

UNIVERZITA KARLOVA V PRAZE

1. LÉKAŘSKÁ FAKULTA

**Radiofrekvenční ablace jaterních metastáz - porovnání
monopolárního a multipolárního systému**

Bakalářská práce

Vedoucí práce:
MUDr. Josef Hořejš, CSc.
Radiodiagnostická klinika
1. lékařská fakulta Univerzity Karlovy

Vypracoval:
Michal Podzimek

PRAHA, ČERVEN 2006

Čestné prohlášení

Prohlašuji, že jsem bakalářskou práci vypracoval samostatně a použil pouze uvedené literatury.

Praha, 2006

Michal Podzimek

Poděkování

Děkuji MUDr. Josefu Hořejšovi, CSc. za odborné vedení bakalářské práce a zapůjčení studijních materiálů a Ing. Davidu Králíkovi za cenné rady a zapůjčení studijních materiálů.

Abstrakt

Cílem této bakalářské práce bylo podat informace o současně používaném technickém řešení v oblasti destruktivní léčby neresekovatelných jaterních metastáz, představit nově vyvinutý systém a oba tyto systémy porovnat dle výsledků již publikovaných studií. Bylo snahou shrnout a analyzovat dosavadní poznatky týkající se obou metod tohoto druhu léčby a porovnat je z hlediska velikosti vytvořené koagulační nekrózy a zda-li nový systém překoná známé nevýhody systému současného. Bylo použito několik dostupných literárních zdrojů, ze kterých byly čerpány informace pro získání přehledu o nyní nejpoužívanějším systému. Dále byly využity první klinické studie nově zaváděného multipolárního systému. Tyto studie prokázaly, že nový systém se ukazuje být velmi slibný a nabízí mnohé výhody. Nepochybně svým multipolárním režimem nabízí nové možnosti vytvoření léze o větší velikosti a umožňuje tak destrukci větších tumorů. Umístěním elektrod do hrotu sondy lze opravdu potlačit nevýhody známé u monopolárního systému a lze tedy soudit, že vývoj přístrojů v oblasti radiofrekvenční ablace metastáz jater půjde tímto směrem.

Abstract

The aim of this study was to furnish information about currently used monopolar technology and technology recently developed for treating unresectable liver metastases and to make confrontation of these two based on recently published clinical studies. We wanted to analyze current knowledge regarding both methods of this kind of treatment and to compare them in term of coagulation volume and to discover if new technology is able to overcome known disadvantages of current technology at the same time. Several available literature resources of current technology were used. We also used first clinical studies of new multipolar system. These studies show that new system seems to be very promising and offers many advantages. Multipolar system is sure to offer new possibilities of creation of larger lesions which helps to destruct greater tumours. Known disadvantages of monopolar system can be really overcome by integrating both electrodes in tip of the probe. It seems likely that development of devices in branch of radiofrequency ablation of liver metastases will head this way.

