

Mechanizmy vzniku tepelných poranení v laparoskopickej chirurgii a možnosti ich prevencie

Šoltés, M., Radoňák, J.

I. chirurgická klinika LF UPJŠ a UNLP v Košiciach

Prednosta : Prof. MUDr. J. Radoňák, CSc.

Súhrn

Každodenné využívanie vysokoenergetických zdrojov v laparoskopickej chirurgii so sebou prináša riziko vzniku tepelných poranení. Hoci výskyt klinicky závažných lézií nie je častý, vzhľadom na svoj iatrogénny pôvod predstavujú závažný medicínsky a právny problém. Dokonalá znalosť potenciálnych mechanizmov vzniku termických poranení je základným predpokladom pre ich elimináciu. Práca prehľadne sumarizuje možné príčiny tepelných lézií, vrátane postupov zabezpečujúcich dôslednú prevenciu ich vzniku.

Kľúčové slová : laparoskopia, laparoskopická chirurgia, tepelné poranenia, komplikácie, bezpečnosť, prevencia

Šoltés, M., Radoňák, J.

Mechanisms of thermal injuries in laparoscopic surgery and measures to prevent them

Abstract

Everyday use of high-energy sources in laparoscopic surgery carries considerable risk for thermal injuries. Although incidence of clinically significant lesions is low, they remain serious medical and medicolegal problem due to their iatrogenic character. Comprehensive knowledge of potential mechanisms leading to thermal injuries is prerequisite for their elimination. Article summarizes acknowledged reasons of thermal lesions, including strategies for their systemic prevention.

Key words : laparoscopy, laparoscopic surgery, thermal injury, complications, safety, prevention

Úvod

Napriek skutočnosti, že moderné vysokoenergetické technológie sú konštruované ako bezpečné, nedisponujú zatiaľ mechanizmami vylučujúcimi vznik tepelného poranenia. Vzhľadom k vysokej frekvencii ich využitia v klinickej praxi, ani zvýšená pozornosť venovaná chirurgickou obcou tomuto problému nedokázala riziko vzniku termických lézií úplne eliminovať. Skutočný výskyt týchto komplikácií nie je možné spoľahlivo posúdiť. Výpovednú hodnotu literárnych údajov limituje fakt, že mnohé poranenia nedosiahnu klinickú relevantnosť (napr. popálenie povrchu pečene počas cholecystektómie). Na druhej strane, v prípade rozvinutej pooperačnej komplikácie, je často zložitá s istotou identifikovať tepelné poranenie ako jej príčinu. Anonymné prieskumy dokazujú, že až 18 % chirurgov priznáva klinicky relevantnú osobnú skúsenosť s termickým poranením (1). Vzhľadom na iatrogénny charakter poškodenia je nezanedbateľný aj medicínsko-právny rozmer problematiky. Nevyhnutnosť monitorovať výskyt tepelných poranení a analyzovať príčiny ich vzniku, s cieľom dôslednej prevencie zavedením systémových opatrení a individuálnej informovanosti, sa javí ako nespochybniteľná.

Patofyziológia

Pre pochopenie rizika vzniku tepelného poranenia je potrebné zdôrazniť, že už zohriatie tkaniva nad 60 °C vedie k denaturácii bielkovín na bunkovej úrovni, pričom tieto zmeny nemusia byť makroskopicky vôbec detekovateľné. V kombinácii s trombózou kapilár môže byť výsledkom takéhoto poškodenia až koagulačná nekróza (2). Pri izolovaných termických léziách je nekróza len málokedy natoľko hlboká, aby vyvolala okamžitú perforáciu. K prederaveniu postihnutého orgánu dochádza s určitým časovým oneskorením (4.-7. pooperačný deň) za náhle vzniknutých „nevysvetliteľných“ príznakov zhoršenia zdravotného stavu (3). Poškodenie na mikroskopickej úrovni je obvykle rozsiahlejšie ako naznačuje makroskopický nález, čo je potrebné rešpektovať pri voľbe stratégie chirurgického ošetrenia lézie.

