nélküli vagy gyenge perfúziójú szövetek vizsgálata vagy laparoszkópos beavatkozások során (Song és mtsai., 2009) vélhetően szélesebb hőkárosodási zóna alakul ki. Ne tévesszük szem elől azt a tényezőt sem, hogy a viszonylag nagy szárhosszúságú kézidarabdal történő intraoperatív manipuláció az alacsony MTZ-értéknél jelentősen nagyobb emberi hibalehetőséget rejt magában.

Vizsgálataink során a nagy erek (*vena jugularis, arteria carotis*) kivételével a többi mintacsoport egy részénél (leginkább az izom és a lép esetében) az MTZ_t kisebb volt, mint a kézidarab átmérője. Ez adódhat abból, hogy az aktiváció során az eszköz szélénél mért felületi hőmérséklet bizonyos esetekben nem érte el a 64°C-ot, de adódhat a kezelt szövetek tulajdonságaiból is. Véleményem szerint a nagy nyomással befogott szövetek bizonyos mértékben megnyúlnak, majd később összehúzódnak, de az eredeti állapottal már nem megegyező méretet vesznek fel. Ehhez hozzájárul a fehérjék denaturációjából eredő zsugorodás is. Egyes esetekben (a formalinban konzervált és a fagyasztott minták között is) a károsodott terület keresztmetszete nem téglalap, hanem trapéz alakúnak mutatkozott. Ez adódhat abból, hogy a fogók felépítéséből eredően az alsó és a felső síkban a hőképződés vagy a befogott szövetek oldalirányú kitüremkedése különböző mértékű. Ezek megállapítása további vizsgálatokat igényel.

Az NBTC enzimhisztokémiai eljárást alkalmasnak tartjuk és javasoljuk a különböző elektromágneses energián alapuló sebészi eszközök (nem csak a vérér- és szövetragasztó eszközök), a különböző teljesítményszintek és applikációs idők hőkárosító hatásának jövőbeni, nagy pontosságú, standardizált összehasonlítására különböző szövetekben. A nyomásellenállások standardizálásához pedig a sertésből származó, hasonló hosszúságú (3-4 cm), átmérő szerint csoportosított (2-3, 4-5, 6-7 és 7 mm felett), elágazódás-mentes, friss artériák és vénák felhasználását és a 360 Hgmm (az emberi átlagos szisztolés vérnyomásérték háromszorosa) határérték alkalmazását javasoljuk.

Eredményeinket és a szakirodalmi adatokat összegezve megállapítjuk, hogy az EnSeal[®], emelkedett vérnyomásértékek esetén, különböző szövetekben és hőérzékeny szövetek környezetében magas biztonságú klinikai beavatkozásokat tesz lehetővé, így módon új műtéti megoldások előtt nyitja meg az utat a humán és az állatorvosi sebészet területén egyaránt.

4. AZ ENSEAL[®] ALKALMAZÁSA ÁLLÓ TESTHELYZETŰ LOVAK LAPAROSZKÓPOS MŰTÉTEINÉL

4.1 Bevezetés

A SZIE ÁOTK Nagyállatklinikáján lovak hasúri rejtett heréjének, illetve petefészkének eltávolítását korábban általános anesztéziában, laparotómias sebből végeztük, és a hemosztázist ligatúrákkal biztosítottuk. Jelen esetsorozatunkban a fenti műtéteknél általános anesztézia helyett bódítást alkalmaztunk, a lovak hátfekvés helyett álltak, a laparotómia helyett minimálisan invazív laparoszkoپیát alkalmaztunk, a vérzéscsillapítást pedig testidegen anyagok behelyezése nélkül, az EnSeal[®] szövetragasztó eszközzel biztosítottuk. Számos szakirodalmi adat áll rendelkezésre a bódított, álló testhelyzetű lovakon végzett laparoszkoپیos rejtetthere-eltávolítás, illetve petefészek-eltávolítás során vérzéscsillapításra alkalmazott különböző, konvencionális monopoláris vagy bipoláris elektrosebészeti eszközökről (Rodgerson és mtsai., 2001; Hanrath és Rodgerson, 2002; Smith és Mair, 2008; Röcken és mtsai., 2009), és a piacvezető LigaSure[™] (Covidien / Valleylab, USA, 1998) elektrosebészeti szövetragasztó eszközről (Hand és mtsai., 2002; Hubert és mtsai., 2006; Lloyd és mtsai., 2007; Varasano és mtsai., 2008; Röcken és mtsai., 2009; de Bont és mtsai., 2010). Azonban tudomásunk szerint ilyen vonatkozásban az EnSeal[®] (Johnson & Johnson / Ethicon Endo-Surgery, USA, 2003) adaptív bipoláris elektrosebészeti szövetragasztó eszköz felhasználásáról még nem jelent meg publikáció.

Célom az EnSeal[®] eszköz klinikai felhasználási területének kiterjesztése, illetve a hagyományos műtéti technikákon túlmutató megoldások alkalmazása, kombinálása és értékelése volt lovak műtétei során.

4.2 Anyag és módszer

4.2.1 Betegcsoport

Vizsgálatainkat 2006. és 2009. között a SZIE ÁOTK üllői Nagyállatklinikáján végeztük. A vizsgálatba 11 lovat vontunk be, 8 mént és 3 kancát. 9 páciens részletes kivizsgálás után, diagnózis birtokában, műtéti indikációval érkezett klinikánkra, 2 beteg pedig a klinika sántaság miatt hospitalizált, és általános vizsgálaton már átesett beteganyagából került ki. A

lovak (5 magyar félvér, 3 angol telivér, 2 quarter horse, 1 magyar sportló) átlagos életkora 3,8 év (1,5-6 év), átlagos testtömege 520 kg (350-650 kg) volt. Nyolc esetben egyoldali rejtetthere-eltávolítást végeztünk. A rejtettheréjűség gyanúja a herezacskó vizsgálata során merült fel, a rejtett herék lokalizálása pedig az inguinális tájék tapintásával, illetve rektális tapintással történt. Inguinális elhelyezkedés esetén (7-10 MHz-es lineáris fejjel) transzabdominális, hasúri elhelyezkedés esetén pedig 0,08 mg/kg butilszkopolamin és 10 mg/kg metamizol (1 ml/50 kg Buscopan compositum inj. A.U.V., Boehringer Ingelheim) intravénás adását követően (5 MHz-es konvex fejjel) rektális kiegészítő ultrahangvizsgálatot végeztünk (Hawk Type 2102 ultrahangkészülék, Brüel-Kjaer Medical, Denmark). Négy esetben petefészek-eltávolítást végeztünk. A petefészkek méretének (6-8 cm átmérő) és szerkezetének felmérése hasonló módon, rektális ultrahangvizsgálattal történt (27. ábra). Két esetben petefészek-daganat miatt egyoldali, egy esetben pedig a tulajdonos kérésére kétoldali petefészek-eltávolítást végeztük.



27. ábra. A baloldali képen egy hasúri rejtett here, a jobboldali képen pedig egy granulózasejtes petefészek-daganat ultrahangképe látható (5 MHz, konvex fej)

4.2.2 Anesztézia

A lovak legalább 24 órával a tervezett műtéti beavatkozás előtt kórházi felvételre kerültek. Az előkészítés a beküldő állatorvosok leletei, a saját fizikális- és ultrahangvizsgálatok és a preoperatív rutin vérlabor (hematológia, biokémia) eredményeinek ismeretében kezdődött el. Minden ló alacsony rizikóosztályba tartozott és nem szenvedett a beavatkozás sikerességét befolyásoló betegségben.

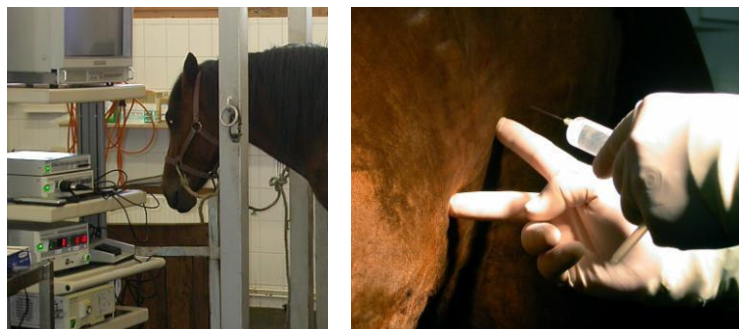
A takarmányt a beavatkozások előtt legalább 12 órára (12-24 óra) megvontuk, hogy a laparoszko-pos beavatkozás során a hasi szervek könnyebben vizualizálhatók legyenek.

A beavatkozások alatt a lovak kalodában álltak, fejüket állványon támaszthatták meg. A műtéti területet az aszepszis szabályai szerint (szőrnyírás, bőr dezinficiálása) készítettük elő.

A páciensek a műtét előtt intramuszkulárisan 0,992 mg/kg benzilpenicillin-prokain, 3,304 mg/kg benzilpenicillin-benzatin és 6,252 mg/kg dihidrosztreptomycin-szulfát tartalmú, 48 órás hatásidejű antibiotikum kombinációt (1 ml/25 kg Tardomyocel Comp. III. inj. A.U.V., Bayer) és intravénásan 1,1 mg/kg flunixin-meglumin (Finadyne 50 mg/ml inj. A.U.V., Schering-Plough) nemszteroid gyulladáscsökkentő és fájdalomcsillapító szert kaptak.

Premedikációra 0,01 mg/kg detomidint (Domosedan 10 mg/ml inj. A.U.V., Pfizer) vagy 0,5 mg/kg xilazint (CP-Xylazin 2% inj. A.U.V., CP Pharma), majd 0,02 mg/kg butorfanolt (Alvegesic 1,0% inj. A.U.V., Alvetra u. Werfft AG) applikáltunk intravénásan. Megfelelő szedáció elérése után a horpasztájékon, a három tervezett port területén, a bőr, a bőr alatti kötőszövet, a hasfali izomzat és a peritóneum beszűréses érzéstelenítésére 3x 15-20 ml 2%-os lidokain (Lidocain 2% inj., Egis) felhasználásával került sor (28. ábra).

A bódult állapot fenntartására a műtéti beavatkozások első 10-15 percében 0,01 mg/kg/óra detomidin és 0,02 mg/kg/óra butorfanol CRI-t (constant rate infusion) alkalmaztunk intravénásan, *jugularis* kanülbe, majd a bevitel sebességét a páciens reakciói alapján változtattuk. A beavatkozások alatt a páciensek – a stabil vérkeringés fenntartásához szükséges mennyiségű – intravénás Ringer infúziót (Ringer infúzió, Teva) kaptak.



28. ábra. A horpasztájéék műtét előtti beszűréses érzéstelenítése lidokainnal

4.2.3 Műtéti beavatkozás

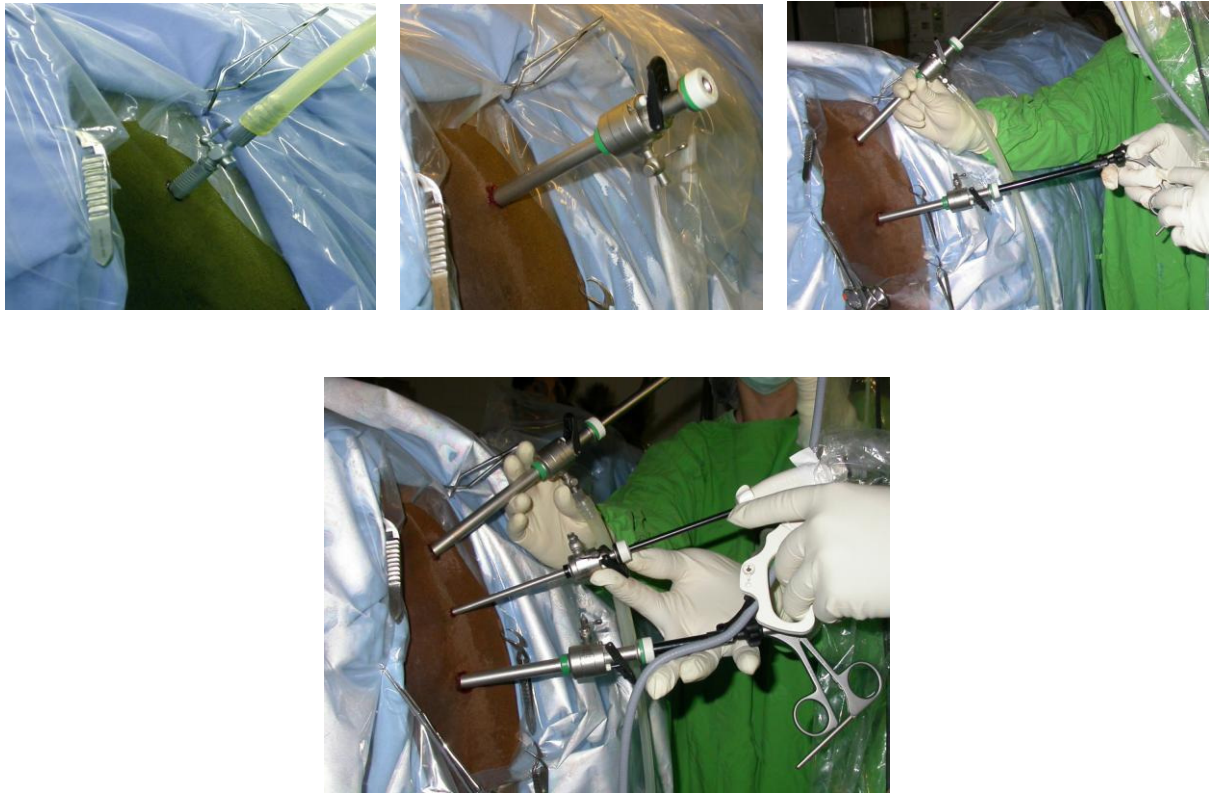
A pneumoperitóneum indukciója *Olympus UHI-2* inszufflátor (*Olympus*, Japán) segítségével, széndioxiddal, *Olympus A5642* Veress-tű lumenén keresztül történt. A képi megjelenítéshez *Olympus CRV-S20* fényforrást, *Olympus OTV-S6 ART-12-E* kamerarendszert (30 fokos optikával), *Olympus OEV 202* monitort, a dokumentációhoz *Olympus OTV-S6R* digitális képrögzítő berendezést és *Panasonic* (*Matsushita Electric Industrial Co.*, Japán) digitális videokamerákat használtunk. A portok kialakításához *Olympus* kanüloket (0538), trokárokat (07463) és szelepeket (07224) használtunk (6 és 11 mm átmérő) (29. ábra). Az

intraabdominális manipulációkat *Olympus 5 mm Semm Claw* fogóval végeztük. A vérerek és szövetkötegek lezárása és átvágása *EnSeal[®]* szövetragasztó rendszerrel történt, amely *EnSeal[®] RF-60* generátorból, aktiváló lábpedálból és *EnSeal[®] 350* mm hosszúságú, 5 mm átmérőjű kézidarabokból állt (Johnson & Johnson / Ethicon Endo-Surgery, USA).

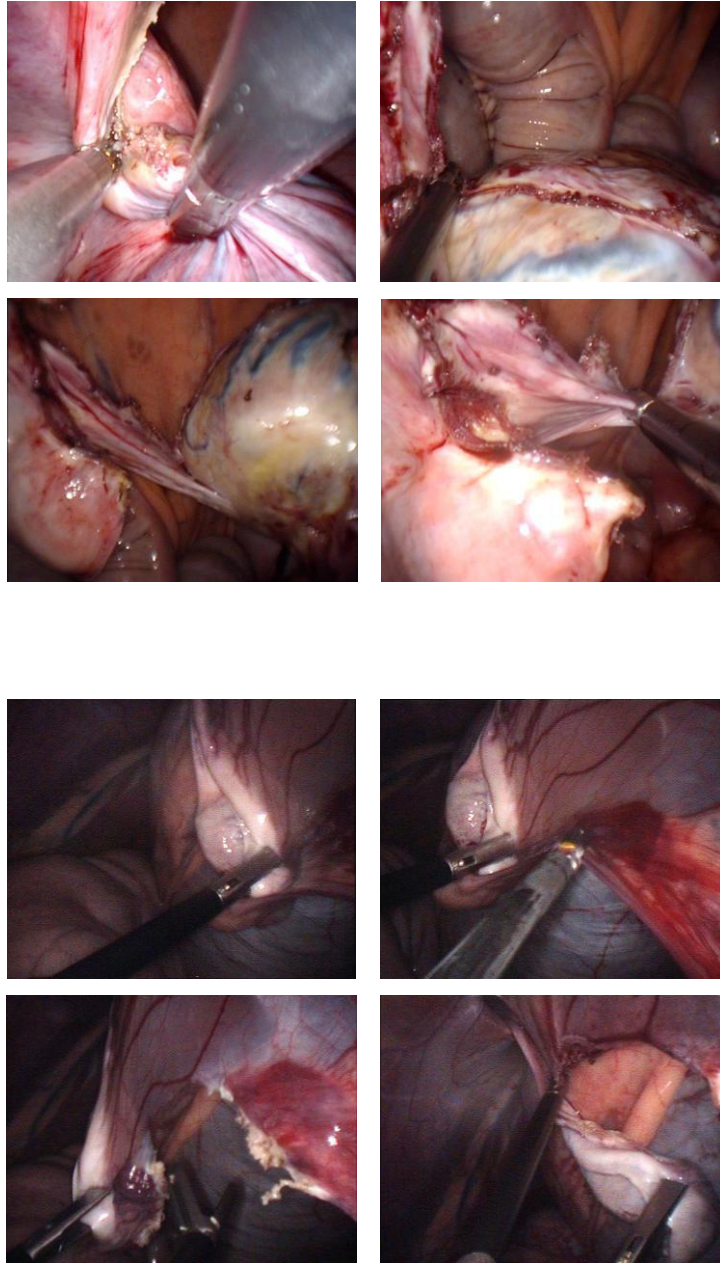
A dorzális (optikai és inszuffláló) port kialakításához 15 mm-es metszést ejtettünk a *musculus obliquus internus abdominis* tapintható dorzális határától 5-7 cm-re dorzálisan, a *tuber coxae* és az utolsó borda közötti távolság felezőpontjánál. A második portot a *musculus obliquus internus abdominis* tapintható dorzális határa felett, a harmadik portot pedig ettől 5-7 cm-re ventrálisan vagy (nagyobb testű lovak esetében) kaudálisan létesítettük (30. ábra). *Olympus* trokárak és kanülök bevezetésével és a trokárak eltávolításával. A beavatkozások alatt a hasúri nyomást folyamatos CO₂-inszufflációval 10 Hgmm-en tartottuk. A hasüregi manipulációk előtt a mezorchium, illetve mezovárium beszűréses, illetve felületi érzéstelenítését lidokainnal (20 ml 2%-os lidokain) végeztük el. A második porton az *EnSeal[®]* szövetragasztó eszközt vezettük be, és alkalmaztuk a herét és mellékherét, illetve a petefészket ellátó vérerek lépésenkénti lezárására, és a kapcsolódó légyszövetek (mezorchium, illetve mezovárium, mezoszalpinx és *ligamentum ovarii proprium*) átvágására. A harmadik porton laparoszkópos szövetfogót vezettünk be. A szövetragasztás alatt ezzel tartottuk helyben, a szövetragasztás után pedig ezzel emeltük ki a herét és mellékherét, illetve a petefészket a hasüregből (31. ábra). A petefészkek folyadéktartalmát az egyik munkacsatorna sebén bevezetett tű segítségével igyekeztünk eltávolítani, hogy a kiemelés során a hasfali sebet minél kisebb mértékben kelljen tágítani (32. ábra). A műtét a három hasfali seb zárásával ért véget. A megtágított hasfali sebet három rétegben, a többi sebet egy rétegben felszívódó monofil varróanyaggal zártuk (*PDS II, USP 0*; Johnson & Johnson / Ethicon, USA).