OBSAH

ABSTRAKT	4
ABSTRACT	4
1. ÚVOD	6
2. CÍL PRÁCE	7
3. PRACOVNÍ HYPOTÉZY	8
4. METODIKA	9
5. TEORETICKÁ VÝCHODISKA	10
5.1 HISTORICKÝ VÝVOJ KOAGULACE	10
5.2 ZÁKLADNÍ PRINCIP RADIOFREKVENČNÍ ABLACE	17
6. CESTY APLIKACE RFA	19
6.1 PERKUTÁNNÍ RFA	19
6.2 LAPAROSKOPICKÁ RFA	19
5.3 OTEVŘENÁ RFA	20
7. KOMPLIKACE RFA	22
8. POUŽÍVANÉ SYSTÉMY	24
8.1 MONOPOLÁRNÍ SYSTÉM	24
8.1.1 <i>Základní zapojení</i>	24
8.1.2 <i>Monopolární sondy</i>	25
8.1.3 <i>Nevýhody monopolárního zapojení</i>	27
8.2 BIPOLÁRNÍ SYSTÉM.....	28
8.2.1 <i>Základní zapojení</i>	28
8.2.2 <i>Bipolární sondy</i>	29
9. MOŽNOSTI ZVĚTŠENÍ ÚČINNOSTI RFA	31
9.1 POUŽITÍ RŮZNÝCH TYPŮ ELEKTROD	31
9.2 CHLAZENÍ ELEKTROD.....	32
9.3 PROTOKOL RF	32
9.4 PŘÍMÉ CHLAZENÍ TKÁNĚ	32
9.5 APLIKACE CYTOSTATIK DO TUMORU.....	33
9.6 BLOKACE PŘÍTKU KRVE	33
10. DISKUSE A VÝSLEDKY	34
10.1 VELIKOST VYTVOŘENÉ KOAGULAČNÍ NEKRÓZY	34
10.2 MOŽNÉ KOMPLIKACE	35
11. ZÁVĚR	36
12. SEZNAM POUŽITÉ LITERATURY	37
13. SEZNAM ZKRATEK	40
14. PŘÍLOHY	41
14.1 PŘÍLOHA 1 – TABULKA VÝROBCŮ A PŘEHLED ZÁKLADNÍCH VLASTNOSTÍ JEJICH PŘÍSTROJŮ	41

1. ÚVOD

Význam léčby jaterních malignit vzrůstá se vzestupem počtu sekundárních jaterních tumorů v naší populaci. Játra jsou nejčastějším místem krevních metastáz všech malignit. Ve velkých patologických studiích Pickten a spol. [1] se uvádí, že jaterní metastázy jsou přítomny ve 41 % malignit a v případě malignit v oblasti portálního řečiště je toto číslo ještě větší a dosahuje až 75 %. Naše republika zaujímá první místo ve výskytu kolorektálního karcinomu. A toto v naší populaci časté maligní onemocnění založí ve svém průběhu v 50 % jaterní metastázy. Dokonce u 15-20 % nemocných s kolorektálním karcinomem jsou jaterní metastázy přítomny již v době stanovení diagnózy. Je tedy zřejmé, že i výskyt jaterních metastáz je v našem státě velice vysoký. Osud pacientů s jaterními metastázami je velice tristní, umírají do dvanácti měsíců [2].

Při léčení jaterních metastáz se využívá několik druhů chirurgické léčby. Na prvním místě v úspěšnosti a s nejlepší prognózou dlouhodobého přežití je radikální jaterní resekce s mikroskopicky čistým okrajem 10 mm, tzv. R0 resekce. Tito nemocní přežívají 5 let v průměru asi 30-40 % a 10 let okolo 20 % případů [3]. Většina pacientů, i když je tato metoda potenciálně jediná kurativní, není k radikální resekci vhodná. Tento to zákrok se podaří provést pouze u 15-25 % nemocných s jaterním postižením. Důvodem je většinou velikost nádoru, umístění blízko hlavních intrahepatických krevních cév, mnohočetný výskyt nebo nedostatečná jaterní funkce související s cirhózou.

U inoperabilních a neresekovatelných tumorů využíváme metody destrukční, kdy tumor není odstraněn, ale je pomocí tepla, chemické látky či chladu destruován. Jde metody, které mohou metastázy zlikvidovat nebo zmenšit jejich rozsah, a tím umožnit jejich následnou resekci nebo mohou být použity jako paliativní řešení a tak zkvalitnit život nemocného.

V této práci se zaměříme na metodu užívající k destrukci tumoru teplo vytvořené procházejícím vysokofrekvenčním proudem, tj. radiofrekvenční ablací.

2. CÍL PRÁCE

Cílem této bakalářské práce bylo porovnat v současnosti používaný monopolární systém radiofrekvenční ablace (RFA) jaterních metastáz s nově vyvinutým systémem bipolárním/multipolárním ve dvou kritériích. Prvním kritériem je velikost vytvořené koagulační nekrózy a druhým možné komplikace.

Dílčí cíle:

Shrnout dosavadní poznatky týkající se monopolárního systému radiofrekvenční ablace metastáz jater.