Rizikové vysokoenergetické zdroje

Súčasná laparoskopická chirurgia je závislá na využívaní vysokoenergetických zariadení. Technológie rizikové pre vznik tepelných poranení sú prehľadne zhrnuté v tabuľke 1.

Tab. 1 Technologické riziká pre vznik termických lézií v laparoskopической chirurgii

Zdroj svetla	Svetelný kábel
	Laparoskop (optika)
Hemostatické zariadenia	Monopolárna a bipolárna elektrokoagulácia
	Ultrazvukový disektor (napr. harmonický skalpel)
	Impedanciou riadená bipolárna elektrokoagulácia (napr. Ligasure)

Zdroj svetla

Zdroj svetla, ako nevyhnutná súčasť vybavenia pre laparoskopickú chirurgiu, predstavuje prvé zo série rizikových zariadení. Hoci súčasné halogénové svetelné generátory sú distribuované ako zdroje „studeného svetla“, pri jeho produkcii a vedení svetelným káblom vzniká značná tepelná energia. Hindle et al. v experimentálnej štúdii monitorovali teplotné krivky konca optického kábla, pričom konštatovali rozdiely v závislosti od stavu žiarivky. Maximálne teploty boli v priemere 126,3 °C (používaná) a 221,9 °C (nová žiarivka). Priamy kontakt s rúškovacím materiálom viedol k jeho vznieteniu v intervale 1-6 sekúnd, priamy kontakt s kožou ku koagulačnej nekróze, ktorej objem a hĺbka boli priamo úmerné výške teploty a dĺžke expozície s plateau po 90 sekundách. K poškodeniam pritom dochádza aj bez priameho kontaktu, nakoľko tepelný efekt je maximálny vo vzdialenosti 3 mm od konca optického kábla (154,9 °C, resp. 268,6 °C) a aj vo vzdialenosti 1 cm ešte dosahuje 100 °C. V prípade nenapojenia optického kábla na optiku ešte pred zapnutím svetelného zdroja, resp. pri jeho náhodnom odpojení počas operácie hrozí popálenie pacienta a členov operačného tímu (4). Yavuz et al. poukázali v experimente na fakt, že prenos tepelnej energie z optického kábla pokračuje aj na samotnú optiku (laparoskop). Teploty namerané na konci laparoskopu dosahujú 60-100 °C, pričom vyššie sú v prípade zapojenia nekompatibilných optík, optických káblov a svetelných zdrojov (kombinácia od rôznych výrobcov). Priamym dotyk konca laparoskopu s tenkým črevom dochádza ku koagulačnej nekróze jeho steny už po 5 sekundách, pričom mikroskopické zmeny na bunkovej úrovni sú dokázateľné aj po kratšej expozícii. Akýkoľvek kontakt laparoskopu s vnútrobbrušnými orgánmi, či už úmyselný („očistenie“ kamery dotyk s orgánmi) alebo náhodný (pri strate kapnoperitonea) je preto potenciálne nebezpečný pre možnosť vzniku termického poškodenia (5). Uvedené závery potvrdzuje aj klinická skúsenosť japonských gynekológov, ktorí referovali termickú perforáciu tenkého čreva v dôsledku prolongovaného kontaktu s laparoskopom počas operácie ovariálnej cysty (6).

Hemostatické zariadenia

Z hľadiska frekvencie využitia môžeme medzi najrizikovejšie vysokoenergetické zdroje v chirurgii zaradiť hemostatické zariadenia: monopolárnu a bipolárnu elektrokoaguláciu, ultrazvukový disektor (napr. harmonický skalpel) a impedanciou kontrolovanú bipolárnu koaguláciu (napr. Ligasure). Ich spoločným menovateľom je produkcia relatívne veľkého množstva tepelnej energie, ktorá môže viesť k termickému poškodeniu okolitých tkanív.