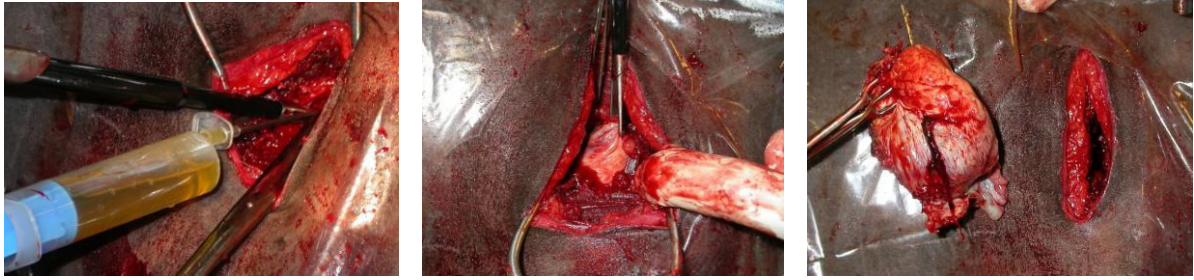
29. ábra. A laparoszkópos portok kialakításához használt
Olympus kanül-trokár-szelep egységek



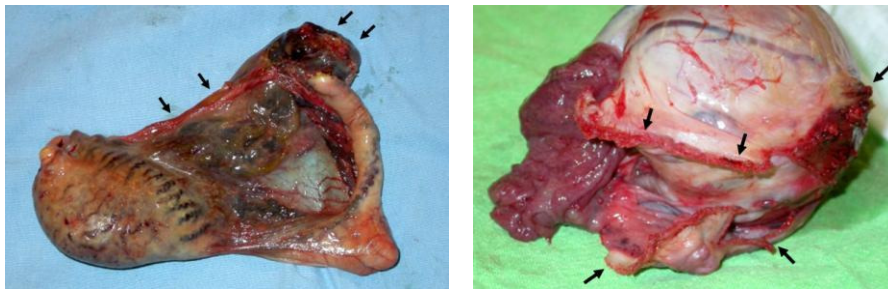
30. ábra. A laparoskopos portok kialakításának lépései (pneumoperitóneum létrehozása, majd az optikai port és a munkacsatornák telepítése). Az alsó ábrán dorzálisan az optika, középen az EnSeal[®], ventrálisan a manipulátor látható.



31. ábra. A petefészek (felső négy kép), illetve a rejtett here és mellékhere (alsó négy kép) függesztő készülékének és vérereinek lezárása, átvágása és a képletek eltávolítása (intraabdominális videófelvétel képkockái)



32. ábra. A petefészek folyadéktartalmának eltávolítása és a képlet kiemelése a port sebének tágításával



33. ábra. Eltávolított rejtett here (bal oldali kép) és petefészek (jobb oldali kép) a szövettani feldolgozás előtt. A nyilak a szövetragasztás területét jelölik.

4.2.4 Posztoperatív szak

A posztoperatív szakban megismételtük a korábban már alkalmazott, hosszú hatású antibiotikum-kombinációt. Posztoperatív fájdalomcsillapításra 2-3 napon át 1-4 g/500 kg fenilbutazont (Phenylbutazonum Ph. Hg. VIII.) alkalmaztunk perorálisan. A betegek elbocsátásig (2-3 nap) kórházi felügyelet alatt álltak.

Egy rejtettheréjű ló ellenoldali, leszállt heréje már korábban eltávolításra került, a többi páciensnél ez a laparoszópos beavatkozást követően, hagyományos módszerrel (döntve, fedetten, zártan), később történt meg. A bőrvarratok eltávolítására a műtét után 12-14 nappal került sor. A lovak állapotát a műtétek után legalább 1 hónapig kontrolláltuk.

4.2.5 Szövettan

Az eltávolított szöveteket (33. ábra) 8%-os pufferolt formaldehid-oldatban, szobahőmérsékleten 24 órán át konzerváltuk. A konzerválást szövet-előkészítés és paraffinos beágyazás követte. A konvencionális blokkokból 3-4 µm vastagságú metszeteket

készítettünk, amelyeket hematoxilinnel és eozinnal festettünk meg. Az elkészült metszetekben az elváltozások hisztomorfológiai paramétereit vizsgáltuk.

4.3 Eredmények

4.3.1 *Diagnózis*

Diagnózisunk és a beutaló állatorvosok elsődleges diagnózisa a petefészek-elváltozások esetén megegyezett, de a rejtett herék lokalizációját illetően többször is eltérést mutatott. Egy rejtetthere-eltávolításra beutalt ló esetében a fizikális- és az ultrahangvizsgálat során nem volt fellelhető a rejtett here, ezért felmerült a monorchizmus gyanúja. A kórelőzmény pontosítása során azonban kiderült, hogy a ló rejtett heréjének eltávolítása már az állat előző tulajdonosánál megtörtént. Eseteink között (N=8) a rejtett here jobb, illetve bal oldali előfordulásának aránya egyenlő volt.

4.3.2 *Anesztézia*

Az alkalmazott protokoll lehetővé tette laparoskopias beavatkozások elvégzését álló testhelyzetű lovakon. Az anesztézia 10 esetben eseménymentes volt. Egy páciens – a viszonylag magas gyógyszerbeviteli sebesség miatt – végtagjaival nem volt képes megtartani testtömegét, és összeesett. Ez az esemény a műtét kimenetelét nem befolyásolta kedvezőtlenül.

4.3.3 *Műtéti beavatkozás*

Egy páciensnél az inszuffláció során széndioxid jutott a retroperitoneális térbe, de ez a műtét elvégzését nem zavarta, és a későbbiekben sem okozott klinikai tüneteket. A pneumoperitoneum indukciója során egy esetben sem alakult ki jatrogén (lép, bél, vese, vérér) mechanikai sérülés. Egy esetben a mellékhere a lágycsatornában volt fellelhető. Laparoskopos fogóval sikeresen visszaemeltük a hasüregbe, és a herével együtt a tervezett módon távolítottuk el. A rejtett herék és a petefészekek átmérője minden esetben lehetővé tette a munkacsatornát befogadó hasi seb kíméletes tágításával történő eltávolítást. Egy (a fentebb már említett) páciens a beavatkozás végén, a hasúri rejtett here kiemelése közben a kalodában összeesett. A műtétet fekvő helyzetben, további komplikációktól mentesen fejeztük be. Sem a belső szervek, sem a műszerek, sem a sterilitás, sem a személyzet nem sérült.

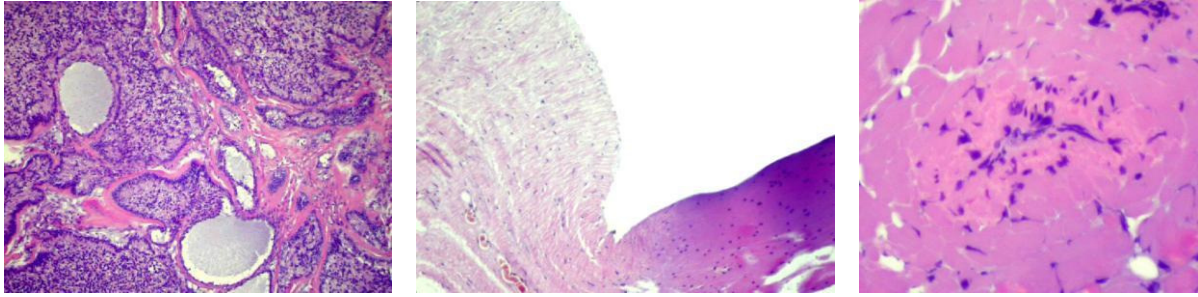
Az EnSeal[®] eszköz alkalmas volt a vérerek és lágyszövetek megragadására, szétválasztására, a vérerek és szövetkötegek biztonságos elzárására és átvágására. Mivel a vérér- és szövetragasztás és a szövetek átvágása az EnSeal[®] eszköz elmozdítása nélkül, egy lépésben kivitelezhető, minden esetben a lezárt szövet átvágása történt meg, és vérzés nem volt tapasztalható. Az elektrosebészeti eszközt csak akkor aktiváltuk, ha az eszköz, a célszerv és annak környezete is jól látható volt, és az eszköz csak a célszervvel érintkezett, így egy esetben sem következett be nemkívánatos hőkárosodás. A képződő sebészi füst mennyisége minimális volt, a vizualizációt nem zavarta. Az eljárás nem igényelte idegen anyag behelyezését és lerövidítette a műtéti időt. Az egyes műtéti beavatkozások során 5-7 alkalommal kellett az eszközt aktiválni, az egyes befogott ér- és szövetkötegek lezárása és átvágása, vastagságuktól és szerkezetüktől függően 2-8 másodpercet vett igénybe. A bruttó műtéti idő (az inszuffláció kezdetétől az utolsó bőrvarrat behelyezéséig) átlagosan 82 perc (45-170 perc), a nettó műtéti idő (a tényleges sebészi manipuláció) pedig 30-40 perc volt, és a műtétsorozat vége felé mindkét érték csökkenő tendenciát mutatott.

4.3.4 Posztoperatív szak

A posztoperatív szak minden esetben eseménymentes volt. A lovak nem mutatták hasi fájdalom vagy diszkomfort jeleit. A sebek környékén enyhe duzzanat és néhány esetben szubkután emfizéma alakult ki, ezen kívül más eltérés nem mutatkozott. A pácienseket 2-3 nappal a beavatkozások után elbocsátottuk, és állapotukat legalább 1 hónapig kontrolláltuk. Ez idő alatt semmilyen, a beavatkozással összefüggésbe hozható komplikáció nem jelentkezett, továbbá a tulajdonosok is elégedettek voltak a műtétek terápiás és esztétikai eredményével.

4.3.5 Szövettan

A szövettani vizsgálat során az egyoldali petefészek-elváltozások granulózasejtes daganatnak bizonyultak, a rejtett herék nem mutattak daganatos elváltozást. A savóshártyaképzőterek ép területén lazán rendeződő, halvány rózsaszínben előtűnő kollagénrostok, közöttük elszórtan helyezkedő, elnyúlt, orsó alakú, hiperkromatikus fibrocyták voltak láthatók. A vérérátmetszetek szabályos szerkezetűek voltak, és vörösvérsejteket tartalmaztak. A kezelt, tömörödött, dehidratálódott, homogenizálódott területek sötétebb színben tűntek elő. Az ép és a kezelt szöveti területek fokozatos elkülönülése és a szövetragasztó eszközzel kezelt vérerek lumenének elzáródása minden metszeten megfigyelhető volt (34. ábra).



34. ábra. A bal oldali képen granulózasejtes petefészek-daganat (H.E. 100x); középen egy savóshártya-kettőzet ép és kezelt területének határa (H.E. 100x); a jobb oldalon pedig egy koagulálódott, zsugorodott falú, elzáródott lumenű vérér keresztmetszetének szövettani képe látható (H.E. 400x).

4.4 Megbeszélés

Schambourg és mtsai. (2006) a lovak rejtettheréjűségének diagnosztikájához transzabdominális ultrahangvizsgálatot javasolnak, melynek 97,6%-os szenzitivitását és 100%-os specificitását állapították meg (N=37). Pácienseinknél inguinális rejtettheréjűség esetén transzabdominális, hasúri elhelyezkedés esetén pedig rektális ultrahangvizsgálatot végeztünk. A petefészek vizsgálata minden esetben rektális ultrahangvizsgálattal történt. A lovak nyugodt vérmérsékletűek voltak, a rektális ultrahangvizsgálat biztonsággal kivitelezhető volt. Searle és mtsai. (1999) szerint a bal oldali rejtett herék 75%-os, a jobb oldali rejtett herék 42%-os valószínűséggel találhatóak a hasüregben. Pácienseink között a jobb és a bal oldali esetek előfordulási aránya egyenlő volt. A monorchizmus esetleges fennállása Searle és mtsai. (1999) szerint a leszállt here eltávolítása után, 18 hónapos életkor felett hCG-stimulációs teszttel és a tesztoszteronszint mérésével, 3 éves életkor felett pedig ösztron-szulfát-vizsgálat segítségével vagy a két módszer kombinálásával igazolható legeredményesebben (95% megbízhatóság). A rejtettheréjűség diagnosztikája – a daganatos transzformáció és a torzió lehetősége, illetve az elváltozás öröklődő jellege miatt – műtéti indikációt jelent (Amann és Veeramachani, 2006).

Mee és mtsai. (1998) szerint a kockázat, a szövődmények és a mortalitás (1%) aránya az általános anesztéziában végzett laparotómiák esetén a legmagasabb. A hátfekvés, és elsősorban a Trendelenburg-pozíció a ventiláció-perfúzió összhangjának romlását eredményezi. Az általános anesztézia fenntartása során nagyobb eséllyel alakul ki hipotermia, hipoventilláció, hipoxémia, hiperkapnia, bradikardia, hipotenzio, a szöveti perfúzió romlása (isémia) és hirtelen szívmegállás. Az inhalációs anesztézia során a

stresszhormonok vérszintje a totális intravénás anesztéziában mért értékekhez képest magasabb. Negatívumként említhető még az ébredési szakban, vagy azután esetlegesen jelentkező gégeödéma, neuropátia, miopátia, paralitikus ileusz, illetve a csonttörések (hosszú csöves csontok) és a személyzet sérülésének kockázata is az asszisztált ébresztésnél.

A bódított, álló testhelyzetű lovon végzett laparoszkiás beavatkozások kivitelezése technikailag egyszerűbb, de a folyamatos monitorozás itt is elengedhetetlen. Ha a bódítás túl felületes, akkor a gyógyszeradagok növelésével vagy beadásuk ismétlésével, és – a hatás kialakulásáig – a fájdalmas sebészi manipulációk szüneteltetésével kompenzálhatunk. Ha a bódulat túl mély és a csüdízület behajlított állapotban is teherbíró marad, a szedatívumok adásának szüneteltetése, illetve vész helyzetben antagonistá adása is szóba jöhet. Beavatkozásaink előtt a horpasztájékon beszűrő érzéstelenítést alkalmaztunk. Ez kiegészíthető paravertebrális torakolumbális anesztéziával (PTA), a gerincvelőből kilépő szegmentális hátágyéki spinális idegek vezetéssel érzéstelenítésével. Searle és mtsai. (1999) szerint a hasúri manipulációk előtt méneknél a herével kezdve, a here és a mezorchium érzéstelenítését is célszerű elvégezni. Farstvedt és mtsai. (2005) szerint a mezovarium lidokainnal történő érzéstelenítése erősebb fájdalomcsillapító hatással bír, mint az intraovariális injekció. Pácienseinknél a mezorchium, illetve a mezovarium érzéstelenítését lidokainnal elvégeztük. Mason és mtsai. (2005) az álló páciensen, varróanyagok nélküli vérzéscsillapítás (N=121), illetve a fekvő páciensen, varróanyagokkal történő vérzéscsillapítás (N=96) módszereinek anyag- és költségvonzatát elemezték. Az első csoport komplikációmentes egyedei (78%) 1/3, a komplikációval terhelt egyedei (22%) pedig 2/3-rész költséget képviseltek a második csoporthoz viszonyítva. Egyetértünk azokkal a megállapításokkal, melyek szerint az általános anesztézia kockázata, eszköz-, gyógyszer-, időigénye és költsége is magasabb.

Egyetértünk Hendrickson (2006) véleményével is, miszerint a lovakon végzett laparoszkiós beavatkozások, a hagyományos műtétekkel szemben, számos előnnyel bírnak. A műtéti terület jól vizualizálható, a petefészkek, illetve rejtett herék függesztő szalagjai és a benne futó erek tenziómentesen manipulálhatók, a hemosztázis kontrollálható. A minimális invazivitás és a szalagok vongálásának elkerülhetősége a fájdalom szempontjából kedvező tényezők. A sikert befolyásoló tényezők közé sorolható még a páciens testmérete és vérmérséklete, a sebész adottságai és gyakorlottsága, valamint a rendelkezésre álló berendezések, eszközök tulajdonságai és technikai korlátai is. A laparoszkiás beavatkozások hibalehetőségeket is rejtenek magukban. Desmaizières és mtsai. (2003) szerint a pneumoperitónium indukciójának különböző jatrogén következményei lehetnek. 40 álló lovon végzett beavatkozás után 6 esetben részleges retroperitoneális inszufflációt, 4

esetben a lép punkcióját, 2 esetben a *colon descendens* punkcióját állapították meg. Megállapításuk szerint a *Visiport Optical Trocar*-ral, vizuális kontroll alatt végzett hasi punkció és insuffláció a hagyományos, vakon végzett punkcióhoz és insufflációhoz képest jelentősen csökkenti a szövődmények előfordulását. Lloyd és mtsai. (2007) LigaSure™ rendszer használatával, laparoscópiával, 55 álló lovon végzett, patológiásan megnagyobbodott petefészek-eltávolítást értékelték. Egy esetben intraoperatív vérzésről, 9 esetben posztoperatív hasi diszkomfortról és két esetben jatrogén méhsérülésről számoltak be, de a hosszútávú kimenetel minden esetben kedvező volt. A mi pácienseinknél jatrogén sérülés egy esetben sem következett be.

Egy esetünkben a lágyékcsatornában található mellékherét laparoscópos fogóval sikeresen visszaemeltük a hasüregbe, és a herével együtt a tervezett módon távolítottuk el. Ha a képletek nem emelhetők be a hasüregbe, a here függesztő készülékének (*mezorchium, arteria et vena testicularis, arteria et vena ductus deferentis, arteria et vena cremasterica, plexus pampiniformis, nervus genitofemoralis ramus genitalis, nervi testiculares, nyirokerek, ductus deferens, tunica vaginalis*) intraabdominális transzszekciója után döntött helyzetű, inguinális, fedett, zárt kasztráció javasolt. Voermans és mtsai. (2006) szerint az inguinális rejtett here a függesztő készülék átvágása után a *ligamentum scrotale*-ban és a *musculus cremaster externus*-ban futó (*arteria cremasterica* és/vagy *arteria pudenda externa*) erek felől kiépülő alternatív vérellátás miatt az esetek 5,6%-ában vitális maradhat.

De Bont és mtsai. (2010) LigaSure™ rendszer használatával, laparoscópiával, 43 álló lovon patológiásan megnagyobbodott petefészek-eltávolítást végeztek. A 10 cm-nél nagyobb átmérőjű petefészek eltávolítására kiemelő zsákot javasolnak. Röcken és mtsai. (2009) a leválasztott nagyméretű képletek eltávolítására több módszert írtak le. Ha a képlet kiemelő zsákban darabolható, akkor a laparoscópos seben keresztül vagy annak tágításával eltávolítható. Egyéb esetben medián laparotómiával történő eltávolítás szükséges. A mi eseteinknél a képletek átmérője nem haladta meg ezt a mérethatárt, minden esetben elegendőnek bizonyult a fogóeszköz munkacsatornáját befogadó hasi seb kíméletes tágítása, majd zárása.

Hubert és mtsai. (2006) LigaSure Atlas™ rendszer használatával, laparoscópiával, 8 álló lovon granulózasejtes petefészek-daganatot távolítottak el, és átlagosan 75 perc (40-180 perc) műtéti időről számolnak be. Varasano és mtsai. (2008) 20 álló helyzetű lovon sikeres laparoscópos rejtetthere-eltávolítást végeztek LigaSure™ eszköz segítségével. Hatékony vérzéscsillapításról, csekély szövetkárosító hatásról és a műtéti idők lerövidüléséről számoltak be. Műtéteik teljes időtartama átlagosan 60 perc (40-80 perc) volt, amiből a here függesztő készülékének és a benne futó képleteknek a lezárása és átvágása mindössze 8 percet vett igénybe. A hagyományos műtéti megoldáshoz képest a műtéti idő rövidülését mi

is tapasztaltuk. A bruttó műtéti idő átlagosan 82 perc (45-170 perc), a nettó műtéti idő pedig 30-40 perc volt, és a műtétsorozat vége felé mindkét érték csökkenő tendenciát mutatott. Megállapíthatjuk, hogy a pontos és gyors laparoszkópos manipulációk nagy gyakorlatot igényelnek. Műtéteink bruttó időtartamát ezen túlmenően befolyásolta a fotó- és videó-dokumentáció időigénye és a jelenlevők oktatása is.

Röcken és mtsai. (2009) 116 lovon 153 petefészek-eltávolítást végeztek különböző módszerekkel. A hemosztázis szempontjából megfelelőnek találták a bipoláris elektrosebészeti eszközök, a LigaSure™ és a TA 90 stapler önálló alkalmazását. Ezekben az esetekben intraoperatív komplikáció nem lépett fel, és a posztoperatív komplikáció előfordulási aránya (8,4%) jelentősen alatta maradt a hagyományos technikával ellátott csoporténak (4/11). Hand és mtsai. (2002) a LigaSure™ rendszert 13 ló laparoszkópos bilaterális petefészek-eltávolítása során értékelték. A műtétek során a lezárt vérereket laparoszkópiás ollóval vágták át, ami a nem megfelelő pozicionálás miatt több esetben vérzéshez vezetett. Biztonságosabbnak tartják, ha a vágás egy beépített vágóeszközzel, a kézidarab elmozdítása nélkül kivitelezhető. Hand és mtsai. (2002) két műtét során szikraképződést figyeltek meg, de ez intra- vagy posztoperatív szövődménnyel nem társult. A jelenség eredhetett az eszköz szigetelési hibájából, túl nagy átmérőjű szövetköteg befogásából, vagy abból a tényből, hogy az egyszer használatos kézidarabokat plazmasterilizálás után többször újrahasznosították.