Shrnout nové poznatky týkající se multipolární radiofrekvenční ablace metastáz jater.

Srovnat oba předchozí systémy ve stanovených kritériích na základě dostupných literárních zdrojů a klinických studií.

3. PRACOVNÍ HYPOTÉZY

Předpokládáme, že průzkum různých literárních pramenů by měl umožnit syntetizovat poznatky, které by vyústily v ucelenou odpověď na následující hypotézy.

Hypotéza 1:

Předpokládáme, že nově vyvinutý systém RFA bude schopen vytvořit větší objem koagulované tkáně .

Hypotéza 2:

Předpokládáme, že zavedením nového systému se zbavíme některých nežádoucích účinků charakteristických pro monopolární systém.

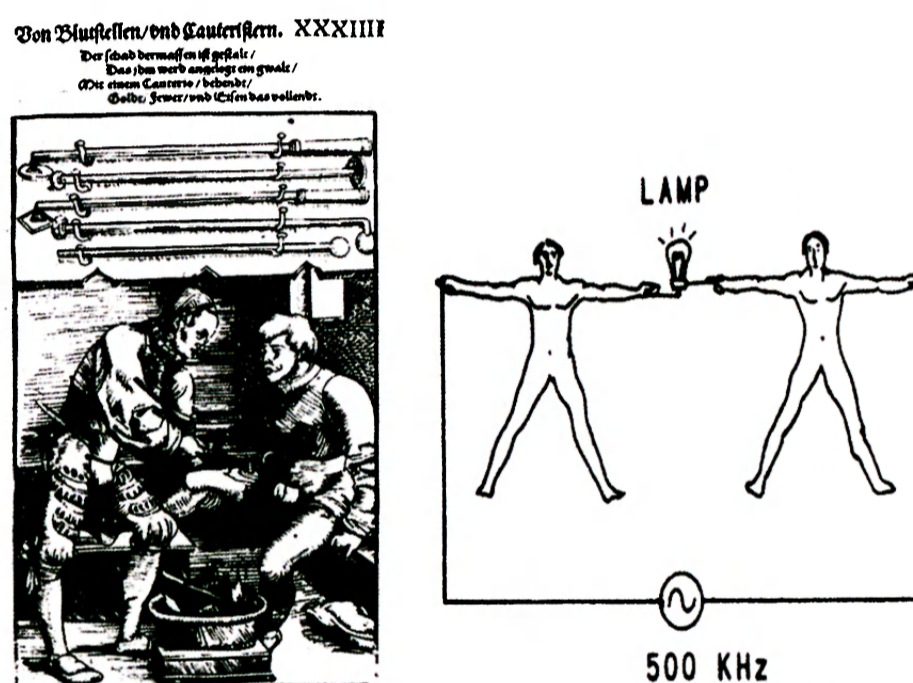
4. METODIKA

Při zkoumání dané problematiky budou zpracovány informace z různých literárních pramenů a poznatky autorů i poznatky vlastní budou přehledně sumarizovány, aby bylo možné dojít k odpovídajícím závěrům. Při získávání informačních zdrojů budou použity internetové vyhledávače a internetové databáze odborné literatury, samozřejmě bude i osobní účast při radiofrekvenční ablaci jaterních metastáz. Získaná data budou prezentována v podobě utříděné a komentované rešerše. Výsledky a diskuse jsou obsaženy v kapitole 10.

5. TEORETICKÁ VÝCHODISKA

5.1 Historický vývoj koagulace

Aplikace tepla za účelem koagulace živých tkání a odstranění tumorů není ničím novým. Edwin Smithův papyrus (3000 př.n.l.) zobrazuje použití tepelné kauterizace tumorů a vředů hrudi [4].