Monopolárna elektrokoagulácia je v súčasnosti stále najdostupnejšou, najekonomickejšou a najčastejšie využívanou hemostatickou modalitou. Aj keď riziká termického poškodenia a mechanizmy ich vzniku by mali byť v tejto súvislosti všeobecne známe, incidencia termických poranení pretrváva na úrovni 0,05-0,3 % (7). Hemostatický efekt elektrokoagulácie je založený na zmenách teploty tkanív v dôsledku prechodu vysokofrekvenčného elektrického prúdu. Cieľom efektívneho použitia elektrokoagulácie je dosiahnutie hemostázy počas prerušovania tkaniva bez kolaterálneho tepelného poškodenia. Dá sa predpokladať, že minimalizácia termických zmien v okolitých tkanivách povedie k rýchlejšiemu a efektívnejšiemu hojeniu. Kvantifikáciu ohriatia tkaniva v mieste kontaktu s aktívnou elektródou je možné vyjadriť vzťahom:

$$\text{Zmena teploty} = (I^2 / r^4) R t$$

(I – elektrický prúd, r – plocha kontaktu tkaniva s elektródou, R – rezistencia tkaniva, t – čas)

Z uvedeného je zrejmé, že vysoká intenzita prúdu a rezistencia tkaniva, prolongovaná aplikácia a malá plocha aktívnej elektródy zvyšujú tepelný efekt. Sfarbenie koagulovaného tkaniva do hnedá je príznakom teplôt na úrovni 200 °C, vznik čiernych prísuškov svedčí pre dosiahnutie teploty okolo 400 °C. Termický efekt v blízkosti kovových svoriek (svorky, staplerové línie) sa môže blížiť až k 1000 °C. Pre kolaterálne termické poškodenie je pritom najvýznamnejšou veličinou intenzita prúdu a dĺžka aplikácie. Z hľadiska bezpečnosti je ideálne nastavenie generátorov na nízky výkon s využitím krátkych, v prípade potreby opakovaných aktivácií, pričom na zvýšenie efektivity je vhodné používanie tenkých elektród. Udržiavanie prerušovaného tkaniva pod adekvátnym napätím (ťah a protiťah)

koncentruje prúd na menšiu plochu a tým ďalej prehĺbuje hemostatický účinok. Príčinou termických poranení v dôsledku využívania monopolárnej elektrokoagulácie môže byť zlyhanie ľudského faktora alebo latentné riziko

charakteru a usporiadania používaného inštrumentária. Možné mechanizmy vzniku termických lézií sú prehľadne zhrnuté v tabuľke 2.

Tab. 2 Mechanizmy vzniku termických lézií v dôsledku monopolárnej elektrokoagulácie

Ľudský faktor	Priame poškodenie
	Šírenie tepelnej energie do okolia
Inštrumentarium a jeho usporiadanie	Defektná izolácia
	Priame vedenie
	Kapacitačné vedenie
	Indukčné vedenie

Priame poškodenie charakterizuje aktivácia elektródy na nesprávnom mieste (aplikácia omylom, poškodenie dotyk s iným ako cieľovým tkanivom pri elektródach s dlhšou neizolovanou časťou) alebo kontaktom aktívnej elektródy (dotyk, elektrický oblúk) s vodičom v operačnom poli (kovové svorky, staplerové línie). V prípade problematiky šírenia tepelnej energie do okolia je okrem už spomínaných faktorov ovplyvňujúcich jej množstvo potrebné zdôrazniť aj fakt, že skoagulované tkanivo sa stáva elektricky nevodivým, čo výrazne zvyšuje vedenie tepla najmä pozdĺž tubulárnych štruktúr (cievy, žľčové cesty) a to až do vzdialenosti 1-1,5 cm od aktívnej elektródy (8).