Beavatkozásaink során a bódítás, a laparoszkópia és a szövetragasztás előnyeit sikeresen kombináltuk. Az EnSeal® eszközt minden egyes bódított, álló lovon végzett laparoszkópos rejtetthere-eltávolítás és petefészek-eltávolítás során eredményesen alkalmaztuk. Az előbbi műtéteket a szakirodalomban első ízben publikáltuk. Eredményeink alapján javasoljuk az EnSeal® eszköz opcionális alkalmazását hasúri rejtett herék és petefészkek eltávolítására lovon.

5. AZ ENSEAL[®] ALKALMAZÁSA KUTYÁK KÜLÖNBÖZŐ LÁGYSZÖVETI MŰTÉTEINÉL

5.1 Bevezetés

A SZIE ÁOTK Sebészeti és Szemészeti Klinikájának kisállatsebészeti műtőblokkjában korábban a páciensek hasúri és mellúri műtéteit minden esetben laparotómia és torakotómia útján végeztük. A vérzéscsillapítás különböző sebészi varróanyagokkal (ritkábban kapcsokkal és *staplerekkel*) és standard elektrosebészeti eszközökkel (Erbe Erbotom T 175D, Erbe Erbotom 400C) (1. ábra), legtöbbször monopoláris kézidarabokkal történt. Az utóbbi években azonban, az eszközpark bővítésével, lehetőség nyílt minimálisan invazív műtétek végzésére (laparoszκόpia, torakoszκόpia) és – az EnSeal[®] rendszerrel – elektrosebészeti szövetragasztásra.

Célom az EnSeal[®] szövetragasztó rendszer felhasználási területének kiterjesztése, és az alkalmazásából származó előnyök értékelése volt kutyák különböző lágyszöveti műtéteinél.

5.2 Anyag és módszer

5.2.1 Betegcsoportok

Az EnSeal[®] szövetragasztó rendszert a SZIE ÁOTK Sebészeti és Szemészeti Klinikáján 2005. és 2011. között 62 kutya műtéténél alkalmaztuk, különböző vérerek és szövetkötegek lezárására és átvágására. Laparoszκόpiával 40 petefészek-eltávolítást, 5 rejtetthere-eltávolítást, 4 májbiopsziát; laparotómiával 4 lépeltávolítást, 2 bélfodor-szkeletizációt, 1 részleges hasnyálmirigy-eltávolítást; torakoszκόpiával 1 tüdőbiopsziát és 2 részleges szívburok-eltávolítást végeztünk. Három páciens esetében egyoldali szemgolyó-eltávolítás történt. A kutyák különböző fajtájúak és ivarúak voltak, életkoruk 1-12 év, testtömegük 10-40 kg között változott. A beavatkozások a klinika protokollja szerint, a tulajdonosok részletes tájékoztatása után, a tulajdonosok írásos beleegyezésével történtek.

5.2.2 Anesztézia

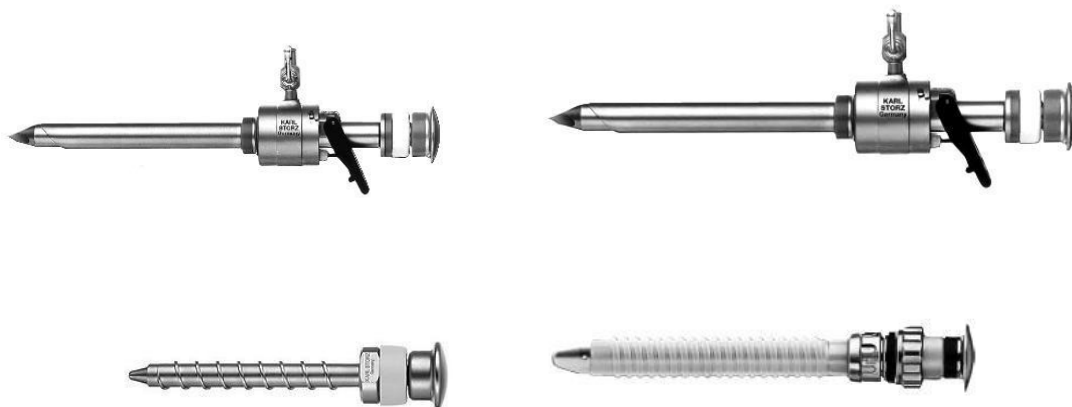
A klinika protokollja szerint az alapadatok és a kórelőzményi adatok felvétele után minden páciens részletes fizikális vizsgálaton esett át. Ezek eredményeinek függvényében kiegészítő hasi és mellkasi röntgen-, hasi és mellkasi ultrahang-, elektrokardiográfiás-, vér- (hematológia és biokémia) és vizeletvizsgálatok történtek. Intraokuláris és retrobulbáris betegségek gyanúja esetén kiegészítő szemészeti ultrahangvizsgálatot végeztünk. A tervezett műtétek magas biztonságú elvégzésére a pácienseket alkalmasnak találtuk. A hányás, illetve regurgitáció és a következményes aspiráció elkerülése, illetve esélyének csökkentése érdekében a beavatkozások előtt legalább 6 órás táplálékmenekvonás történt.

A premedikáció intravénásan 0,25 mg/kg midazolam (Dormicum 5 mg/1 ml inj., Egis) és 0,5 mg/kg ketamin (Calypsol 500 mg/10 ml inj., Richter Gedeon), az indukció 5 µg/kg fentanil (Fentanyl 0,25 mg/5 ml, Richter Gedeon) és 5 mg/kg propofol (Propofol Fresenius 1%, Fresenius Kabi) beadásával történt. Intubálás után a fenntartás *Tiberius 19* altatógéppel, *Dräger Isoflurane Vapor 19.3* párologtatóval (Drägerwerk AG., Németország) oxigén vivőgáz és 2 v/v% izoflurán (Forane 100 ml oldat inhalációhoz, Abbott) keverékével és *Braun Perfusor Compact S* injekciós pumpa (B. Braun Melsungen AG., Németország) segítségével 3,6 µg/kg/óra sebességű fentanil és 0,36 mg/kg/óra sebességű ketamin intravénás bevitelével történt. A páciensek a teljes perioperatív szakban folyamatos fizikális és műszeres monitorozás alatt álltak. A pulzoximetria, kapnográfia, elektrokardiográfia, az oszcillometriás vérnyomásmérés és a nyelőcső-hőmérséklet mérés *Surgivet Advisor Vital Signs Monitor* (Smiths Medical, USA), a doppleres vérnyomásmérés pedig *Parks Doppler Ultrasonic Flow Detector Model 811-B* (Parks Medical Electronics Inc., USA) készülék segítségével történt. A beavatkozások alatt a páciensek keringésének stabilizálására minimálisan 10 ml/kg/óra sebességű, testmeleg Ringer-laktát infúziót (Ringer-laktát infúzió, Teva) biztosítottunk.

5.2.3 Műtéti beavatkozások

A műtéti területet minden esetben az aszepszis szabályai szerint (szőrnyírás, bőr fertőtlenítése) készítettük elő. A minimálisan invazív beavatkozások során a pneumoperitóneum indukciója *Storz 26024 Electronic Laparoflator* készülék (Storz, Németország) segítségével, széndioxiddal, *Storz 62120J* Veress-tű lumenén keresztül történt. A képi megjelenítéshez *Martin MC-MIC* (KLS Martin group / Martin Medizintechnik / Gebrüder Martin GmbH & Co. KG, Németország) fényforrást, *Dr. Fritz MDC 20 VGT* (Dr. Fritz GmbH, Németország) kameraegységet, *Storz 3010757* optikai kábelt és *R. Wolf*

Panoview lumina SL 8933.441 0°-os optikát (Richard Wolf GmbH, Németország), Sony Trinitron PVM-2130 QM monitort (Sony Corp., Japán), a dokumentációhoz Dazzle Video Creator (Pinnacle Systems / Avid, USA) videódigitalizáló egységet és Panasonic digitális videokamerákat (Matsushita Electric Industrial Co., Japán) használtunk. A laparoszópos portok létesítéséhez Storz 30160 és 30103 sorozatszámú trokárokat, kanüloket és szelepeket, a torakoszópos portok létesítéséhez pedig 40160 és 30123 sorozatszámú trokárokat és kanüloket használtunk (35. ábra). Az intraabdominális és intratorakális manipulációkat Storz 33123 és 33300 számú manipulátorokkal végeztük. A hagyományos műtétekhez standard műtéti műszerkészleteket használtunk. A vérerek és szövetkötegek lezárása és átvágása minden esetben az EnSeal[®] szövetragasztó rendszerrel történt, amely EnSeal[®] RF-60 generátorból, aktiváló lábpedálból és EnSeal[®] 250 mm vagy 350 mm hosszúságú, 5 mm átmérőjű kézidarab egységekből állt (Johnson & Johnson / Ethicon Endo-Surgery, USA). Az elvégzett beavatkozások a BSAVA (British Small Animal Veterinary Association), Lhermette és Sobel (2008) és Fossum (2007) ajánlásai alapján történtek.

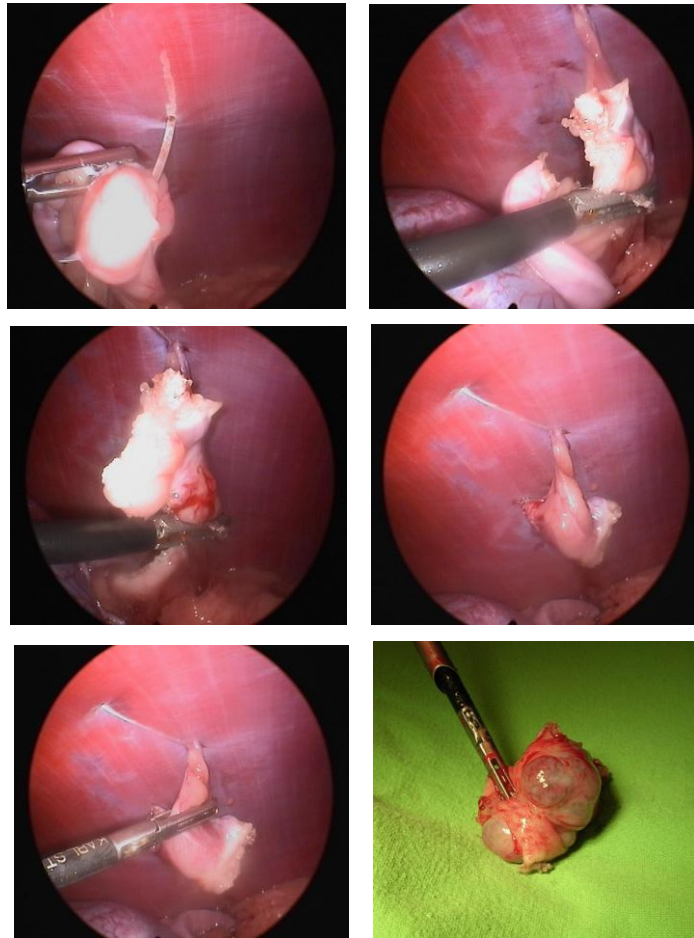
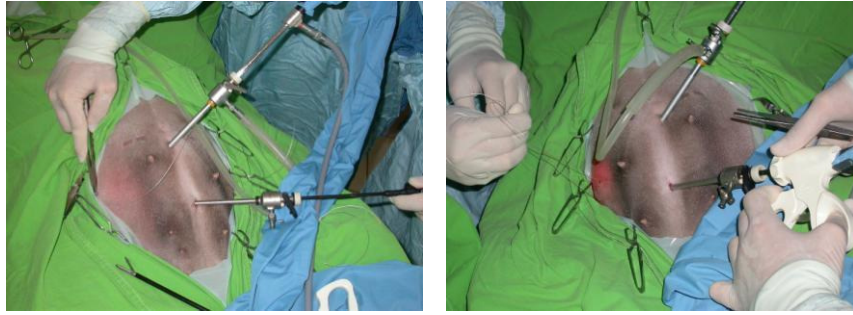


35. ábra. A laparoszópiánál alkalmazott Storz kanül-trokár-szelep egységek (felül) és a torakoszópiánál alkalmazott Storz kanül-trokár egységek (alul)

5.2.3.1 Laparoszópos petefészek-eltávolítás

A páciensek elhelyezése a műtőasztalon hátfekvésben, 20-30°-os szögű Trendelenburg-helyzetben történt. A hasüreg inszufflációját a középvonalban, a köldöktől 1-2 cm-re kaudálisan, Veress-tű lumenén keresztül, széndioxiddal végeztük. Ezt követően az optikai egységet trokár és kanül bevezetésével, majd a trokár eltávolításával a Veress-tű helyére telepítettük, és az inszufflátor vezetékét csatlakoztattuk. A beavatkozások alatt a hasúri nyomást folyamatos CO₂-inszufflációval 13 Hgmm-en tartottuk. A munkacsatornát a középvonalban, a köldök és az os pubis közötti távolság felezőjénél telepítettük. A páciens a

bal oldali petefészek eltávolítása idején 45°-os szögben jobbra, a jobb oldali petefészek eltávolítása alatt pedig 45°-os szögben balra fordítottuk a test hossz tengelye mentén. A hasüreget minden beavatkozás előtt áttekintettük. Egy munkacsatorna alkalmazása esetén a petefészeket manipulátorral a hasfalhoz emeltük és perkután, transzabdominális öltéssel (Supramid, USP 2/0; Kruuse, Dánia) időlegesen rögzítettük. A hasüregen kívül hosszú fonalvégeket hagytunk. Ezután a manipulátort eltávolítottuk, az EnSeal[®] eszközt bevezettük és segítségével több lépésben, vérzésmentesen leválasztottuk a megemelt petefészeket. Ezután az EnSeal[®] eszközt eltávolítottuk, és ismét a manipulátort vezettük be, melynek segítségével a – fonallal átöltött – petefészeket a munkacsatorna hasfali sebén keresztül eltávolítottuk. A másik oldali petefészek eltávolítása hasonló módon történt (36. ábra).



36. ábra. A laparoszkópos petefészek-eltávolítás lépései egy munkacsatorna létesítésével. A petefészek rögzítése, vérereinek lezárása és szöveti kapcsolatainak megszüntetése az EnSeal[®] eszközzel, majd kiemelés a manipulátorral (az intraabdominális képek videofelvételből kivágott képkockák).

Két munkacsatorna alkalmazása esetén azokat a köldök és az os pubis közötti távolság felezőjénél, a *rectus abdominis* izomtól kissé laterálisan létesítettük. Az egyik munkacsatornán az EnSeal[®] eszközt vezettük be és alkalmaztuk a petefészeket ellátó vérerek lépésenkénti lezárására, és a kapcsolódó lágyszövetek ragasztására és átvágására.

A másik munkacsatornán laparoszkópos szövetfogót vezettünk be. A szövetragasztás alatt ezzel tartottuk helyben, a szövetragasztás és átvágás után pedig ezzel emeltük ki a petefészkeket a hasüregből. A műtétek minden esetben a hasüreg ismételt áttekintésével, a kanülök eltávolításával, és a hasfali sebek két rétegben történő zárásával (PDS II, USP 3/0; Johnson & Johnson / Ethicon, USA) értek véget.

5.2.3.2 Laparoszkópos rejtetthere-eltávolítás

A műtétek hátfekvésben, 20-30°-os szögű Trendelenburg-helyzetben történtek. A pneumoperitóneum kialakítása a köldöktől néhány centiméterre kaudálisan pozicionált Veress-tű lumenén keresztül történt. Az optikai portot a Veress-tű helyén létesítettük és csatlakoztattuk az inszufflátor vezetékét. A munkacsatornákat – direkt vizualizáció mellett – a köldök és az os pubis közötti távolság felezőjénél, a *rectus abdominis* izomtól kissé laterálisan létesítettük. A hasüreget áttekintettük, a rejtett herét és a mellékherét felkerestük és manipulátorral rögzítettük. Vérellátásukat az EnSeal[®] eszközzel megszüntettük, majd elkülönítettük a kapcsolódó légyszövetektől, és a manipulátorral kiemeltük a munkacsatorna hasfali sebén keresztül (37. ábra). A műtétek végén a hasüreg ismét áttekintettük, a kanüloket eltávolítottuk és a hasfali sebeket két rétegben zártuk (PDS II, USP 3/0).



37. ábra. Rejtett here eltávolítása két laparoszkópos munkacsatorna létesítésével

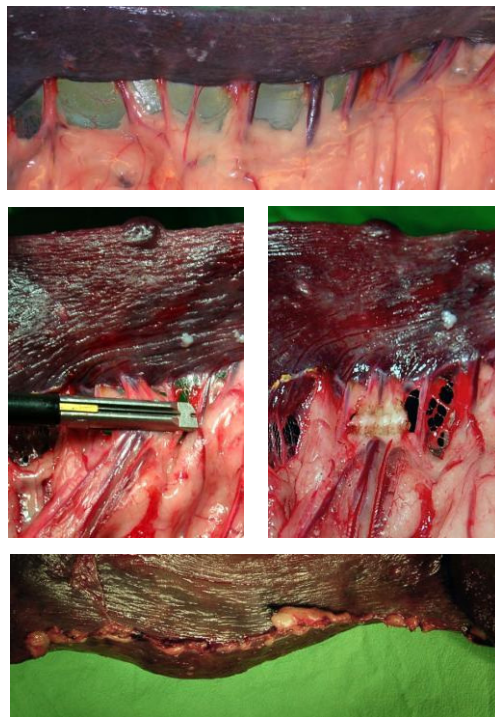
5.2.3.3 Teljes lépeltávolítás

A hasüreg feltárása medián laparotómiával történt. A patológiás elváltozást mutató lépet a hasi seben keresztül előemeltük (38. ábra), a hasüreg ismét áttekintettük. Az EnSeal[®] eszközzel – a lép hilusánál – az *arteriae et venae lienales*, továbbá az *arteria et vena gastroepiploica sinistra* és *arteriae et venae gastricae breves* ágakat sorban elzártuk (39. ábra). Az eltávolítás másik módszere a csepleszszák megnyitása, az *arteria lienalis* felkeresése és

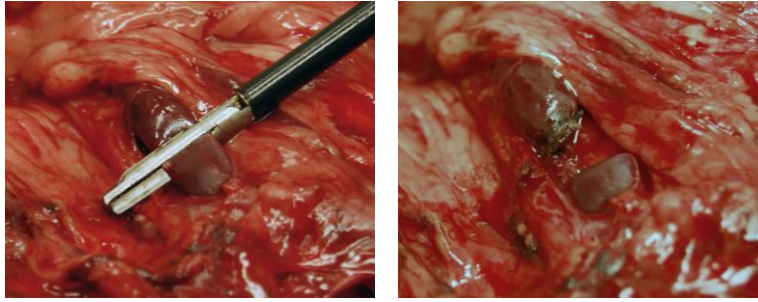
elzárása volt, a hasnyálmirigy bal lebenyét ellátó ágak kilépésétől disztálisan (40. ábra). A hasüreg ismételt áttekintése után a hasfal zárása 4 rétegben, felszívódó monofil varróanyagokkal történt (PDS II, USP 2/0 és USP 3/0).



38. ábra. Medián laparotómiás seben keresztül előemelt, jelentősen megnagyobbodott méretű, rátapadt csepléssel fedett, daganatos lép



39. ábra. Léphez térő vérerek (arteriae et venae lienales), a vérerek lezárása átvágás nélkül (demonstrációs célból), és az eltávolított lép részlete



40. ábra. Az arteria lienalis lezárása és átvágása teljes lépeltávolítás során

5.2.3.4 Bélfodor-szkeletizáció

A hasüreg feltárása medián laparotómiával történt. A hasüreg áttekintése után előemeltük a patológiás elváltozást mutató bélszakaszt, kijelöltük az eltávolítandó területet és az azt ellátó árkádos szerkezetű jejunális vérerek (*arteriae et venae jejunales*) elzárási pontjait. Az EnSeal® eszközzel végrehajtottuk az elzárásokat (41. ábra). Ezt követően kettős izoláció mellett eltávolítottuk a kijelölt bélszakaszt és az ép végeket vég a véghez típusú anasztomózzal, egy rétegben, felszívódó, monofil varróanyaggal (PDS II, USP 4/0) egyesítettük. Az anasztomózis nyomásteresztje és a hasüreg ismételt áttekintése után a hasfal zárása 4 rétegben, felszívódó monofil varróanyagokkal történt (PDS II, USP 2/0 és USP 3/0).