Spoločným menovateľom rizík spojených s používaným inštrumentariom a charakterom jeho usporiadania je fakt, že k poraneniám dochádza väčšinou mimo zorné pole operátora, čo výrazne znižuje šancu na ich peroperačné rozpoznanie a adekvátne ošetrenie. Defekty v izolácii elektrokoagulačných inštrumentov patria medzi najčastejšie príčiny termických lézií v laparoskopической chirurgii. Môžu vznikáť mechanickým poškodením izolácie, opakovanou sterilizáciou, chybou vo výrobe alebo roztopením izolácie v dôsledku kapacitácie pri otvorení okruhu (viď. ďalej). Následky porušenej izolačnej vrstvy závisia na lokalizácii defektu. Z hľadiska rizika vzniku perforačnej príhody v brušnej dutine v dôsledku tepelného poškodenia sú nebezpečné najmä defekty v izolácii voľnej časti inštrumentu mimo operačné pole, teda medzi koncom portu a začiatkom zóny v zornom poli laparoskopu.

Priame vedenie vzniká priamym kontaktom medzi aktívnou elektródou a optikou, prípadne zriedkavejšie kovovým vodivým inštrumentom, a to najmä v prípade, že sa používa nevodivý port z umelej hmoty, ktorý bráni odvedeniu blúdívých prúdov do brušnej steny. V takomto prípade môže dôjsť k termickému poškodeniu vnútrob brušných orgánov mimo zorné pole, najčastejšie v oblasti rozhrania optiky/neizolovaného inštrumentu a plastového

portu. Hoci riziko vzniku elektrického oblúka je pri moderných generátoroch s limitovaným výkonom nízke, môže k nemu dochádzať napríklad medzi elektródou a titánovým klipom, staplerovou líniou, či koncovou vodivou časťou iného inštrumentu. Aj keď táto situácia vzniká vždy v zornom poli laparoskopu a je okamžite detekovaná operačným tímom, znamená neraz závažný problém, nakoľko sa vo väčšine prípadov jedná o rizikové anatomické lokalizácie (anastomóza, žľčový strom, veľké cievy, semenovod a pod.).

Kapacitačné vedenie vzniká v prípade, ak sú dva vodiče oddelené nevodičom. Takáto situácia existuje v podstate vždy, keď sa používa izolovaný elektrokoagulačný inštrument cez kovový port. Vznikajúce prúdy postupujú cestou najmenšieho odporu – t.j. do brušnej steny. V prípade, že je však vodivý port utesnený nevodivou objímkou, resp. do nevodivého portu je zasunutá kovová redukcia, vznikajúci prúd sa môže prenášať na vnútrob brušné orgány, a to mimo zorné pole operátora. Menej častou rizikovou situáciou je použitie elektródy zavedenej do pracovného kanála laparoskopu. Kapacitácia závisí na množstve a koncentrácii elektrického prúdu. Vysokovoltážne nastavenia riziko kapacitačného vedenia zvyšujú, a to najmä pri otvorení okruhu – to znamená pri aktivácii generátora v čase, keď elektróda nie je v kontakte s tkanivom.

Indukčné vedenie vzniká v prípade, ak je predĺžený elektrokoagulačný kábel stočený a fixovaný na jednom mieste, čím vlastne vzniká cievka.

Bipolárna elektrokoagulácia – využíva dve aktívne elektródy v tesnom kontakte, takže elektrický prúd neprechádza telom pacienta k zbernej elektróde. Pôsobenie bipolárnej elektrokoagulácie na cieľové tkanivo je navyše koncentrovanejšie, na podobný efekt dosiahnutý v monopolárnom režime je potrebné oveľa väčšie množstvo energie. Produkcia tepla sa znižuje, čo vytvára predpoklady pre redukciu termických poškodení. Napriek tomu dochádza aj pri

využívaní bipolárnej elektrokoagulácie k nebezpečnému zahrievaniu okolitého tkaniva až do vzdialenosti 5 mm od aktívnych elektród. Uvedená skutočnosť je zapríčinená lepším vedením tepla zo skoagulovaného do nepoškodeného tkaniva v porovnaní s monopolárnou koaguláciou.