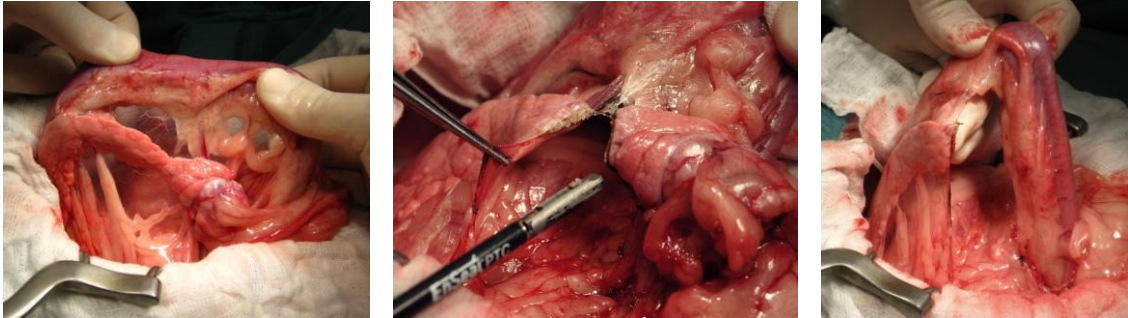


41. ábra. Szkeletizált vékonybélszakasz a reszekció előtt

5.2.3.5 Részleges hasnyálmirigy-eltávolítás

A hasüreg feltárása felső medián laparotómiával történt. A hasüreg áttekintése után előemeltük, megtekintettük és atraumatikusan áttapintottuk a proximális duodenumot és a hasnyálmirigyet. A daganatos elváltozást a hasnyálmirigy jobb lebenyének kaudális részében azonosítottuk és – az *exocrin* funkció sérülése nélkül – az EnSeal® eszközzel

eltávolítottuk (42. ábra). A mezoduodénumon kialakult nyílást felszívódó, monofil varróanyaggal (PDS II, USP 4/0) zártuk. A hasüreg ismételt áttekintése után, a laparotómias seb zárása 4 rétegben, felszívódó monofil varróanyagokkal történt (PDS II, USP 2/0 és USP 3/0).



42. ábra. A hasnyálmirigy jobb lebenyének kaudális részében található daganat eltávolítása

5.2.3.6 Laparoszópos májbiopszia

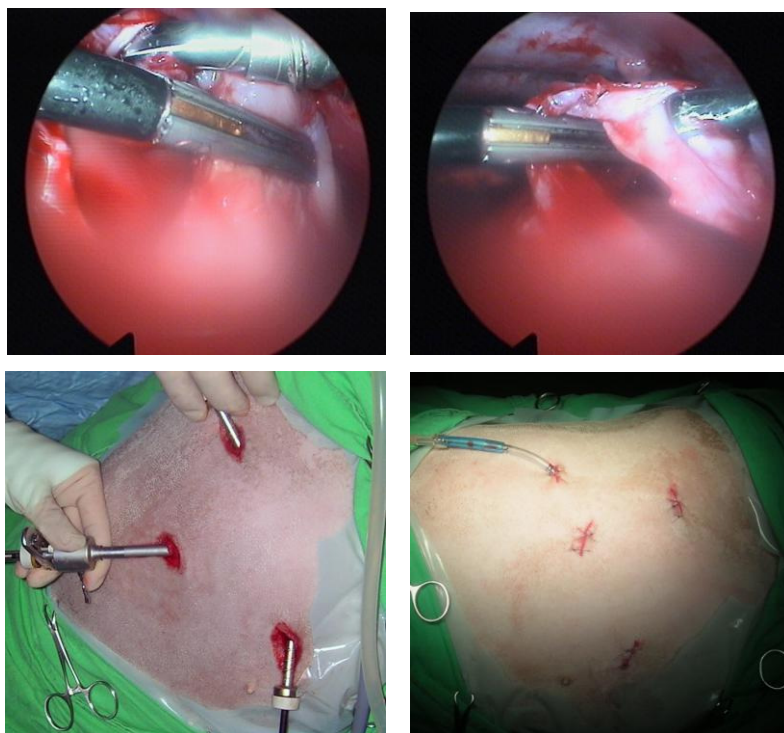
A páciens hátfekvésben helyeztük el, a Veress-tűt a köldöktől néhány centiméterre kaudálisan vezettük be, és pneumoperitóneumot hoztunk létre. Az optikai portot a Veress-tű helyén létesítettük és átcsatlakoztattuk az inszufflátor vezetékét. A munkacsatornákat – direkt vizualizáció mellett – a köldök és az *os pubis* közötti távolság felezőjénél, a *rectus abdominis* izomtól kissé laterálisan, paramedián síkban hoztuk létre. A májelváltozás diffúz jellege miatt a biopsziavétel helye nem volt előre meghatározott. A hasüregt áttekintettük, majd az EnSeal[®] eszközzel a májlebenyek széli részéből „V”-alakú mintákat nyertünk, melyeket a hasüregből a munkacsatorna sebén keresztül emeltünk ki. A hasüreg ismételt áttekintése és a portok megszüntetése után a hasfali sebeket két rétegben zártuk (PDS II, USP 2/0).

5.2.3.7 Torakoszópos tüdőbiopszia

A páciens oldalfekvésben pozicionáltuk. A torakoszópos csatornákat, bőrmetszés és az interkostális izmok tompa szétválasztása után, a jobb oldali 3., 5. és 9. bordaközbe telepítettük. A tüdőelváltozás diffúz jellege miatt a biopsziavétel helye itt sem volt előre meghatározott. A mellüregt áttekintettük, manipulátor és az EnSeal[®] segítségével a tüdőlebenyek széli részéből „V”-alakú biopátumokat vettünk, és a munkacsatorna sebén át távolítottuk el őket. A mellüreg revíziója és a kanülök eltávolítása után a mellkasfal sebeit két rétegben zártuk (PDS II, USP 3/0).

5.2.3.8 Torakoszkópos részleges perikardektómia

A páciens oldalfekvésben pozicionáltuk. A torakoszkópos csatornákat – bőrmetszés és az interkostális izmok tompa szétválasztása után – a jobb oldali 4., 6. és 8. bordaközbe telepítettük. A mellüreget áttekintettük, a *nervus phrenicus*-t azonosítottuk. A *nervus phrenicus* elkerülésével részlegesen eltávolítottuk az intraperikardiális folyadéktartalmat, majd manipulátor és az EnSeal® segítségével ablakot létesítettünk a perikardiumon. Az eltávolított perikardiális szövetet a munkacsatorna sebén keresztül emeltük ki. A mellüreget drenáltuk, a mellüreg revízióját és a kanülök eltávolítását követően a mellkasfal sebeit két rétegben zártuk (PDS II, USP 3/0) (43. ábra).

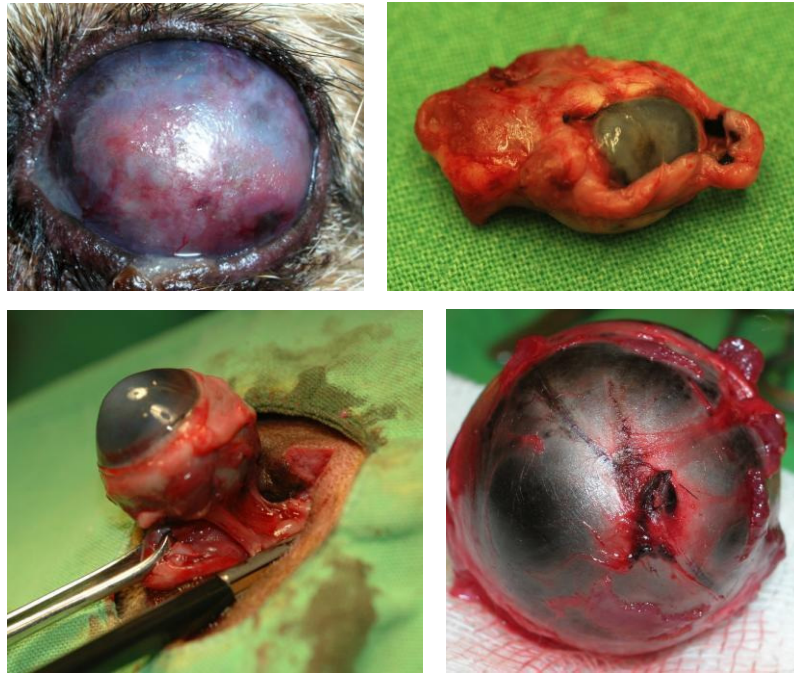


43. ábra. Felül az ablak-készítés a perikardiumon (intratorakális videofelvétel képkockái), alul pedig a torakoszkópos portok helyzete és a posztoperatív állapot látható

5.2.3.9 Szemgolyó-eltávolítás

A páciens vákummatracon hasfekvésben rögzítettük, fejét az enukleációhoz kissé megemeltük és oldalirányba fordítottuk. Laterális kantotómiát követően a szemgolyóról a limbusz mentén körkörös leválasztottuk a kötőhártyát, majd a szklerától szeparáltuk a kötőhártyát, a Tenon-pólyát és az extraokuláris izmokat. A szemgolyó vongálását elkerülve,

az EnSeal® eszközzel egy lépésben lezártuk a *nervus opticust* és a vérereket. A harmadik szemhéjat és annak mirigyét kimetszettük, majd eltávolítottuk az alsó és felső szemhéjszéleket a belső szemzugban található *vena angularis oculi* megkímélésével. Végül a kötőhártyát, a szeptumot és a Tenon-pólyát felszívódó multifil (Coated Vicryl, USP 3/0; Johnson & Johnson / Ethicon, USA), a szemhéjakat pedig nem felszívódó pszeudomonofil (Supramid, USP 3/0; Kruuse, Dánia) varratokkal egyesítettük (44. ábra).



44. ábra. A szemgolyó eltávolításának indikációi intraokuláris daganat (fent balra), atrófia (fent jobbra), illetve terápia rezisztens glaukóma (alul) voltak

5.2.4 Posztoperatív szak

A műtét napján a páciensek rutinszerűen 0,4 mg/ttkg/nap karprofen hatóanyagú injekciót (Rimadyl inj. A.U.V, Pfizer), a további napokon pedig hasonló adagban karprofen hatóanyagú tablettát (Rimadyl tableta A.U.V., Pfizer) kaptak. A betegek elbocsátásig (0-3 nap) kórházi felügyelet alatt álltak, varratszedésig védőgallért viseltek. A bőrvarratok eltávolítására a műtét után 10-14 nappal került sor.

5.2.5 Szövettan

Az EnSeal® eszközzel lezárt és eltávolított vérereket és szövetmintákat 8%-os pufferolt formaldehid-oldatba helyeztük és a szövettani feldolgozásig szobahőmérsékleten

konzerváltuk. A konzerválást szövet-előkészítés és paraffinos beágyazás követte. A konvencionális blokkokból 3-4 µm vastagságú metszeteket készítettünk, amelyeket hematoxilinnel és eozinnal festettünk meg. Az elkészült metszetekben az elváltozások hisztomorfológiai paramétereit vizsgáltuk.

5.3 Eredmények

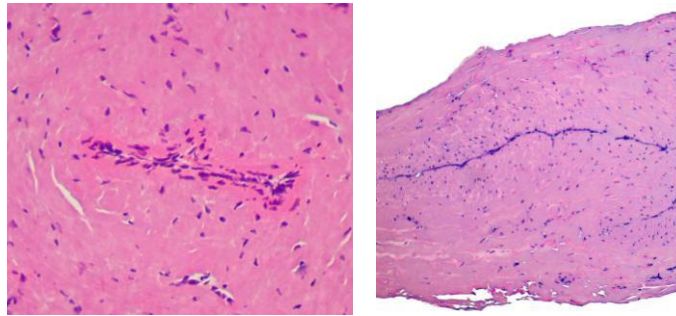
5.3.1 Műtéti beavatkozások

Mind a hagyományos, mind a minimálisan invazív beavatkozások terveimnek megfelelően zajlottak. Az anesztézia szempontjából a perioperatív szak eseménymentes volt. A laparoszkópos műtétek során a pneumoperitoneum indukciójakor egy esetben sem alakult ki jatrogén mechanikai sérülés. Az EnSeal[®] eszköz minden vizsgált műtéttípusnál (petefészek-eltávolítás, rejtetthere-eltávolítás, teljes lépeltávolítás, bélfodor szkeletizáció, részleges hasnyálmirigy-eltávolítás, májbiopszia, tüdőbiopszia, részleges szívburok-eltávolítás, szemgolyó-eltávolítás) alkalmas volt a kijelölt vérerek és szövetkötegek megragadására, biztonságos elzárására és átvágására. A vérerek és szövetkötegek ragasztásának időtartamát nagymértékben befolyásolta azok átmérője, de az átlagos időtartam nem haladta meg a ligatúrák által igényelt értéket. A beépített vágóeszköznek köszönhetően minden esetben a lezárt szövet átvágása történt meg. A hősrülések megelőzése érdekében az EnSeal[®]-t csak akkor aktiváltuk, ha az eszköz fogói, a célszerv és annak környezete is jól látható volt, és az eszköz fogói csak a célszervvel érintkeztek. Az aktiválás után megfelelő időt biztosítottunk az eszköz hőmérsékletének csökkenéséhez. A képződő sebészi füst mennyisége minimális volt, a vizualizációt nem zavarta. A petefészek, a rejtett herék, a bioptátumok és a perikardium-részlet a munkacsatorna hasfali sebének kíméletes tágításával eltávolíthatók voltak. A nettó műtéti idők a konvencionális megoldásokhoz képest nem voltak hosszabbak, és a műtétsorozat vége felé csökkenő tendenciát mutattak. A minimálisan invazív technikák a páciensek posztoperatív diszkomfort-érzetét és felépülési idejét csökkentették, és esztétikailag is elfogadhatóbb állapotot eredményeztek.

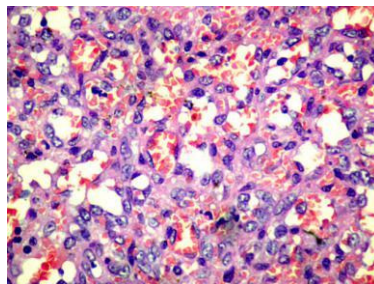
5.3.2 Szövettan

A szövettani vizsgálat során minden esetben megfigyelhető volt az ép és a kezelt, tömörödött, dehidratálódott és homogenizálódott szöveti területek fokozatos elkülönülése és a szövetragasztó eszközzel kezelt vérerek lumenének elzáródása (45. ábra). A petefészek nem mutattak kóros eltérést és a rejtett herék daganatos elváltozása sem volt igazolható. A

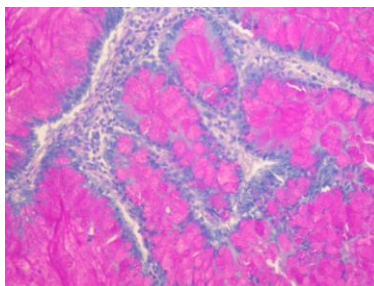
lépdaganatok hemangioszarkómának bizonyultak (46. ábra), a vékonybél-daganat pedig adenokarcinómának bizonyult (47. ábra). A májminták idült, progresszív májgyulladás képét mutatták (48. ábra). A hasnyálmirigy daganata inzulinóma volt (49. ábra). A tüdőmintán tüdőfibrózis és súlyos fokú idiopátiás kalcifikáció jelei mutatkoztak (50. ábra), a szívburok-minta vizsgálata mezotelióma jelenlétét igazolta (51. ábra). Az intraokuláris daganat szövettani diagnóza pedig malignus melanóma volt (52. ábra).



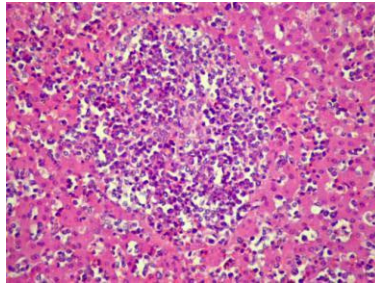
45. ábra. Az EnSeal[®] eszközzel kezelt vérerek elzáródott lumene (H.E. 100x, 40x)



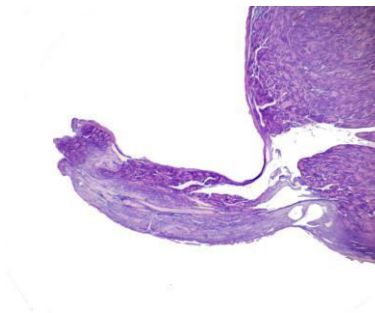
46. ábra. A lépdaganatok szövettani vizsgálatának eredménye: hemangioszarkóma (H.E. 200x)



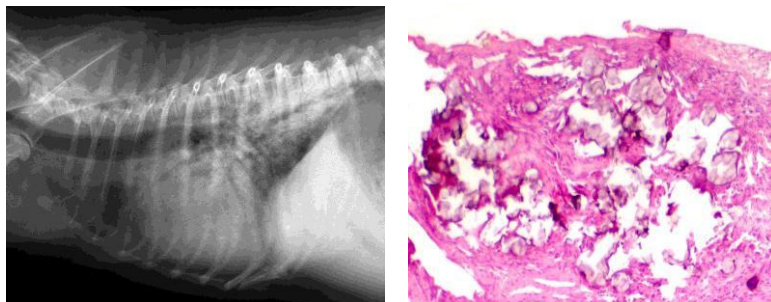
47. ábra. A vékonybél-fal szövettani vizsgálatának eredménye: adenokarcinóma (PAS 200x)



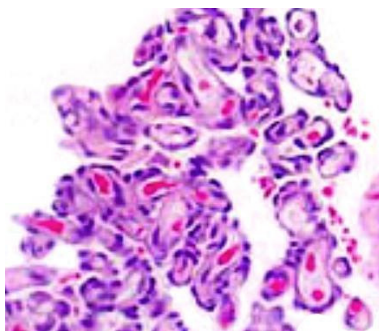
48. ábra. A májbiopszátumok szövettanilag idült, progrediáló májgyulladás képét mutatták (H.E. 200x)



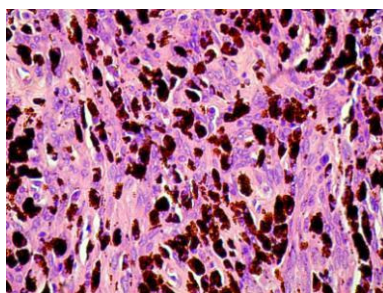
49. ábra. A hasnyálmirigy daganata inzulinómának bizonyult. A képen a jobb lebeny eltávolított kaudális részének lezárt és átvágott, tömörödött széli területe látható (H.E. 1,2x).



50. ábra. Preoperatív mellkasi RTG-felvétel és a tüdőbiopszátum feldolgozott részlete (H.E. 40x). A diagnózis: fibrotizáló idült bronchopneumónia és súlyosfokú idiopátikus multiplex kalcifikáció.



51. ábra. A perikardium-minta szövettani vizsgálata a korábbi citológiai leleteket megerősítette: mezotelióma (H.E. 200x)



52. ábra. Az intraokuláris daganat szövettani vizsgálatának eredménye: malignus melanóma (H.E. 200x)

5.4 Megbeszélés

5.4.1 Műtéti beavatkozások

Az EnSeal[®] eszköz minden vizsgált műtéttípusnál (petefészek-eltávolítás, rejtett here eltávolítás, teljes lépeltávolítás, bélfodor-szkeletizáció, részleges hasnyálmirigy-eltávolítás, májbiopszia, tüdőbiopszia, részleges szívburok-eltávolítás, szemgolyó-eltávolítás) és minden egyes beavatkozásnál (N=62) hatékonyan és biztonságosan működött, a kezelt vérerek lumenét elzárta és a környező szövetekben számottevő hőkárosodást nem okozott.

5.4.1.1 Laparoszópos petefészek-eltávolítás

Kutyák esetében a petefészek-eltávolítás, illetve a petefészek- és méheltávolítás egyaránt kivitelezhető laparoszópiával. A petefészek-eltávolítás kivitelezése technikailag egyszerűbb, gyorsabb, és csekélyebb morbiditással (seb hossza, intraoperatív trauma) jár (Goethem és

mtsai., 2006). Az előbbieket miatt az elmúlt 20 évben a legtöbb európai országban, és az elmúlt években az USA-ban is a petefészek-eltávolítás lett a gyakrabban választott műtéti beavatkozás egészséges szűk ivartalanítására. A minimálisan invazív technika számos előnyt (kisebb trauma, kisebb posztoperatív fájdalom, gyorsabb felépülés, rövidebb hospitalizáció, elfogadhatóbb esztétikai eredmény) képvisel a konvencionális műtétekkel szemben (Lhermete és Sobel, 2008). Mayhew és mtsai. (2007) megállapítása szerint a sebészi varróanyagból készített ligatúrák (extrakorporális módosított Roeder csomó), a sebészi kapcsok és az EnSeal[®] eszköz is hatékony és biztonságos vérzéscsillapítást tesz lehetővé kutyák laparoszkóp-asszisztált petefészek- és méheltávolítása közben. A ligatúrák és kapcsok adekvát felhelyezése azonban felhasználófüggő, rutint igényel, és időigényesebb, mint a szövetragasztás.

Műtéteink túlnyomó többsége (40/62) a tulajdonosok kérésére egészséges pácienseken ivartalanítás céljából elvégzett laparoszkópos petefészek-eltávolítás volt. Minden egyes petefészek-eltávolítás sikeres volt, az EnSeal[®] eszköz minden esetben megfelelő hemosztázis biztosított.

5.4.1.2 Laparoszkópos rejtetthere-eltávolítás

A kan kutyák heréjének leszállása normál esetben a születés utáni első öt napban megkezdődik és az élet első 6-8 hetében befejeződik. A le nem szállt here elhelyezkedhet a hasüregben, az inguinális vagy a preszkrotális tájékon, amely a műtét módjának megválasztása szempontjából meghatározó. Ha tapintással csak egy here kereshető fel, a másik feltehetően a lágyékcsatornában vagy a hasüregben található, és ultrahangvizsgálattal lokalizálható. A monorchizmus előfordulása rendkívül ritka. A rejtett here a spermiumtermelés zavara miatt – az esetek többségében – kisebb a szabályosnál. A rejtett here eltávolítása a Sertoli-sejtes daganat (kialakulása rejtettheréjűség esetén közel tízszer magasabb esélyű) és a torzió megelőzésének céljából, a másik oldali leszállt here eltávolítása pedig a rejtettheréjűség autoszomális recesszív öröklődő jellege miatt javasolt. (Amann és Veeramachani, 2006; Fossum, 2007). Urbanová és mtsai. (2010) két laparoszkóp-asszisztált rejtetthere-eltávolítást végeztek LigaSure[™] eszközzel. Mayhew (2009) kutyák laparoszkópos rejtetthere-eltávolításánál a hemosztázis biztosításához elsősorban a LigaSure[™], EnSeal[®] vagy Harmonic[®] Scalpel rendszereket, másodsorban a kapcsolást vagy extrakorporális ligatúrát javasolja. Daganatos elváltozás esetén javasolt a kiemelő zsák használata a metasztázis esélyének minimalizálására.

Öt páciens esetében egyoldali, hasúri rejtett herét távolítottunk el laparoszkópos módszerrel, majd az ellenoldalon fedett kasztrációt végeztünk szkrotektómiával. Minden egyes beavatkozás sikeres volt, az EnSeal[®] eszköz minden esetben megfelelő hemosztázist biztosított.

5.4.1.3 Teljes lépeltávolítás

Kutyáknál teljes lépeltávolítás javasolt lépdaganatok (leggyakrabban hemangiosarkóma), lépcsavarodás (gyakran heveny gyomormegterheléshez és következményes gyomorcsavarodáshoz társulva) és traumák okozta életveszélyes lépvérvések esetén. (Fossum, 2007). A LigaSure[™] szövetragasztó eszközzel végzett lépeltávolítások szakirodalma humán vonatkozásban kiemelkedő (Romano és mtsai., 2002; Gelmini és mtsai., 2006; Barbaros és mtsai., 2007; Romano és mtsai., 2007; Szczepanik és Meissner, 2009; Misawa és mtsai., 2009; Machado és mtsai., 2010; Ohno és mtsai., 2011; Yao és mtsai., 2011). Rivier és Monnet (2010) és Collard és mtsai. (2010) a LigaSure[™] eszközt kutyák lépeltávolításánál alkalmazták. A fenti szerzők a szövetragasztó eszköz könnyű alkalmazhatóságáról, biztonságos és hatékony működéséről, a műtéti idő és az intraoperatív vérveszteség csökkenéséről számoltak be.

Négy páciensünk esetében nem rupturált lépdaganat gyanúja miatt, a várható túlélési idő növelése érdekében, a hasüreg feltárásával (palliatív) teljes lépeltávolítást végeztünk az EnSeal[®] eszközzel. Az eszköz minden egyes aktiváció során elzárta a kezelt vérereket és csökkentette a műtéti időt. Pácienseink daganatai hemangiosarkómának bizonyultak, amely rossz prognózist, mindössze néhány hónapos várható túlélési időt vetített előre. Tudomásunk szerint a szakirodalomban nem lelhető fel olyan publikáció, melyben az EnSeal[®] eszköz felhasználásával végeztek lépeltávolítást.

5.4.1.4 Bélfodor-szkeletizáció

A szakirodalomban számos humán vonatkozású publikáció lelhető fel a LigaSure[™] eszközzel végzett vékonybél-műtétekről (Gehrig és mtsai., 2011; Howard és Mimms, 2005; Belli és mtsai., 2003), illetve kolorektális (Araki és mtsai., 2004; Targarona és mtsai., 2005; Marcello és mtsai., 2006; Campagnacci és mtsai., 2007; Hubner és mtsai., 2007; Kossi és mtsai., 2007; Moreno-Sanz és mtsai., 2008; Scabini és mtsai., 2008; Nakajima és mtsai., 2010; Takiguchi és mtsai., 2010) sebészi beavatkozásokról. Manson és Pryor (2008) kísérleti sertéseken, Rumbaugh és mtsai. (2003) lovakon alkalmazták sikeresen a LigaSure[™]

eszközt a bélfodor vérereinek elzárására. A fenti szerzők megállapítják, hogy a LigaSure™ eszköz működése biztonságos és megbízható, csökkenti a vérvesztéséget valamint a műtét és a posztoperatív hospitalizáció időtartamát. Salameh és mtsai. (2006) felhívják a figyelmet arra, hogy a LigaSure™ eszköz a mezentérium ereinek elzárására alkalmas, azonban a bél lumenének biztonságos elzárására nem. Az EnSeal® eszköz felhasználásáról egy ízben Takemasa és mtsai. (2010) egy kolonreszekció bemutatása kapcsán számoltak be.

Két páciens esetében – enteroreszekciót és enteroanasztomóziát megelőzően – az EnSeal® eszközzel bélfodor-szkeletizációt végeztünk. Ez a beavatkozás a bél súlyos vérkeringési zavarral járó, elhalásos, összenövéses vagy daganatos állapotaiban javasolt (Fossum, 2007). Az egyik páciensnél a vékonybélben beékelődött idegentest okozott teljes elzáródást és súlyos vérkeringési zavart. A másik páciens a vékonybél falának daganatos elváltozása, adenokarcinómája miatt került műtétre. Tudomásunk szerint a szakirodalomban nem lelhető fel olyan leírás, melyben az EnSeal® eszköz felhasználásával végeztek bélfodor-szkeletizációt kutyáknál.

5.4.1.5 Részleges hasnyálmirigy-eltávolítás

Belli és mtsai. (2003), Howard és Mimms (2005), Hartwig és mtsai. (2010), Cecka és mtsai. (2011), Gehrig és mtsai. (2011) a Ligasure™ eszköz alkalmazásával végeztek pankreatoduodenektómiát. A vérzéscsillapítást megfelelőnek találták. Megállapították, hogy a szövetragasztás a korábbi technikákhoz képest csökkenti a műteti időt és a vérvesztéséget, ezáltal javítja a prognózist, ezenkívül a műtét költsége is kedvező. A hasnyálmirigy eltávolítása daganatos megbetegedésekben, például inzulinóma esetén indikált. Az inzulinóma a Langerhans-szigetek β -sejtjeinek funkcionális tumora, amely alacsony vércukorszint esetén is inzulint választ el. Az elváltozást a Langerhans-szigetek adenómájának, adenokarcinómájának is nevezik. Kutyákban gyakoribb a malignus elváltozás, amely a regionális nyirokcsomóban, a májban, a csepleszben és ritkábban a tüdőben is áttétet képez. Korai stádiumban a tumor élesen elkülönül az egészséges szövetektől, ami lehetővé teszi a sebészi eltávolítást, és növeli a várható túlélési időt (Fossum, 2007). Wouters és mtsai. (2011) inzulinómás kutyákon hasnyálmirigy-eltávolítást végeztek és megállapították, hogy a LigaSure™ eszköz használatával szignifikánsan csökkent a műtétek és a posztoperatív hospitalizáció időtartama is.

Egy páciens esetében korai stádiumú inzulinóma miatt a hasnyálmirigy jobb lebenyének kaudális pólusát a hasüreg feltárásával és az EnSeal® eszköz felhasználásával

eltávolítottuk. Tudomásunk szerint a szakirodalomban nem lelhető fel olyan leírás, melyben az EnSeal[®] eszköz felhasználásával végeztek teljes vagy részleges pankreatektómiát.

5.4.1.6 Laparoszópos májbiopszia

Sahin és mtsai. (2007b) kísérleti patkányok májműtétei során összehasonlították a sebészi varróanyagok, a LigaSure[™] és a SurgRX EnSeal[®] eszköz alkalmazásának eredményeit. A posztoperatív adhézió tekintetében az EnSeal[®] eszköz hatását találták kedvezőbbnek. Somasundar és mtsai. (2009) megfelelőnek találták az EnSeal[®] eszközzel végzett májszövet-reszekciók biztonságát.

A LigaSure[™] eszköz szakirodalma e területen is jelentősen kiterjedtebb (Horgan, 2001; Andoh és mtsai., 2004; Constant és mtsai., 2005; Cuschieri, 2005; Romano és mtsai., 2005; Cheang, 2006; Saiura és mtsai., 2006; Yeung és mtsai., 2006; Benzoni és mtsai., 2007; Campagnacci és mtsai., 2007b; Poon, 2007; Saidi és mtsai., 2007; Chiappa és mtsai., 2008; Saiura és mtsai., 2008; Slakey, 2008; Tepetes és mtsai., 2008; Vasile és mtsai., 2008; Eiriksson és mtsai., 2009; Lee és mtsai., 2009; Nanashima és mtsai., 2010.; Patrly és mtsai., 2010; Risselada és mtsai., 2010; Gaujoux és mtsai., 2011; Grancini és mtsai., 2011; Ohno és mtsai., 2011). Egyes szerzők a LigaSure[™] és más eszközök kombinálását, mások az önálló használatát részesítik előnyben, akár Pringle-manőver nélkül is. A közlések alapján a LigaSure[™] eszköz hatékony és megbízható, májműtétek során csökkenti a műtéti időt és a vérvesztést. A laparoszópos májbiopszia előnye a perkután technikával szemben a jó vizualizáció, a pontos pozicionálás, továbbá, hogy nem igényel ultrahangvezérlést; a laparotómiás technikával szemben pedig a minimális invazivitás és a rövid időtartam (Fossum, 2007).

Négy páciens esetében laparoszópos májbiopsziát végeztünk az EnSeal[®] eszközzel a fennálló májgyulladás tipizálása céljából. Tudomásunk szerint a szakirodalomban nem lelhető fel olyan leírás, melyben az EnSeal[®] eszköz felhasználásával végeztek májszövet-reszekciót vagy májbiopsziát kutyáknál.

5.4.1.7 Torakoszópos tüdőbiopszia

Tirabassi és mtsai. (2004) kísérleti sertések, Barakzai és mtsai. (2008) és Relave és mtsai. (2010) ló tüdejéből vettek bioptátumot, Cakan és mtsai. (2009) kísérleti nyulakon végeztek tüdőszövet-reszekciót a LigaSure[™] eszközzel. Az eljárást gyorsnak és hatékonynak, a komplikációs rátát pedig alacsonynak ítélték, de a szövődmények elkerülése (tenziós

pneumothorax) miatt fontosnak tartják a betegek posztoperatív felügyeletét. Lacin és mtsai. (2007) kísérleti juhokon a tüdő vérereit LigaSure™ eszközzel zárták le, és az eredményt 7 mm érátmérő alatt megfelelőnek találták. Albanese és mtsai. (2003), Shigemura és mtsai. (2004), Santini és mtsai. (2006), Kovács és mtsai. (2009) és Bignon és mtsai. (2010) gyermekek és felnőttek tüdőműtéteinél alkalmazták a LigaSure™ eszközt. A közölt adatok alapján az eszköz használata könnyű és biztonságos. Megfelelő hemosztázis alakul ki, és a lezárt tüdőterületeken nem történik levegőszivárgás. Továbbá az előny/ár arány kedvezőbb, mint a staplerek esetében, és a komplikációs ráta is alacsony.

A torakoszkópos biopszia előnye a perkután vékonytű-aspirációval szemben a direkt vizualizáció, hogy nem igényel ultrahang- vagy fluoroszkópia-vezérlést, és nagyobb méretű biopátum nyerhető; a torakotómiákkal szemben pedig a minimális invazivitás és a rövid műtéti idő (Fossum, 2007).

Az EnSeal® eszközzel egy páciensnél, szövettani vizsgálat céljából, torakoszkópos tüdőbiopsziát végeztünk. Tudomásunk szerint még nem jelent meg publikáció olyan tüdőbiopsziáról, melyet EnSeal® eszközzel végeztek.

5.4.1.8 Torakoszkópos részleges perikardektómia

Az intraperikardiális folyadék volumenének növekedése, a perikardium restriktív fibrózisából eredő konstriktó, vagy különböző daganatos folyamatok egyaránt szívtamponádhoz vezethetnek, amely az élettel összeegyeztethetetlen állapot. A perikardium megnyitása, részleges vagy teljes eltávolítása a szívre kifejtett nyomást csökkenti vagy megszünteti. A műtét közben azonosítani kell a *nervus phrenicust*, és el kell kerülni a sérülését (Fossum, 2007).

Két páciens esetében idiopátikus eredetű intraperikardiális folyadékgyülem miatt részleges perikardektómiát végeztünk az EnSeal® eszközzel, torakoszkópos módszerrel. Tudomásunk szerint még nem publikáltak olyan teljes vagy részleges perikardektómiát, melyet az EnSeal® eszközzel végeztek.

5.4.1.9 Szemgolyó-eltávolítás

Launois és mtsai. (2009) lovaknál sikeres szemeltávolítást (*enucleatio bulbi, exenteratio bulbi*) végeztek Ligasure™ eszközzel. A szemgolyót érintő daganatos elváltozások, a súlyos traumák, a nem reponálható előesések és a más terápiára nem reagáló fájdalmas

elváltozások (a glaukóma bizonyos esetei) a szemgolyó eltávolításának indikációját jelentik. A műtét típusát (a szem és a környező szövetek együttes eltávolítása; a szemgolyó eltávolítása; a belső szemképletek eltávolítása) elsősorban a kóros folyamat jellege és lokalizációja határozza meg (Fossum, 2007).

Az EnSeal[®] eszközzel három páciens szemgolyóját távolítottuk el (*enucleatio bulbi*), egy esetben okuláris atrófia, egy esetben intraokuláris daganat, egy esetben pedig terápiaerezisztens glaukóma miatt. Tudomásunk szerint még nem publikáltak EnSeal[®] eszközzel végzett szem-eltávolítást (*enucleatio bulbi, exstirpatio bulbi*).

5.4.2 Szövettan

Az vérerragasztások és disszekciók eredménye műtét közben azonnal értékelhető és értékelendő (fennáll, vagy nem áll fenn vérzés), a szövettani vizsgálatok pedig utólagos információt adnak a hisztomorfológiai elváltozásokról (a kezelt vérerek lumenének elzáródása). Az intraoperatív észleléseink és szövettani vizsgálataink – a sertésen végzett előkísérletek és a lovakon végzett műtétek eredményeihez hasonlóan – egybehangzóan igazolták az EnSeal[®] biztonságos és hatékony működését.

5.4.3 Eredmények és tervek

Szakirodalmi kutatásaink során a fenti műtétek közül a teljes lépeltávolításról, bélfodor-szkeletizációról, részleges hasnyálmirigy-eltávolításról, tüdőbiopsziáról, részleges szívburok-eltávolításról, szemgolyó-eltávolításról és kutyánál májbiopsziáról nem találtunk leírást. Eredményeink alapján – a vizsgált műtéteknél – javasoljuk az EnSeal[®] eszköz alkalmazását, és folytatjuk a felhasználási terület további kiterjesztését. Következő kutatási területként kutyák perzisztáló Botalló-vezetékének elzárását jelöltük ki. Szakirodalmi adatok alapján a LigaSure[™] eszköz nem alkalmas a Botalló-vezeték biztonságos elzárására, annak megváltozott szövettani szerkezete miatt (Zamfir és mtsai., 2007). Feltételezésem szerint azonban steril exogén kollagén irányított intraluminális bevitelével – bizonyos körülmények között – a szövetragasztás megvalósítható.

6. A SZÖVETRAGASZTÁS EREDMÉNYEINEK ÖSSZEFOGLALÁSA

6.1 A szövetragasztás

Célom az első vizsgálat-sorozatnál – az EnSeal® eszköz klinikai alkalmazását megelőzően – a vizsgáló módszerek standardizálása és a szövetragasztás biztonsági paramétereinek (a lezárt vérerek nyomásellenállása, az aktiváció alatti hőmérsékleti változások és a kollaterális hőkárosodási zóna) értékelése volt.

A nyomásellenállás méréséhez sertésből származó, hasonló hosszúságú (3-4 cm), átmérő szerint csoportosított (2-3, 4-5, 6-7 és 7 mm felett), elágazódás-mentes, friss artériákat és vénákat használtunk fel, és 360 Hgmm (az emberi átlagos szisztolés vérnyomásérték háromszorosa) határértéket jelöltünk ki. A vérérszakaszok (N=60) mindegyike intakt maradt a 360 Hgmm-re növelt intraluminális nyomás mellett, így a nyomásellenállás szignifikánsan meghaladta a kijelölt határértéket (egy mintás Student-féle t-próba). A megnyílás átlagosan $873,89 \pm 120,57$ (425-1555) Hgmm nyomásértéknél, és jellemzően nem a lezárás területén következett be. A tesztelt 12 mm-es átmérőjű (a készülék specifikációjában szereplő mérethatárt meghaladó) vérérszegmensek is ellenálltak a 360 Hgmm-es nyomásnak. A mérés standardizálására a fenti körülményeket és paramétereket javasoljuk.

A hőmérsékleti változások detektálására a termokamerás hőterképezést javasoljuk, amely a mélyebben fekvő szövetrétegekben mikrotermisztoros méréssel kiegészíthető. Termokamerával készült felvételeink szemléletesen ábrázolják az EnSeal® és a kezelt szövetek felületének hőmérsékleti dinamikáját. Az aktivált kézidarab hőmérsékleti keresztmetszetét egy haranggörbével és annak tetőpontján egy „W”-alakú hőárnyékkal jellemezhetjük. A három hőmérsékleti csúcs a fogók széleinél és a hossz tengelyen jelentkezett, és a kézidarab konstrukciójából eredően jelentősen alatta maradt a befogott szövetek maximális (100°C) hőmérsékletének. A bélfodor vérerein 22 standardizált *in vivo* beavatkozást értékeltünk. Az aktiváció alatt a fogók szélénél a szövetek felületi hőmérséklete átlagosan $69,25 \pm 0,98$ ($61,10-75,60$) $^{\circ}\text{C}$ -ra emelkedett. Az aktiváció végén közvetlenül az eszköz elemelése után a szövetek felületén átlagosan $66,89 \pm 0,66$ ($60,20-72,20$) $^{\circ}\text{C}$ -ot mértünk, és ez az érték 10 másodperc után minden esetben 40°C alá süllyedt. Az aktiváció befejezése előtti másodperctől az aktiváció befejezése utáni 10. másodpercig terjedő időszakban a kezelt szövetek hőmérséklete a következő polinomiális egyenlettel írható le:

$y(^{\circ}C) = - 0,0139*(x_{(s)}+2)^4 + 0,3284*(x_{(s)}+2)^3 - 2,3627*(x_{(s)}+2)^2 + 2,6372*(x_{(s)}+2) + 68,661$. Az eszköz fogóit lehűlésig a látótérben kell tartani, hogy ne okozzunk jatrogén hősrülést, a lumenes szervek közelében azok megnyílását, idegszövet közelében az ellátott terület beidegzési zavarát vagy véregek közelében az ellátott szövetek perfúziós zavarát és következményes elhalását.