Klasická elektrokoagulácia, či už v monopolárnej alebo bipolárnej modifikácii, je čoraz častejšie nahradzovaná modernými vysokoenergetickými hemostatickými technológiami, založenými na princípe impedanciou kontrolovanej bipolárnej koagulácie alebo ultrazvuku. Ich využívanie favorizuje jednoduchosť aplikácie, relatívne vysoká spoľahlivosť a schopnosť efektívne uzatvárať aj cievy stredného kalibru. Pri ich aktivácii vzniká rôzne množstvo tepelnej energie, ktorá sa uvoľňuje do okolia. V dôsledku uvedeného dochádza k absorpcii a vedeniu tepla tkanivom, čo môže byť príčinou termických lézií.

Ultrazvukový disektor (napr. harmonický skalpel) predstavuje v súčasnosti hemostatickú modalitu s najväčšou produkciou tepelnej energie. Hlavné nebezpečenstvo tejto technológie spočíva v tom, že absolútne množstvo aplikovanej energie je kontrolované subjektívne – t. j. operujúcim chirurgom, pričom dosiahnutá teplota závisí na intenzite (stupni nastavenia), dĺžke aktivácie a parametroch prerušovaného tkaniva (čím tenšie, tým vyššia) (2,9). Maximálna teplota dosiahnutá v experimente na stupni 5 pri aktivácii 13 sekúnd môže dosiahnuť až 294 °C, pričom k ohriatiu tkaniva nad 60 °C dochádza do vzdialenosti 2,5 cm a teplota v okolí 1 cm sa blíži k hodnote 140 °C. Uvedený tepelný efekt pritom nemá žiadne makroskopické prejavy a zostáva preto pre chirurga nedetekovateľným! Histologickým korelátom je parciálna až totálna koagulačná nekróza steny priľahlých orgánov (2). Je zaujímavé, že aj po ukončení aktivácie harmonického skalpela dochádza k jeho ďalšiemu zahrievaniu a doba ochladenia na bezpečnú teplotu pod 60 °C je až 18-45 sekúnd. Nie je preto vhodné používať harmonický skalpel ako úchopový inštrument (9). Uvedené skutočnosti sú klinicky irelevantné v prípade aktivácie na stupni 3 a nižšom, resp. pri dĺžke aktivácie 5 sekúnd a menej, čím je možné vysvetliť pomerne nízku incidenciu referovaných termických poranení (2). Samotná konštrukcia harmonického skalpela však generovanie signifikantnej tepelnej energie a jej nekontrolované šírenie do okolia nevylučuje a predstavuje preto významné riziko pri nedodržaní resp. neznalosti pravidiel pre bezpečnú aplikáciu.

Impedanciou kontrolovaná bipolárna koagulácia (napr. Ligasure) je momentálne technologicky najdokonalejšou hemostatickou alternatívou. Celkový objem produkovanej energie je korigovaný podľa objektívnych potrieb priamo zariadením, využíva sa teda minimálna energetická kapacita dostačujúca pre efektívnu hemostázu. Maximálna dosiahnutá teplota brandží inštrumentu je 105 °C a tepelné šírenie do okolia menej ako 5 mm, pričom histologický korelát poškodenia v okolitom tkanive je pozorovaný len do vzdialenosti 1,5 mm (10,11). Rovnako doba ochladzovania inštrumentu pod 60 °C je signifikantne kratšia ako pri harmonickom skalpeli, no stále predstavuje 9-19 sekúnd (9). Tieto zrejme výhody v porovnaní s generátormi na báze ultrazvuku platia žiaľ len v klasickej chirurgii. Pri použití Ligasuru počas laparoskopической operácie dochádza k signifikantnému poškodzovaniu koncového inštrumentu už po 25-30 aktiváciách. V dôsledku toho sa hemostáza stáva nespoľahlivou a zvyšuje sa zahrievanie okolitých tkanív – inštrument by sa mal vymeniť. Pozorované skutočnosti nie sú dostatočne objasnené, pravdepodobne sa na nich podieľajú menšie tepelné straty počas laparoskopической operácie (10).