Az NBTC enzimhisztokémiai módszerrel vizsgált mintáink (N=183) MTZ_t (total microscopic thermal injury zone) értéke átlagosan 5,55±0,08 mm, ebből az MTZ_{lat} (collateral microscopic thermal injury zone) érték átlagosan 0,28±0,04 mm volt. Az MTZ_t-érték szignifikánsan alatta maradt az elvárt 7 mm-es, az MTZ_{lat}-érték pedig az elvárt 1 mm-es határértéknek. A mintacsoportok (lép, máj és izomszövet, továbbá a lép, a gyomor, a mezentérium erei, *vena jugularis* és az *arteria carotis*) MTZ-értékei között nem volt szignifikáns eltérés (ANOVA). Az aktivációval járó hőképződés kontrollált, a következményes szöveti hőkárosodás mértéke alacsony, ami a sebgyógyulás és a posztoperatív fájdalom szempontjából is kedvező.

A különböző elektromágneses energián alapuló eszközök (nem csak a vérér- és szövetragasztó eszközök), a különböző teljesítményszintek és applikációs idők hőkárosító hatásának jövőbeni, nagy pontosságú, standardizált összehasonlítására az NBTC enzimhisztokémiai eljárást javasoljuk.

Eredményeinket és a szakirodalmi adatokat összegezve megállapítom, hogy az EnSeal[®], emelkedett vérnyomásértékek esetén, különböző szövetekben és hőérzékeny szövetek szomszédságában is magas biztonságú klinikai beavatkozásokat tesz lehetővé, és ezáltal új műtéti megoldások előtt nyitja meg az utat a humán és az állatorvosi sebészet területén egyaránt.

6.2 Szövetragasztás lovak műtéteinél

A céloom a második vizsgálat-sorozatnál az EnSeal[®] eszköz klinikai felhasználási területének kiterjesztése, illetve a hagyományos műtéti megoldásokon túlmutató, biztonságos műtéti technikák alkalmazása, kombinálása és értékelése volt lovaknál.

Bódított, álló testhelyzetű lovakon (N=11) 8 egyoldali rejtetthere-eltávolítást és 4 petefészek-eltávolítást végeztünk laparoszópos módszerrel, az EnSeal[®] eszköz felhasználásával. Beavatkozásaink során a bódítás, a laparoszóphia és a szövetragasztás előnyeit sikeresen kombináltuk. Az EnSeal[®] eszközt minden egyes bódított, álló lovon végzett laparoszópos

rejtetthere-eltávolítás és petefészek-eltávolítás során eredményesen alkalmaztuk erek és lágyszövetek megragadására, szétválasztására, az erek és szövetkötegek biztonságos elzárására és átvágására. Mivel a vérér- és szövetragasztás és a szövetek átvágása az EnSeal[®] eszköz elmozdítása nélkül kivitelezhető, minden esetben a lezárt szövet átvágása történt meg, és vérzés nem volt tapasztalható. Az elektrosebészeti eszközt csak akkor aktiváltuk, ha az eszköz, a célszerv és annak környezete is jól látható volt, és az eszköz csak a célszervvel érintkezett, így nemkívánatos hőkárosodás egy esetben sem következett be. A képződő sebészi füst mennyisége minimális volt, a vizualizációt nem zavarta. Az eljárás nem igényelte idegen anyag behelyezését és lerövidítette a műtéti időt. Az egyes műtéti beavatkozások során 5-7 alkalommal kellett az eszközt aktiválni, az egyes befogott ér- és szövetkötegek lezárása és átvágása, vastagságuktól és szerkezetüktől függően 2-8 másodpercet vett igénybe. Minden eltávolított képlet szövettani metszetein megfigyelhető volt az ép és a kezelt, tömörödött, dehidratálódott és homogenizálódott szöveti területek fokozatos elkülönülése és a szövetragasztó eszközzel kezelt vérerek lumenének elzáródása.

Az előbbi műtéteket a szakirodalomban első ízben publikáltuk. Eredményeink alapján javasoljuk az EnSeal[®] eszköz opcionális alkalmazását hasúri rejtett herék és petefészek eltávolítására lovon.

6.3 Szövetragasztás kutyák műtéteinél

Célom a harmadik vizsgálat-sorozatnál az EnSeal[®] szövetragasztó rendszer felhasználási területének kiterjesztése, és az alkalmazásából származó előnyök értékelése volt kutyák különböző lágyszöveti műtéteinél.

Az EnSeal[®] szövetragasztó rendszert 62 kutya műtéténél alkalmaztuk, különböző vérerek és szövetkötegek lezárására és átvágására. Laparoszkópiával 40 petefészek-eltávolítást, 5 rejtetthere-eltávolítást, 4 májbiopsziát; laparotómiával 4 lépeltávolítást, 2 bélfodor-szkeletizációt, 1 részleges hasnyálmirigy-eltávolítást; torakoszkópiával 1 tüdőbiopsziát és 2 részleges perikardektómiát végeztünk. Három páciens esetében pedig egyoldali szemgolyó-eltávolítás történt. Mind a hagyományos, mind a minimálisan invazív beavatkozások az elvárásainknak megfelelően zajlottak. Az EnSeal[®] eszköz minden vizsgált műtét típusnál hatékonyan és biztonságosan működött, képes volt a kijelölt vérerek és szövetkötegek megragadására, elzárására és átvágására. A vérerek és szövetkötegek ragasztásának időtartamát nagymértékben befolyásolta azok átmérője, de az átlagos időtartam nem haladta

meg a ligatúrák által igényelt értéket. A beépített vágószköznek köszönhetően minden esetben a lezárt szövet átvágása történt meg. A hősérülések megelőzése érdekében az EnSeal[®]-t csak akkor aktiváltuk, ha az eszköz vége, a célszerv és annak környezete is jól látható volt, és az eszköz vége csak a célszervvel érintkezett. Az aktiválás után megfelelő időt biztosítottunk az eszköz hőmérsékletének csökkenéséhez. A képződő sebészi füst mennyisége minimális volt, a vizualizációt nem zavarta. A minimálisan invazív technikák a páciensek posztoperatív diszkomfort-érzetét és felépülési idejét csökkentették, és esztétikailag is elfogadhatóbb állapotot eredményeztek. Az vérerragasztások és disszekciók eredménye műtét közben azonnal értékelhető és értékelendő (fennáll vagy nem áll fenn vérzés), a szövettani vizsgálatok pedig utólagos információt adnak a hisztomorfológiai elváltozásokról (az ép és a kezelt, tömörödött, dehidratálódott és homogenizálódott szöveti területek fokozatos elkülönülése és a szövetragasztó eszközzel kezelt vérerek lumenének elzáródása). Az intraoperatív észleléseink és szövettani vizsgálataink – a sertésen végzett előkísérletek és a lovakon végzett műtétek eredményeihez hasonlóan – egybehangzóan igazolták az EnSeal[®] biztonságos és hatékony működését.

Szakirodalmi kutatásaink szerint – az EnSeal[®] eszköz felhasználásával végzett fenti műtéteink közül – a teljes lépeltávolításról, bélfodor-szkeletizációról, részleges hasnyálmirigy-eltávolításról, tüdőbiopsziáról, részleges szívburok-eltávolításról, szemgolyó-eltávolításról és kutyánál májbiopsziáról nem érhető el leírás. Eredményeink alapján – a vizsgált műtéttípusoknál – javasoljuk az EnSeal[®] eszköz opcionális alkalmazását és a felhasználási terület további kiterjesztését.

6.4 További lehetőségek

Az EnSeal[®] rendszer használata minimalizálja az emberi hibalehetőséget. Számos műtéti szituációban elkerülhetjük testidegen anyagok behelyezését, biztonsággal kiválthatunk ligatúrákat, kapcsokat. Olyan esetekben is eredményes lehet a beavatkozás, amikor ligatúra felhelyezése anatómiai okokból nem kivitelezhető. Csökkenthetjük a műtéti vérvesztéséget, minimalizálhatjuk baktériumok és daganatsejtek hematogén, limfogén és implantációs metasztázisának esélyét, mindemellett jobban vizualizálható marad a műtéti terület. A vérzéscsillapítás erősen vaszkularizált szövetekben és véralvadási problémák esetén is eredményes lehet. Nem jelentkezik számottevő kollaterális szövetkárosodás és annak következményei, mint elhúzódó sebgyógyulás, fertőzésekkel szembeni csökkent ellenálló képesség, kifejezett hegképződés és fokozott posztoperatív fájdalomérzet. Az EnSeal[®] a test

több olyan régiójában (idegszövetek közelsége) is használható, ahol a korábbi eszközök kontraindikáltak voltak. Az új típusú beavatkozások kifinomult műtétechnikai megoldásokat tesznek lehetővé és a biztonsági előírások betartása mellett sem a beteget, sem a műtő személyzetét nem veszélyeztetik. Emellett a műtétek időtartama jelentősen lerövidíthető, ami a rizikóbetegek túlélési esélyét növelheti (Amaral és mtsai., 1997; Kennedy és mtsai., 1998; Kim és mtsai., 1991; Landman és mtsai., 2003; Massarweh és mtsai., 2006; Markovicz és mtsai., 1994; Mueller, 1993; Rappaport és mtsai., 1990; Soballe és mtsai., 1998; Spivak és mtsai., 1998; www.valleylab.com, 2011; www.surgrx.com, 2008; www.erbe-med.com, 2008; www.ethiconendosurgery.com, 2011).

7. ÚJ TUDOMÁNYOS EREDMÉNYEK

- Az EnSeal[®] eszközzel lezárt vérérszakaszok nyomásellenállását standardizált körülmények között vizsgáltuk. A vizsgált érszakaszok nyomásellenállása $873,89 \pm 120,57$ (425-1555) Hgmm volt, és minden esetben többszörösen meghaladta a fiziológias vérnyomásértéket.
- Az eszköz specifikációjában szereplő mérethatárt meghaladó (8-12 mm-es átmérőjű) vérereket is sikeresen zártunk le, és szuprafiziológias (360 Hgmm feletti) nyomásellenállásukat megállapítottuk.
- Az eszköz specifikációjának megfelelő (2-7 mm átmérőjű), lezárt vérerek maximum nyomásellenállási értékét megállapítottuk. A legmagasabb értéket, 1555 Hgmm-t egy 5 mm átmérőjű *arteria carotis* mintán mértük.
- Termokamerás felvételeink alapján az aktivált kézidarab (hosszengelyre merőleges) hőmérsékleti profilját vizsgáltuk. A profil egy haranggörbével és annak tetőpontján egy „W”-alakú hőármékkal jellemezhető. A hőmérsékleti csúcsok az fogó széleinél és a hosszengelyen jelentkeznek.
- Termokamerás felvételeink alapján megállapítottuk a kézidarab aktivációja alatt a környező szövetek felületi maximum hőmérsékletét: $69,25 \pm 0,98$ (61,10-75,60) °C.
- Termokamerás felvételeink alapján megállapítottuk a kézidarab aktivációjának végén a kezelt szövetek felületi maximum hőmérsékletét: $66,89 \pm 0,66$ (60,20-72,20) °C.
- Termokamerás felvételeink alapján megállapítottuk a kézidarab aktivációja után a felületi maximum hőmérsékleti értékek csökkenési ütemét. A hőmérséklet csökkenése 4 másodperc után $14,50 \pm 2,97$ (2,90-25,20) °C, 8 másodperc után további $3,90 \pm 0,42$ (1,10-5,30) °C. 10 másodperc után 40°C-nál alacsonyabb volt a hőmérséklet. Az aktiváció befejezése előtti másodperctől az aktiváció befejezése utáni 10. másodpercig terjedő időszakban a vizsgált szövetek hőmérséklete a következő polinomiális egyenlettel írható le:
$$y(^{\circ}\text{C}) = - 0,0139 \cdot (x_{(s)}+2)^4 + 0,3284 \cdot (x_{(s)}+2)^3 - 2,3627 \cdot (x_{(s)}+2)^2 + 2,6372 \cdot (x_{(s)}+2) + 68,661.$$
- Az NBTC/LDH enzimhisztokémiai eljárást sikeresen alkalmaztuk, hatékonyságát kiemelkedőnek találtuk és standardként javasoljuk a különböző elektromágneses energián alapuló sebészi eszközök, a különböző teljesítményszintek és applikációs idők hőkárosító

hatásának szövettani összehasonlítására és a mikroszkópikus hőkárosodási zóna kiterjedésének kvantitatív meghatározására.

- Az NBTC/LDH enzimhisztokémiai eljárás segítségével vizsgáltuk a hőmérséklet hatását a szöveti enzimaktivitásra. A színreakciót előidéző enzimfehérjék fagyasztás során -20°C-on és -80°C-on is megőrizték aktivitásukat, azonban melegítve, 64°C-on irreverzibilisen inaktiválódtak.
- Különböző szövetekben, standardizált körülmények között meghatároztuk és statisztikailag értékeltük a teljes és laterális mikroszkópikus hőkárosodási zónát. Mintáinkon az átlagos MTZ_t $5,55 \pm 0,08$ mm, az átlagos MTZ_{lat} $0,28 \pm 0,04$ mm kiterjedésű volt, és a vizsgált szövettípusok esetében az értékek eltérése nem volt szignifikáns.
- Megkezdjük az EnSeal[®] vérér- és szövetragasztó rendszer alkalmazását a magyarországi állatorvosi klinikumban, és segítségével új típusú műtéti beavatkozásokat végeztünk. A szövetragasztást több esetben minimálisan invazív műtéti technikákkal kombináltuk.
- Első ízben publikáltuk a bódított, álló lovon végzett laparoszko-pos rejtetthere- és petefészek-eltávolítást az EnSeal[®] eszköz felhasználásával.
- További új típusú, a szakirodalomban eddig nem fellelhető, sikeres műtéti beavatkozásokat végeztünk kutyákon az EnSeal[®] eszköz felhasználásával: lépeltávolítás, bélfodor-szkeletizáció, részleges hasnyálmirigy-eltávolítás, májbiopszia, tüdőbiopszia, részleges szívburok-eltávolítás és szemgolyó-eltávolítás. Az eszköz felhasználási területét folyamatosan tovább bővítjük.

8. IRODALOMJEGYZÉK

Advincula A.P. (2005): A preliminary comparison of mechanical compression amongst three electrosurgical devices. *J. Min. Invas. Gyn.* 12 (5) S 43-44

Aigner N., Fialka C., Fritz A., Wruhs O., Zöch G. (1997): Complications in the use of diathermy. *Burns* 23 (3) 256-264

Albanese C.T., Sydorak R.M., Tsao K., Lee H. (2003): Thoracoscopic lobectomy for prenatally diagnosed lung lesions. *J. Pediatr. Surg.* 38 (4) 553-555

Amann R.P. and Veeramachaneni D.N.R. (2006): Cryptorchidism and associated problems in animals. *Anim. Reprod.* 3 (2) 108-120

Amaral J. F. (2002): *Thermal Energy in Minimally Invasive Surgery – Science and Safety.* 8th World Congress of Endoscopic Surgery, New York

Andoh H., Sato T., Yasui O., Shibata S., Kurokawa T. (2004): Laparoscopic right hemihepatectomy for a case of polycystic liver disease with right predominance. *J. Hepatobiliary Pancreat. Surg.* 11 (2) 116-118

Araki Y., Noake T., Kanazawa M., Yamada K., Momosaki K., Nozoe Y., Inoue A., Ishibashi N., Ogata Y., Shirouzu K. (2004): Clipless hand-assisted laparoscopic total colectomy using Ligasure Atlas. *Kurume Med. J.* 51 (2) 105-108

Ata A.H., Bellemore T.J., Meisel J.A., Arambulo S.M. (1993): Distal thermal injury from monopolar electrosurgery. *Surg. Laparosc. Endosc.* 3 (4) 323-327

Baggish M.S. and Tucker R.D. (1995): Tissue actions of bipolar scissors compared with monopolar devices. *Fertil. Steril.* 63 (2) 422-426

Barakzai S., Taylor S.E., Keen J. (2008): Use of a tissue sealing device for thoracoscopically guided lung biopsy in a pony. *Vet. Rec.* 163 (21) 634-635

Barbaros U., Dinccag A., Deveci U., Akyuz M., Tukenmez M., Erbil Y., Mercan S. (2007): Use of electrothermal vessel sealing with LigaSure device during laparoscopic splenectomy. *Acta Chir. Belg.* 107 (2) 162-165

Barrett W.L. and Garber S.M. (2003): Surgical Smoke – A Review of the Literature. Is this just a lot of hot air? *Surg. Endosc.* 17 (6) 979-987

Bedi V.P., Chan K.F., Sink R.K., Hantash B.M., Herron G.S., Rahman Z., Struck S.K., Zachary C.B. (2007): The Effects of Pulse Energy Variations on the Dimensions of Microscopic Thermal Treatment Zones in Nonablative Fractional Resurfacing. *Lasers Surg. Med.* 39 (2) 145-155

Belli G., Fantini C., Ciciliano F., D'Agostino A., Barberio M. (2003): Pancreaticoduodenectomy in portal hypertension: use of the LigaSure. *J. Hepatobiliary Pancreat. Surg.* 10 (3) 215-217

Benzoni E., Cojutti A., Lorenzin D., Adani G.L., Baccarani U., Favero A., Zompicchiati A., Bresadola F., Uzzau A. (2007): Liver resective surgery: a multivariate analysis of postoperative outcome and complication. *Langenbecks Arch. Surg.* 392 (1) 45-54

Bignon H., Buella E., Martinez-Ferro M. (2010): Which is the best vessel-sealing method for pediatric thoracoscopic lobectomy? *J. Laparoendosc. Adv. Surg. Tech. A.* 20 (4) 395-398

Box G.N., Lee H.J., Abraham J.B., Deane L.A., Elchico E.R., Abdelshehid C.A., Alipanah R., Taylor M.B., Andrade L., Edwards R.A., Borin J.F., McDougall E.M., Clayman R.V. (2009): Comparative study of in vivo lymphatic sealing capability of the porcine thoracic duct using laparoscopic dissection devices. *J. Urol.* 181 (1) 387-391

Bozec L., Odlyha M. (2011): Thermal Denaturation Studies of Collagen by Microthermal Analysis and Atomic Force Microscopy. *Biophys. J.* 101 (1) 228–236

Brill A.I. (2004): Mapping the thermal gradient of a new radiofrequency bipolar vessel sealing device, EnSeal, using real-time thermography. *J. Am. Assoc. Gyn. Lap.* 11 (3) S7

Cakan A., Yoldas B., Samancilar O., Ertugrul V., Turhan K., Cagirici U., Askar F., Veral A. (2009): LigaSure vessel sealing system versus harmonic scalpel for sutureless nonanatomical pulmonary resections in a rabbit model. Which one is safer? *Eur. Surg. Res.* 43 (1) 24-28

Campagnacci R., De Sanctis A., Baldarelli M., Di Emiddio M., Organetti L., Nisi M., Lezoche G., Guerrieri M. (2007b): Hepatic resections by means of electrothermal bipolar vessel device (EBVS) LigaSure V: early experience. *Surg. Endosc.* 21 (12) 2280-2284