Prevenencia

Základným predpokladom prevencie termických lézií je znalosť potenciálnych mechanizmov ich vzniku. Samotná orientácia v tejto problematike však nestačí, nevyhnutné je uvedomovanie si rizík na individuálnej úrovni. V tejto súvislosti je dôležité dôsledné sledovanie výskytu, analýza príčin a prediskutovanie opatrení potrebných na ich elimináciu v budúcnosti.

Z hľadiska prevencie na úrovni ľudského faktora je rozhodujúca dokonalá znalosť správneho používania vysokoenergetických technológií a nácvik bezpečnej operačnej techniky. Počas prípravy k operácii je potrebné zapojiť svetelný kábel na optiku ešte pred zapnutím zdroja svetla a skontrolovať správnosť tohto pripojenia, neponechávať laparoskop v kontakte s rúškovaním, či voľnou kožou pacienta. Rovnako tak počas operácie je potrebné vyvarovať sa kontaktu konca laparoskopu s vnútrobrušnými orgánmi, v prípade straty kapnoperitonea laparoskop aj inštrumenty z brušnej dutiny odstrániť. Pri používaní elektrokoagulácie je vhodné uprednostniť nastavenie generátorov na nižší výkon, využívajúc kratšie, v prípade potreby opakované aplikácie, pričom efektívnosť koagulácie je možné zvyšovať použitím tenkých elektród

a udržiavaním tkanív pod adekvátnym napätím. Využitie harmonického skalpela je najbezpečnejšie na stupni intenzity 3 a nižšom, prípadne v aktivačných intervaloch do piatich sekúnd. Pre spoľahlivú aplikáciu Ligasuru v laparoskopickej chirurgii by nemal byť koncový inštrument aktivovaný viac ako 25-30 krát. Vzhľadom na šírenie termickej energie do okolia je nutné vo všeobecnosti, bez ohľadu na používanú hemostatickú modalitu, postupovať opatrne najmä v blízkosti rizikových anatomických štruktúr (žlčové cesty, močovod, dôležité veľké cievy, semenovod) či v tesnom susedstve vodivých materiálov (staplerové línie, kovové svorky, neizolované časti nástrojov). Energeticky aktívne inštrumenty by sa vzhľadom na vysoký stupeň ohrevu a relatívne pomalé ochladzovanie nemali využívať na úchop tkanív. Aktívna časť inštrumentov musí byť počas celej operácie v zornom poli laparoskopu. Aktiváciu hemostatických zariadení (aktivačný pedál) by mal vždy zabezpečovať výhradne operatér.

Bezpečnosť používaných technológií by mala byť garantovaná systémovými opatreniami. Servisné kontroly v pravidelných, výrobcom stanovených intervaloch sú samozrejmosťou. Pred každým použitím rizikového prístroja či inštrumentov by mala prebehnúť viacstupňová kontrola ich aktuálneho stavu – najmä revízia neporušenosti izolačnej vrstvy elektroinštrumentov, integrity svetelného a elektrokoagulačného kábla. Zdroj svetla, svetelný kábel a optika musia byť chápané ako

jednotný celok, dodávaný v záujme vylúčenia nežiadúcich interakcií jedným výrobcom – samotná technická pripojiteľnosť nepostačuje. Pridlhý elektrokoagulačný kábel musí byť voľne napnutý, nie stočený a uchytенý na jednom mieste. Kombinácie vodivý port/nevodivá stabilizačná objímka alebo nevodivý port/vodivá plášťová redukcia nie sú vhodné. Samotné systémové opatrenia by mali podliehať automatickému auditu v prípade výskytu termického poranenia, nakoľko aj dobre fungujúci systém v sebe ukrýva latentné riziká.