- Campagnacci R., de Sanctis A., Baldarelli M., Rimini M., Lezoche G., Guerrieri M. (2007): Electrothermal bipolar vessel sealing device vs. ultrasonic coagulating shears in laparoscopic colectomies: a comparative study. *Surg. Endosc.* 21 (9) 1526-1531
- Campbell P.A., Cresswell A.B., Frank T.G., Cuschieri A. (2003): Real-time thermography during energized vessel sealing and dissection. *Surg. Endosc.* 17 (10) 1640-1645
- Carbonell A.M., Joels C.S., Kercher K.W., Matthews B.D., Sing R.F., Heniford B.T. (2003): A comparison of laparoscopic bipolar vessel sealing devices in the hemostasis of small-, medium- and large-sized arteries. *J. Laparoendosc. Adv. Surg. Tech.* 13 (6) 377-380
- Cecka F., Ferko A., Jon B., Subrt Z. (2011): Laparoscopic pancreatic resections in experimental setting and clinical practice. [Czech] *Rozhl. Chir.* 90 (3) 194-199
- Cheang T., Hanna S.S., Wright F.C., Law C.H. (2006): Use of a collagen-sealing device in hepatic resection: a comparative analysis to standard resection technique. *J. Int. Hepato Pancreato Biliary Ass.* 8 (3) 194-199
- Chiappa A., Bertani E., Biffi R., Zbar A.P., Viale G., Pruneri G., Bellomi M., Venturino M., Andreoni B. (2008): Effectiveness of LigaSure diathermy coagulation in liver surgery. *Surg. Technol. Int.* 17 (1) 33-38
- Collard F., Nadeau M.E., Carmel E.N. (2010): Laparoscopic splenectomy for treatment of splenic hemangiosarcoma in a dog. *Vet. Surg.* 39 (7) 870-872
- Constant D.L., Slakey D.P., Campeau R.J., Dunne J.B. (2005): Laparoscopic nonanatomic hepatic resection employing the LigaSure device. *J. Soc. Laparoendosc. Surg.* 9 (1) 35-38
- Cuschieri A. (2005): Laparoscopic liver resections. *J. Min. Access Surg.* 1 (3) 99-109
- Damani T., Advincula A., Way L.W. (2005): Comparative thermal spread of three radiofrequency bipolar vessel sealing devices. Poster presented at the 2005 Annual Meeting of The Society of American Gastrointestinal and Endoscopic Surgeons (SAGES), Fort Lauderdale, Florida, USA
- De Bont M.P., Wilderjans H., Simon O. (2010): Standing Laparoscopic Ovariectomy Technique with Intraabdominal Dissection for Removal of Large Pathologic Ovaries in Mares. *Vet. Surg.* 39 (6) 737-741

Dénes B., de la Torre R.A., Krummel T.M., Oleson L.S.M. (2003): Evaluation of a vessel sealing system in a porcine model. Poster presented at the 21st World Congress of Endourology (WCE), Montreal, Canada

Desmaizières L-M., Martinot S., Lepage O.M., Bareiss E., Cadoré J-L. (2003): Complications associated with cannula insertion techniques used for laparoscopy in standing horses. *Vet. Surg.* 32 (6) 501-506

Dodde R., Shih A., Advincula A.P. (2009): A Novel Technique for Demonstrating the Real-Time Subsurface Tissue Thermal Profile of Two Energized Surgical Instruments. *J. Min. Invas. Gyn.* 16 (5) 599-603

Dubiel B., Shires P.K., Korvick D., Chekan E.G. (2010): Electromagnetic energy sources in surgery. *Vet. Surg.* 39 (8) 909–924

Dupré G., Fiorbianco V., Skalicky M., Gültiken N., Ay S.S., Findik M. (2009): Laparoscopic Ovariectomy in Dogs: Comparison Between Single Portal and Two-Portal Access. *Vet. Surg.* 38 (7) 818-824

Eiriksson K., Fors D., Rubertsson S., Arvidsson D. (2009): Laparoscopic left lobe liver resection in a porcine model: a study of the efficacy and safety of different surgical techniques. *Surg. Endosc.* 23 (5) 1038-1042

Farstvedt E.G., Hendrickson D.A. (2005): Intraoperative pain responses following intraovarian versus mesovarian injection of lidocaine in mares undergoing laparoscopic ovariectomy. *J. Am. Vet. Med. Ass.* 227 (4) 593-596

Fossum T.W. (ed.) (2007): *Small Animal Surgery* 3rd edition. Mosby Elsevier (ISBN-13:978-0-323-04439-4, ISBN-10:0-323-04439-5)

Fucci V. and Elkins A.D.(1991): *Electrosurgery: Principles and Guidelines in Veterinary Medicine*. *Compend. Contin. Educ. Pract. Vet. Small Animal* 13: 407-415.

Garancini M., Gianotti L., Mattavelli I., Romano F., Degrate L., Caprotti R., Nespoli A., Uggeri F. (2011): Bipolar vessel sealing system vs. clamp crushing technique for liver parenchyma transection. *Hepatogastroenterology* 58 (105) 127-32

Gaujoux S., Kingham T.P., Jamagin W.R., D'Angelica M.I., Allen P.J., Fong Y. (2011): Single-incision laparoscopic liver resection. *Surg. Endosc.* 25 (5) 1489-1494

Gehrig T., Muller-Stich B.P., Kenngott H., Fischer L., Mehrabi A., Buchler M.W., Gutt C.N. (2011): LigaSure versus conventional dissection technique in pancreatoduodenectomy: a pilot study. *Am. J. Surg.* 201 (2) 166-170

Gelmini R., Romano F., Quaranta N., Caprotti R., Tazzioli G., Colombo G., Saviano M., Uggeri F. (2006): Sutureless and stapleless laparoscopic splenectomy using radiofrequency: LigaSure device. *Surg. Endosc.* 20 (6) 991-994

Goldstein S.L., Harold K.L., Lentzner A., Matthews B.D., Kercher K.W., Sing R.F., Pratt B., Lipford E.H., Heniford B.T. (2002): Comparison of thermal spread after ureteral ligation with the Laparo-Sonic ultrasonic shears and the LigaSure system. *J. Laparoendosc. Adv. Surg. Tech. A.* 12 (1) 61-63

Grimes, B. (2007): Essentials of Electrosurgery Risks. *Periop. Nurs. Clin.* 2 (2) 119-125

Hand R., Rakestraw P., Taylor T. (2002): Evaluation of a Vessel-Sealing Device for Use in Laparoscopic Ovariectomy in Mares. *Vet. Surg.* 31 (3) 240-244

Hanrath M. and Rodgerson D.H. (2002): Laparoscopic Cryptorchidectomy Using Electrosurgical Instrumentation in Standing Horses. *Vet. Surg.* 31 (2) 117-124

Harold K.L., Pollinger H., Matthews B.D., Kercher K.W., Sing R.F., Heniford B.T. (2003): Comparison of ultrasonic energy, bipolar thermal energy, and vascular clips for the hemostasis of small-, medium-, and large-sized arteries. *Surg. Endosc.* 17 (8) 1228-1230

Hartwig W., Duckheim M., Strobel O., Dovzhanskiy D., Bergmann F., Hackert T., Buchler M.W., Werner J. (2010): LigaSure for pancreatic sealing during distal pancreatectomy. *World J. Surg.* 34 (5) 1066-1070

Hendrickson D. (2006): Laparoscopic cryptorchidectomy and ovariectomy in horses. *Review. Vet. Clin. North. Am. Equine Pract.* 22 (3) 777-798

Heniford B.T., Matthews B.D., Sing R.F., Backus C., Pratt B., Greene F.L. (2001): Initial results with an electrothermal bipolar vessel sealer. *Surg. Endosc.* 15 (8) 799-801

Horgan P.G. (2001): A novel technique for parenchymal division during hepatectomy. *Am. J. Surg.* 181 (3) 236-237

Howard T.J. and Mimms S. (2005): Use of a new sealing device to simplify jejunal resection during pancreaticoduodenectomy. *Am. J. Surg.* 190 (3) 504-506

- Hruby G.W., Marruffo F.C., Durak E., Collins S.M., Pierorazio P., Humphrey P.A., Mansukhani M.M., Landman J. (2007): Evaluation of Surgical Energy Devices for Vessel Sealing and Peripheral Energy Spread in a Porcine Model. *J. Urol.* 178 (6) 2689-2693
- Hubert J.D., Burba D.J., Moore R.M. (2006): Evaluation of a Vessel-Sealing Device for Laparoscopic Granulosa Cell Tumor Removal in Standing Mares. *Vet. Surg.* 35 (4) 324–329
- Hubner M., Hahnloser D., Hetzer F., Muller M.K., Clavien P.A., Demartines N. (2007): A prospective randomized comparison of two instruments for dissection and vessel sealing in laparoscopic colorectal surgery. *Surg. Endosc.* 21 (4) 592-594
- Jeffrey S.S., Birdwell R.L., Ikeda D.M., Daniel B.L., Nowels K.W., Dirbas F.M., Griffey S.M. (1998): Radiofrequency Ablation of Breast Cancer: First Report of an Emerging Technology. *Arch. Surg.* 134 (10) 1064-1068
- Kennedy J.S., Sranahan P.L., Taylor K.D., Chandler J.G. (1998): High-burst-strength, feedback-controlled bipolar vessel sealing. *Surg. Endosc.* 12.(6) 876-878
- Kim F.J., Chammas M.F.Jr., Gewehr E., Morihisa M., Caldas F., Hayacibara E., Baptistussi M., Meyer F., Martins A.C. (2008): Temperature safety profile of laparoscopic devices: Harmonic ACE, LigaSure V, and plasma trisector. *Surg. Endosc.* 22 (6) 1464–1469
- Kim K., Brunner E., Ritter E., Thompson D., Devereux D. (1991): Relevance of methods of skin incision technique on development of wound infection. *Am. Surg.* 57 (2) 129-130
- Kossi J., Luostarinen M., Kontula I., Laato M. (2007): Laparoscopic sigmoid and rectal resection using an electrothermal bipolar vessel sealing device. *J. Laparoendosc. Adv. Surg. Tech. A.* 17 (6) 719-722
- Kovács O., Szántó Z., Krasznai G., Herr G. (2009): Comparing bipolar electrothermal device and endostapler in endoscopic lung wedge resection. *Interact. Cardiovasc. Thorac. Surg.* 9 (1) 11-14
- Krutsay M. (1999): *Patológiai technika*. Budapest: Medicina Könyvkiadó, ISBN: 9789632424347
- Krutsay M. (1980): *Szövettani technika*. Budapest: Medicina Könyvkiadó, ISBN: 9632406885
- Lacin T., Batirel H.F., Ozer K., Demirutku A., Ahiskali R., Yuksel M. (2007): Safety of a thermal vessel sealer on main pulmonary vessels. *Eur. J. Cardiothorac. Surg.* 31 (3) 482-485

- Lamberton G.R., Hsi R.S., Jin D.H., Lindler T.U., Jellison F.C., Baldwin D.D. (2008): Prospective comparison of four laparoscopic vessel ligation devices. *J. Endourol.* 22 (10) 2307-2312
- Landman J., Kerbl K., Rehman J., Andreoni C., Humphrey P.A., Collyer W., Olweny E., Sundaram C., Clayman R.V. (2003): Evaluation of a vessel sealing system, bipolar electrosurgery, harmonic scalpel, titanium clips, endoscopic gastrointestinal anastomosis vascular staples and sutures for arterial and venous ligation in a porcine model. *J. Urol.* 169 (2) 697-700
- Laubach H-J., Tannous Z., Anderson R.R., Manstein D. (2006): Skin Responses to Fractional Photothermolysis. *Lasers Surg. Med.* 38 (2) 142-149
- Launois M.T., Vandeweerd J.M.E.F., Perrin R.A.R., Brogniez L., Gabriel A., Coomer R., Clegg P.D., Desbrosse A.M., Desbrosse F.G. (2009): Evaluation of a vessel-sealing device to assist eye enucleation and exenteration in the horse. *Equine vet. Educ.* 21 (11) 596-601
- Lee J.M., Pereira C.A., Abdulla D., Naimark W.A., Crawford I. (1995): A multi-sample denaturation temperature tester for collagenous biomaterials. *Med. Eng. Phys.* 17 (2) 115-121
- Lee K.F., Wong J., Ng W., Cheung Y.S., Lai P. (2009): Feasibility of liver resection without the use of the routine Pringle manoeuvre: an analysis of 248 consecutive cases. *Hepato Pancreato Biliary Ass.* 11 (4) 332-338
- Lhermette P. and Sobel D. ed. (2008): *British Small Animal Veterinary Association Manual of Canine and Feline Endoscopy and Endosurgery*, BSAVA (ISBN 978 1 905319 02 2) 158-187
- Lloyd D., Walmsley J.P., Greet T.R.C., Payne R.J., Newton R.J., Phillips T.J. (2007): Electrosurgery as the sole means of hemostasis during the laparoscopic removal of pathologically enlarged ovaries in mares: a report of 55 cases. *Equine Vet. J.* 39 (3) 210-214
- Lofgren S. and Soderberg P.G. (1998): Histochemical determination of lactate dehydrogenase activity in rat lens; influence of different parameters. *Acta Ophthalmol. Scand.* 76 (5) 555-560
- Machado N.O., Al K.N., Chopra P.J. (2010): Laparoscopic Splenectomy Using LigaSure. *J Soc. Laparoendosc. Surg.* 14 (4) 547-52
- Malis L.I. (1996): Electrosurgery. *J. Neurosurg.* 85 (5) 970-975

Manson R.J. and Pryor A.D. (2008): Bipolar sealing increases mesenteric reach during bowel transection compared with stapled division: clinical evidence and laboratory support in a porcine model. *Surg. Endosc.* 22 (8) 1894-1898

Manstein D., Herron G.S., Sink K., Tanner H., Anderson R.R. (2004): Fractional Photothermolysis: A New Concept for Cutaneous Remodeling Using Microscopic Patterns of Thermal Injury. *Lasers Surg. Med.* 34 (5) 426-438

Mantke R., Halangk W., Habermann A., Peters B., Konrad S., Guenther M., Lippert H. (2011): Efficacy and safety of 5-mm-diameter bipolar and ultrasonic shears for cutting carotid arteries of the hybrid pig. *Surg. Endosc.* 25 (3) 577-585

Marcello P.W., Roberts P.L., Rusin L.C., Holubkov R., Schoetz D.J. (2006): Vascular pedicle ligation techniques during laparoscopic colectomy. A prospective randomized trial. *Surg Endosc.* 20 (2) 263-269

Markovicz S., Chrostek C.A., Amaral J.F.(1994): Surgical laparoscopic energy and lateral thermal damage. In: Presented at Society for Minimally Invasive Therapy, Berlin, Germany

Mason B.J., Newton J.R., Payne R.J., Pilsworth R.C. (2005): Costs and Complications of equine castration: a UK practice-based study comparing 'standing nonsutured' and 'recumbent sutured' techniques. *Equine Vet. J.* 37 (5) 468-472

Massarweh N.N., Cosgriff N., Slakey D.P.(2006): Electrosurgery: History, Principles, and Current and Future Uses. *J. Am. Coll. Surg.* 202 (3) 520-530

Mayhew P.D., Brown D.C. (2007): Comparison of three techniques for ovarian pedicle hemostasis during laparoscopic-assisted ovariohysterectomy. *Vet. Surg.* 36 (6) 541-547

Mayhew P. (2009): Surgical views: laparoscopic and laparoscopic-assisted cryptorchidectomy in dogs and cats. *Compend. Contin. Educ. Vet.* 31 (6) 274-281

Mee A.M., Cripps P.J., Jones R.S.(1998): A retrospective study of mortality associated with general anaesthesia in horses: elective procedures. *Vet. Rec.* 142 (11) 275-276

Misawa T., Yoshida K., Iida T., Sakamoto T., Gocho T., Hirohara S., Wakiyama S., Ishida Y., Yanaga K. (2009): Minimizing intraoperative bleeding using a vessel-sealing system and splenic hilum hanging maneuver in laparoscopic splenectomy. *J. Hepatobiliary Pancreat. Surg.* 16 (6) 786-791

Moreno-Sanz C., Picazo-Yeste J., Seoane-Gonzales J., Manzanera-Diaz M., Tadeo-Ruiz G. (2008): Division of the small bowel with the LigaSure Atlas device during the right laparoscopic colectomy. *J. Laparoendosc. Adv. Surg. Tech. A.* 18 (1) 99-101

Mueller W. (1993): The advantages of laparoscopic assisted bipolar high frequency surgery. *Endosc. Surg. Allied Technol.* 1 (2) 91-96

Nakajima K., Nezu R., Ito T., Nishida T. (2010): Hand-assisted laparoscopic restorative proctocolectomy for ulcerative colitis: the optimization of instrumentation toward standardization. *Surg. Today.* 40 (9) 840-844

Nanashima A., Tobinaga S., Abo T., Nonaka T., Sawai T., Nagayasu T. (2010): Usefulness of the combination procedure of crash clamping and vessel sealing for hepatic resection. *J. Surg. Oncol.* 102 (2) 179-183

Nessler N.H. and Reischer W. (2003): Measuring device for neutral electrodes in electrosurgery. *Measurement.* 33 (2) 197-203

Newcomb W.L., Hope W.W., Schmelzer T.M., Heath J.J., Norton H.J., Lincourt A.E., Heniford B.T., Iannitti D.A. (2009): Comparison of blood vessel sealing among new electrosurgical and ultrasonic devices. *Surg. Endosc.* 23 (1) 90–96

Newton D. (2007): Active Electrode Monitoring: Electrosurgical Safety During Monopolar Minimally Invasive Surgery. *Periop. Nurs. Clin.* 2 (2) 103-117

O'Connor J.L. and Bloom D.A. (1996): William T. Bovie and electrosurgery. *Surg.* 119 (4) 390-396

Odell R.C. (1995): Electrosurgery: Principles and safety issues. *Clin. Obstet. Gynecol.* 38 (3) 610-621

Ohno T., Furui J., Hashimoto T., Hirabaru M., Kohno M., Iwao A., Koyamatsu J. (2011): Simultaneous laparoscopic hand-assisted hepatectomy and splenectomy for liver cancer with hypersplenism: report of a case. *Surg. Today.* 41 (3) 444-447

Patrlj L., Tuorto S., Fong Y. (2010): Combined blunt-clamp dissection and LigaSure ligation for hepatic parenchyma dissection: postcoagulation technique. *J. Am. Coll. Surg.* 210 (1) 39-44

Person B., Vivas D., Ruiz D., Talcott M., Coad J., Wexner S. (2007): Histopathologic comparison of four energy-based vascular sealing and cutting instruments: A porcine model. *Surg. Endosc.* 22 (2) 534-538

Phillips C.K., Hruba G.W., Durak E., Lehman D.S., Humphrey P.A., Mansukhani M.M., Landman J. (2008): Tissue Response to Surgical Energy devices. *J. Urol.* 71 (4) 744-748

Pollock L. (2007): Hazards of Electrosurgical Smoke. *Periop. Nurs. Clin.* 2 (2) 127-138

Poon R.T. (2007): Current techniques of liver transection. *J. Int. Hepato Pancreato Biliary Ass.* 9 (3) 166-173

Rappaport W.D., Hunter G.C., Allen R., Lick S., Halldorsson A., Chvapil T., Holcomb M., Chvapil M. (1990): Effect of electrocautery on wound healing in midline laparotomy incisions. *Am. J. Surg.* 160 (6) 618-620

Relave F., David F., Leclere M., Alexander K., Helie P., Meulyzer M., Lavoie J.P., Marcoux M. (2010): Thoracoscopic lung biopsies in heaves-affected horses using a bipolar tissue sealing system. *Vet. Surg.* 39 (7) 839-846

Risselada M., Ellison G.W., Bacon N.J., Polyak M.M.R., van Gilder J., Kirkby K., Kim S.E. (2010): Comparison of 5 Surgical Techniques for Partial Liver Lobectomy in the Dog for Intraoperative Blood Loss and Surgical Time. *Vet. Surg.* 39 (7) 856-862

Rivier P. and Monnet D. (2010): Use of a Vessel Sealant Device for Splenectomy in Dogs. *Vet. Surg.* 40 (1) 102-105

Rodgers D.H., Belknap J.K., Wilson D.A. (2001): Laparoscopic Ovariectomy Using Sequential Electrocoagulation and Sharp Transection of the Equine Mesovarium. *Vet. Surg.* 30 (6) 572-579

Romano F., Caprotti R., Franciosi C., De Fina S., Colombo G., Uggeri F. (2002): Laparoscopic splenectomy using LigaSure. Preliminary experience. *Surg. Endosc.* 16 (11) 1608-1611

Romano F., Franciosi C., Caprotti R., Uggeri F., Uggeri F. (2005): Hepatic surgery using the LigaSure vessel sealing system. *World J. Surg.* 29 (1) 110-112

Romano F., Gelmini R., Caprotti R., Andreotti A., Guaglio M., Franzoni C., Uggeri F., Saviano M. (2007): Laparoscopic splenectomy: LigaSure versus EndoGIA: a comparative study. *J. Laparoendosc. Adv. Surg. Tech. A.* 17 (6) 763-767