Záver

Súčasný prístrojový vybavenie používané v laparoskopickej chirurgii je konštruované ako bezpečné, no napriek tomu zatiaľ nedisponuje mechanizmami vylučujúcimi vznik tepelných poranení. Iatrogénny charakter lézií a ich potenciálne závažné klinické dôsledky predstavujú nielen medicínsky, ale aj medicínsko-právny problém. Termické lézie vznikajú zlyhaním ľudského faktora, používaného inštrumentária a prístrojového vybavenia alebo nežiadúcou vzájomnou interakciou používaných technológií. Dokonalá znalosť mechanizmov vzniku tepelných poranení, individuálne uvedomovanie si rizík, pravidelná kontrola používaných zariadení a systémové kroky vedúce k optimalizácii vzájomnej interakcie používaných prístrojov, nástrojov a špeciálneho materiálu sú základnými predpokladmi eliminácie termických lézií v laparoskopickej chirurgii.

Podakovanie

Práca vznikla za podpory Centra excelentnosti pre elektromagnetické polia v medicíne CEEPM, Kód ITMS projektu: 26220120067.

Literatúra

1. Tucker, RD. Laparoscopic electrosurgical injuries: survey results and their implications. In Surg 1 Laparosc Endosc. 1995, vol. 5, no. 4, p. 311-7.
2. Emam, TA., Cuschieri A. How safe is high-power ultrasonic dissection? In Ann Surg. 2003, vol. 237, no. 2, p. 186-191.
3. Šoltés, M., Pažinka, P., Radoňák, J. Termické lézie v laparoskopickej chirurgii. In Endoskopie. 2011, vol. 20, no. 1, p. 14-16.
4. Hindle AK, Brody F, Hopkins V., et al. Thermal injury secondary to laparoscopic fiber-optic cables. In Surg Endosc. 2009, vol. 23, no. 8, p. 1720-1723.
5. Yavuz, Y., Skogas, JG., Gulluoglu, MG., et al. Are cold light sources really cold? In Surg Laparosc Endosc Percut Tech. 2006, vol. 16, no 5, p. 370-76.
6. Ito, M., Harada, T., Yamauchi, N., et al. Small bowel perforation from a thermal burn caused by contact with the end of a laparoscope during ovarian cystectomy. In J Obstet Gynaecol Res. 2006, vol. 32, no. 4, p. 434-6.
7. Voyles, CR., Tucker, RD. Education and engineering solutions for potential problems with laparoscopic monopolar electrosurgery. In Am J Surg. 1992, vol. 164, no. 1, p. 57-62.
8. Zucker, KA., Martin, DT., Pegues, RF., et al. Complications of laparoscopic instrumentation and equipment. In: Bailey RW et al. Complications of laparoscopic surgery. St. Louis: Quality medical publishing. 1995, p. 58-74.

9. Kim, FJ., Chammas, MF., Gewehr, E., et al. Temperature safety profile of laparoscopic devices: Harmonic ACE (ACE), Ligasure (LV), and plasma trisector (PT). In Surg Endosc. 2008, vol. 22, no. 6, p. 1464-1469.
10. Song, C., Tang, B., Campbell, PA., et al. Thermal spread and heat absorbance differences between open and laparoscopic surgeries during energized dissections by electrosurgical instruments. In Surg Endosc. 2009, vol. 23, no. 11, p. 2480-2487.
11. Campbell, PA., Cresswell, T., Frank, TG., et al. Real-time thermography during energized vessel sealing and dissection. In Surg Endosc. 2003, vol. 17, no. 10, p. 1640-1645.