Röcken M., Mosel G., Thum C., Rass J., Hospes R., Litzke L.F. (2009): Uni- and bilateral ovariectomy in the mare: retrospective comparative study of techniques in 116 patients. [Die uni- und bilaterale Ovariectomie bei der Stute: eine retrospektive methodische Vergleichsstudie an 116 klinischen Patienten] *Tierärztliche Praxis* 37 (2) 119-125

Rumbaugh M.L., Burba D.J., Natalini C., Hosgood G., Moore R.M. (2003): Evaluation of a vessel-sealing device for small intestinal resection and anastomosis in normal horses. *Vet. Surg.* 32 (6) 574-579

Sahin D.A., Kusaslan R., Sahin O., Akbulut G., Bas O., Dilek O.N. (2007): Histopathological effects of bipolar vessel sealing devices on liver parenchyma and comparison with suture method: An experimental study. *Eur. Surg. Res.* 39 (2) 111–117

Sahin D.A., Kusaslan R., Sahin O., Akbulut G., Ozen O.A., Dilek O.N. (2007b): Comparison of LigaSure, SurgRx, and suture techniques in intra-abdominal adhesions that occur after liver resection in rats: an experimental study. *Int. Surg.* 92 (1) 20-26

Saidi R.F., Ahad A., Escobar R., Nalbantoglu I., Adsay V., Jacobs M.J. (2007): Comparison between staple and vessel sealing device for parenchymal transection in laparoscopic liver surgery in a swine model. *J. Int. Hepato Pancreato Biliary Ass.* 9 (6) 440-443

Saiura A., Yamamoto J., Koga R., Sakamoto Y., Kokudo N., Seki M., Yamaguchi T., Muto T., Makuuchi M. (2006): Usefulness of LigaSure for liver resection: analysis by randomized clinical trial. *Am. J. Surg.* 192 (1) 41-45

Saiura A., Yamamoto J., Koga R., Seki M., Yamaguchi T. (2008): Liver transection using the LigaSure sealing system. *J. Int. Hepato Pancreato Biliary Ass.* 10 (4) 239-243

Salameh J.R., Schwartz J.H., Hildebrandt D.A. (2006): Can LigaSure seal and divide the small bowel? *Am. J. Surg.* 191 (6) 791-793

Santini M., Vicidomini G., Baldi A., Gallo G., Laperuta P., Busiello L., Di Marino M.P., Pastore V. (2006): Use of an electrothermal bipolar tissue sealing system in lung surgery. *Eur. J. Cardiothorac. Surg.* 29 (2) 226-230

Saye W.B., Miller W.R.N., Hertzmann P. (1991): Electrosurgical Thermal Injury Myth or Misconception? *Surg. Lapar. Endosc.* 1 (4) 223-228

- Scabini S., Rimini E., Romairone E., Scordamaglia R., Boaretto R., Pertile D., Ferrando V. (2008): Total mesorectal excision with radiofrequency in rectal cancer. *Minerva Chir.* 63 (4) 289-292
- Schambourg M.A., Farley J.A., Marcoux M., Laverty S. (2006): Use of transabdominal ultrasonography to determine the location of cryptorchid testes in the horse. *Equine Vet. J.* 38 (3) 242-245
- Searle D., Dart A.J., Dart, C.M., Hodgson D.R. (1999): Equine castration: review of anatomy, approaches, techniques and complications in normal, cryptorchid and monorchid horses. *Australian Vet. J.* 77 (7) 428-434
- Shigemura N., Akashi A., Nakagiri T., Ohta M., Matsuda H. (2004): A new tissue-sealing technique using the LigaSure system for nonanatomical pulmonary resection: preliminary results of sutureless and stapleless thoracoscopic surgery. *Ann. Thorac. Surg.* 77 (4) 1415-1419
- Sileshi B., Achneck H., Ma L., Lawson J.H. (2010): Application of energy-based technologies and topical hemostatic agents in the management of surgical hemostasis. *Vasc.* 18 (4) 197–204
- Slakey D.P. (2008): Laparoscopic liver resection using a bipolar vessel-sealing device: LigaSure. *J. Int. Hepato Pancreato Biliary Ass.* 10 (4) 253-255
- Smith L.J. and Mair T.S.(2008): Unilateral and bilateral laparoscopic ovariectomy of mares by electrocautery. *Vet. Rec.* 163 (10) 297-300
- Soballe P.W., Nimbkar N.V., Hayward I., Nielsen T.B., Drucker W.R. (1998): Electric cautery lowers the contamination threshold for infection of laparotomies. *Am. J. Surg.* 175 (4) 263-266
- Somasundar P., Boutros C., Helton W.S., Espat N.J. (2009): Evaluation of a bipolar radiofrequency device for laparoscopic hepatic resection: technique and clinical experience in 18 patients. *J. Int. Hepato Pancreato Biliary Ass.* 11 (2) 145-149
- Song C., Tang B., Campbell P.A., Cushiarei A (2009): Thermal spread and the absorbance differences between open and laparoscopic surgeries during energised dissections by electrosurgical instruments. *Surg. Endosc.* 23 (11) 2480-2487

Spivak H., Richardson W.S., Hunter J.G. (1998): The use of bipolar cautery, laparoscopic coagulating shears, and vascular clips for hemostasis of small and medium sized vessels. *Surg. Endosc.* 12 (2) 183-185

Sun Y., Chen W-L., Lin S-J., Jee S-H., Chen Y-F., Lin L-C., So P.T.C., Dong C-Y. (2006): Investigating Mechanisms of Collagen Thermal Denaturation by High Resolution Second-Harmonic Generation Imaging. *Biophysical J.* 91 (7) 2620-2625

Szczepanik A.B. and Meissner A.J. (2009): Partial splenectomy in the management of nonparasitic splenic cysts. *World J. Surg.* 33 (4) 852-856

Takemasa I., Sekimoto M., Ikeda M., Mizushima T., Yamamoto H., Doki Y., Mori M. (2010): Transumbilical single-incision laparoscopic surgery for sigmoid colon cancer. *Video. Surg. Endosc.* 24 (9) 2321

Takiguchi N., Nagata M., Soda H., Nomura Y., Takayama W., Yasutomi J., Tohyama Y., Ryu M. (2010): Multicenter randomized comparison of LigaSure versus conventional surgery for gastrointestinal carcinoma. *Surg. Today.* 40 (11) 1050-1054

Targarona E.M., Balague C., Marin J., Neto R.B., Martinez C., Garriga J., Trias M. (2005): Energy sources for laparoscopic colectomy: a prospective randomized comparison of conventional electrosurgery, bipolar computer-controlled electrosurgery and ultrasonic dissection. Operative outcome and costs analysis. *Surg. Innov.* 12 (4) 339-344

Tepetes K., Christodoulidis G., Spyridakis E.M., Chatzitheofilou C. (2008): Tissue preserving hepatectomy by a vessel sealing device. *J. Surg. Oncol.* 97 (2) 165-168

Tirabassi M.V., Banever G.T., Tashjian D.B., Moriarty K.P. (2004): Quantitation of lung sealing in the survival swine model. *J. Pediatr. Surg.* 39 (3) 387-390

Toombs J.P. and Crowe D.T. (1985): Operative Techniques. In: Slatter D.H. (ed.): *Textbook of Small Animal Surgery*, Saunders 310-334

Tucker R.D. (1995): Laparoscopic electrosurgical injuries: Survey results and their implications. *Surg. Laparosc. Endosc.* 5 (4) 311-317

Tucker R.D. and Hollenhorst M.J. (1993): Bipolar electrosurgical devices. *End. Surg. Allied Technol.* 1 (2) 110-114

- Tucker R.D., Voyles C.R., Silvis S.E. (1992): Capacitive coupled stray currents during laparoscopic and endoscopic electro-surgical procedures. *Biomed. Instrum. Technol.* 26 (4) 303-311
- Ulmer B.C. (2007): Electrosurgery: History and Fundamentals. *Periop. Nurs. Clin.* 2 (2) 89-101
- Urbanová L., Crha M., Raušer P., Lorenzová J., Nečas A (2010): Laparoscopically Assisted Cryptorchidectomy Using LigaSure Electrocoagulation. *Acta Vet. Brno* 79 (2) 313-318
- Vakoc B.J., Tearney G.J., Bouma B.E. (2007): Real-time microscopic visualization of tissue response to laser thermal therapy. *J. Biomed. Opt.* 12 (2) 020501-020503
- Van Way III C. W. (2000): Electrosurgery 101. *Current Surg.* 57 (2) 172-177
- Van Way III C. W. and Hinrichs C.S. (2000): Electrosurgery 201. *Current Surg.* 57 (3) 261-264
- Varasano V., Catini R., Di Pietro A., Petrizzi L. (2008): Laparoscopic cryptorchidectomy in standing horse using the LigaSure [Criptorchidectomia laparoscopica del cavallo in stazione con tecnologia LigaSure]. *Ippologia* 19 (2) 13-16
- Vasile S., Sgarbura O., Tomulescu V., Popescu I. (2008): The robotic-assisted left lateral hepatic segmentectomy: the next step. *Chirurgia Bucur.* 103 (4) 401-405
- Vilos G., Latendresse K., Gan B.S. (2001): Electrophysical properties of electrosurgery and capacitive induced current. *Am. J. Surg.* 182 (3) 222-225
- Voermans M., Rijkenhuizen A.B.M., van der Velden M.A. (2006): The complex blood supply to the equine testis as a cause of failure in laparoscopic castration. *Equine. Vet. J.* 38 (1) 35-39
- Voyles C.R. and Tucker R.D. (1992): Education and engineering solutions for potential problems with laparoscopic monopolar electrosurgery. *Am. J. Surg.* 164 (1) 57-62
- Wang K. and Advincula A.P. (2007): Current thoughts in electrosurgery. *Int. J. Gynecol. Obstet.* 97 (3) 245-250
- Wouters E.G.H., Buishand F.O., Kik M., Kirpensteijn J. (2011): Use of a bipolar vessel-sealing device in resection of canine insulinoma. *J. Small Animal Practice* 52 (3) 139-145

Wright N.T. and Humphrey J.D. (2002): Denaturation of Collagen via Heating: An Irreversible Rate Process. *Annu. Rev. Biomed. Eng.* 4 (1) 109–128

www.erbe-med.com (2008)

www.ethiconendosurgery.com (2011)

www.surgrx.com (2008)

www.valleylab.com (2011)

Yao H.S., Wang W.J., Wang Q., Gao W.C., Xiang H.G., Hu Z.Q., Gao J.D., Chen X.Y., Wang W.M. (2011): Randomized clinical trial of vessel sealing system (LigaSure) in esophagogastric devascularization and splenectomy in patients with portal hypertension. *Am. J. Surg.* 202 (1) 82-90

Yeung C.K., Chowdhary S.K., Chan K.W., Lee K.H., Till H. (2006): Atypical laparoscopic resection of a liver tumor in a 4-year-old girl. *J. Laparoendosc. Adv. Surg. Tech. A.* 16 (3) 325-327

Zamfir C.R., Vernet M., Funes de la Vega M., Sapin E. (2007): Patent ductus arteriosus ligation: the LigaSure system may be unreliable. *Ann. Thorac. Surg.* 83 (6) 2228-2230

Zinder D.J. (2000): Common myths about electrosurgery. *Otolaryngol. Head Neck Surg.* 123 (4) 450-455

Zorn K.C., Bhojani N., Gautam G., Shikanov S., Gofrit O.N., Jayram G., Katz M.H., Cagiannos I., Budaus L., Abdollah F., Sun M., Karakiewicz P.I., Shalhav A.L., Al-Ahmadie H.A. (2010): Application of ice cold irrigation during vascular pedicle control of robot-assisted radical prostatectomy: EnSeal instrument cooling to reduce collateral thermal tissue damage. *J. Endourol.* 24 (12) 1191-1196

9. A DOKTORI KUTATÁS EREDMÉNYEINEK KÖZLÉSEI

A doktori kutatás témájához kapcsolódó, lektorált, impakt faktorraal bíró tudományos folyóiratban megjelent/elfogadott publikációk

- Dunay M., Németh T., Bodó G. (2008): Az elektrosebészet alapjai. Magyar Állatorvosok Lapja, 8 (130) 498-504, IF: 0,088
- Dunay M., Jakab Cs., Németh T. (2011): Evaluation of EnSeal[®], an Adaptive Bipolar Electrosurgical Tissue-Sealing Device. Acta Veterinaria Hungarica, 2011.10.11-én közlésre elfogadva, IF: 1,264
- Dunay M., Németh T., Makra Z., Izing S., Bodó G. (2011): Laparoscopic Cryptorchidectomy and Ovariectomy in Standing Horses using EnSeal[®] Tissue-Sealing Device. Acta Veterinaria Hungarica, 2011.10.11-én közlésre elfogadva, IF: 1,264

A doktori kutatás témájához kapcsolódó konferencia prezentációk, szakfolyóiratokban megjelent konferencia összefoglalók

- Dunay M. (2006): Új elektrosebészeti technikák vizsgálata. Magyar Tudományos Akadémia Állatorvos-tudományi Bizottsága, Akadémiai beszámoló, Klinikumok és gyógyszerstan
- Izing S., Bodó G., Dunay M., Fürst A.E. (2006): Hasúri rejtett here és petefészek eltávolítása álló lovon. MÁOK (Magyar Állatorvosi Kamara) és a Hungarovet éves országos konferenciája, Budapest
- Izing S., Bodó G., Dunay M., Fürst A.E. (2006): Hasúri rejtett here és petefészek eltávolítása álló helyzetű lovon. XIV. Lógyógyászati kongresszus, Üllő
- Dunay M., Bodó G., Izing S. (2007): Endoszkópos beavatkozások álló lovon szövethegesztő rendszer segítségével. Magyar Tudományos Akadémia Állatorvostudományi Bizottsága, Akadémiai beszámoló, Klinikumok és gyógyszerstan
- Bába A., Bodó G., Kulik M., Izing S., Dunay M. (2007): Petefészek-daganat lóban – Új műtéti megoldás első hazai esete. XIV. Szaporodásbiológiai Kongresszus

- Dunay M. (2007): Elektrosebészeti eszközök alkalmazása a légyszervi sebészetben. HSAVA (Magyar Kisállatgyógyász Állatorvosok Egyesülete) Országos Konferenciája
- Dunay M., Tóth A., Jakab Cs., Németh T. (2009): Elektrosebészeti beavatkozások kollaterális hőkárosító hatásának vizsgálata. Magyar Tudományos Akadémia Állatorvostudományi Bizottsága, Akadémiai beszámoló, Klinikumok és gyógyszerteran
- Dunay M., Tóth A., Németh T. (2009): Experimental Assessment of Collateral Thermal Injury Caused by the EnSeal[®] Electrosurgical Tissue Sealing System. Poster. 18th ECVS (European College of Veterinary Surgeons) Annual Scientific meeting, Nantes, France
- Dunay M., Tóth A., Németh T. (2009): Experimental Assessment of Collateral Thermal Injury Caused by Electrosurgical Tissue-Sealing. Conference Abstract. Veterinary Surgery, 2009. 38, E9

A doktori kutatás témájához nem kapcsolódó közlemények listája

- Bende B., Dunay M., Zsömböly M. (2001): Cisztin urolithiasis kutyákban: Egy örökletes anyagcserezavar és következményének vizsgálata és kezelése. Magyar Állatorvosok Lapja 8 (123) 486-491, IF: 0,184
- Auer U., Mosing M., Dunay M. (2002): Állatorvosi aneszteziológia jegyzet (kutya, macska, ló) Budapest, A/3 Nyomdaipari és Kiadói Szolgáltató Kft., Egyetemi jegyzet 1-142
- Németh T., Dunay M. (2003): Első magyarországi tapasztalatok az alphaxalone injekciós szteroid anesztetikummal kapcsolatban. Kisállatpraxis 6. 294-295
- Shisha T., Marton-Szűcs G., Dunay M., Nemeth T., Pap K., Kiss S., Szendrői M., Szőke Gy. (2006): The dangers of intraosseal fibrosing agent injection in the treatment of bone cysts: The origin of major complications shown in a rabbit model. International Orthopaedics 31 (3) 359-362, IF: 0,977
- Dunay M.: A friss traumás beteg vizsgálata, az akut életveszély elhárítása. In: Diószegi Zoltán (szerk.) Kisállat-ortopédia. (2007), Veszprém, Melánia Kiadó 102-106 (ISBN: 9789639740-020)

- Borbély P., Dunay M.P., Jung B., Wehrbein H., Wagner W., Kunkel M. (2008): Primary loading of palatal implants for orthodontic anchorage: A pilot animal study. *Journal of Cranio-Maxillofacial Surgery* 36 (1) 21-27 (DOI: 10.1016/j.jcms.2007.07.006) IF: 1,360
- Jakab Cs., Kutasi P., Dunay M.P. (2011): Kutyák száj- és garatüregi daganatainak gyakorisága: retrospektív vizsgálat. *Magyar Állatorvosok Lapja* 133 (6) 353-364, IF: 0,200
- Klára T., Berki S., Dunay M., Németh T., Szőke Gy., Pap K. (2011): A nyulak végtaghosszabbításában alkalmazott eljárás klinikai hatékonyságának értékelése. *Magyar Állatorvosok Lapja* 133 (7) 443-447, IF: 0,200
- Jakab Cs., Mándoki M., Kutasi P., Dunay M., Németh T. (2011): Garatüregi nyeles angiofibrolipoma esete magyar vizslában – Esetismertetés. *Magyar Állatorvosok Lapja* 133 (9) 533-539, IF: 0,200
- Berki S., Klára T., Szőke Gy., Németh T., Dunay M., Pap K. (2011): Regeneration and degeneration properties of young striated muscle at different distraction rates in rabbits. *Acta Veterinaria Hungarica*, 2011.10.11-én közlésre elfogadva, IF: 1,264

10. KÖSZÖNETNYILVÁNÍTÁS

Ez a dolgozat egy nagyzenekari hangversenyhez hasonlítható, amely sem a karmester, sem a zenekar munkája nélkül nem jöhetett volna létre. Köszönettel tartozom:

- Dr. Rudas Péter † és Dr. Huszenicza Gyula † professzoroknak a PhD munkám elindításának támogatásáért
- Dr. Németh Tibornak témavezetőként végzett munkájáért, a laparoszkópos és torakoszkópos kisállat-műtétekben való aktív részvételéért
- Adorján Tassnak, Szikra Péternek és Bien Gábornak az EnSeal® RF-60 generátor, EnSeal® kézidarabok és nyomásmérő műszerek rendelkezésre bocsátásáért
- dr. Szeghő Zsoltnak és dr. Szoboszlai Henriettának a NEC Thermo Tracer TH 7700 termokamera rendelkezésre bocsátásáért
- Popp Renátának a minták szövettani feldolgozásáért
- a Semmelweis Egyetem II. Anatómia Tanszék munkatársainak az Olympus BX-60 mikroszkóp és SPOT Xplorer kamera használatának lehetőségéért
- a Semmelweis Egyetem Patológia Tanszék Munkatársainak a Mirax Midi virtuális mikroszkóp rendelkezésre bocsátásáért
- dr. Jakab Csabának a minták szövettani értékeléséért
- dr. Tóth Enikőnek, dr. Tóth Annának és dr. Kocsis Melindának a vizsgálatokban és a beavatkozásokban való aktív részvételükért
- Dr. Bodó Gábornak, dr. Izing Simonnak, dr. Makra Zitának a laparoszkópos lóműtétekben való aktív részvételükért
- Dr. Jörg Andreas Auer professzornak a lovak laparoszkópos műtétei során adott tanácsaiért
- Dr. Gilles Dupree professzornak a kutyák laparoszkópos és torakoszkópos műtétei során adott tanácsaiért
- Kampó Józsefnének a makrofotók elkészítéséért
- a SZIE ÁOTK Sebészeti és Szemészeti Tanszék és Klinika és az Üllői Nagyállatklinika többi dolgozójának, akik a vizsgálatokhoz és az eredményes beavatkozásokhoz munkájukkal hozzájárultak
- Oláh Editnek, Orbán Évának, Pádár Évának és a SZIE ÁOTK könyvtár többi dolgozójának az irodalomkutatásért és a nehezen hozzáférhető szakcikkek megszerzéséért
- Dr. Harnos Andreának az eredmények statisztikai értékeléséért
- és nem utolsó sorban Családomnak bátorításukért és türelmükért