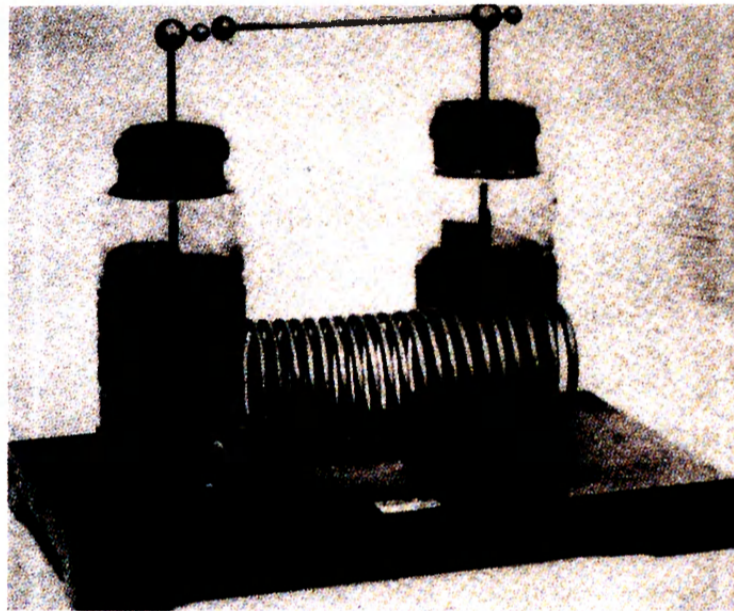


Obr.1 Vlevo Edwin Smithův papyrus (3000 př.n.l.) znázorňuje použití tepla za účelem koagulace. Vpravo nákres pokusu d'Arsonvala, radiofrekvenční proud procházející člověkem mohl být použit k rozsvícení žárovky aniž by způsobil zranění [4].

Také ze záznamů Hippokrata vyplývá, že k ničení patologických výrůstků na šíji u některých svých pacientů užíval teplo. [4]. Když byl v 19. stol. dostupný stejnosměrný proud, byl používán jako prostředek k zástavě krvácení při operacích. Princip elektrokauterizace byl obdobný jako použití rozžhavených nástrojů v antice. Jediným rozdílem bylo, že k zahřátí pracovní části nástroje nebyl použit plamen, ale procházející stejnosměrný proud.

V roce 1891 Francouz Arsène d'Arsonval objevil, že vysokofrekvenční proud procházející lidskou tkání vytváří teplo.

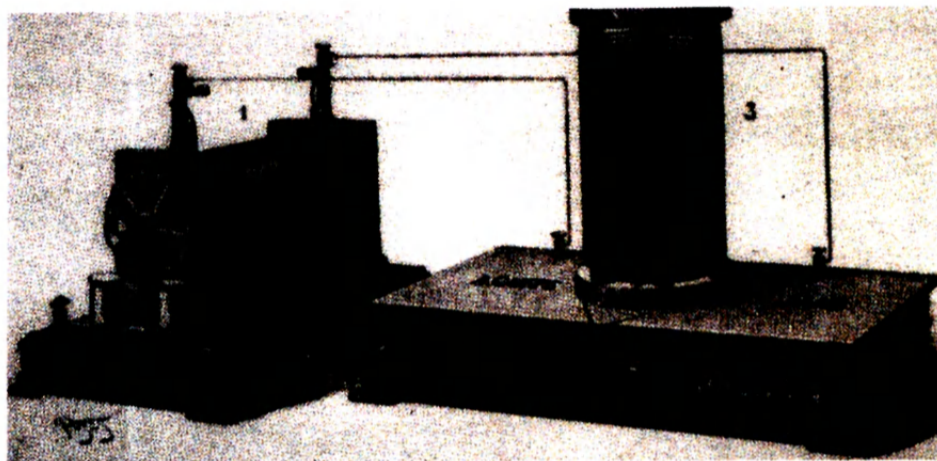
Došel k závěru, že pokud je tato frekvence vyšší než 10 kHz nezpůsobuje bolest ani svalové kontrakce, pouze teplota tkáně stoupá. Použitý generátor se skládal z jiskřiště a dvou kondensátorů napojených na autotransformátor [4].



Obr. 2 d'Arsonvalův generátor vysokofrekvenčního proudu [4]

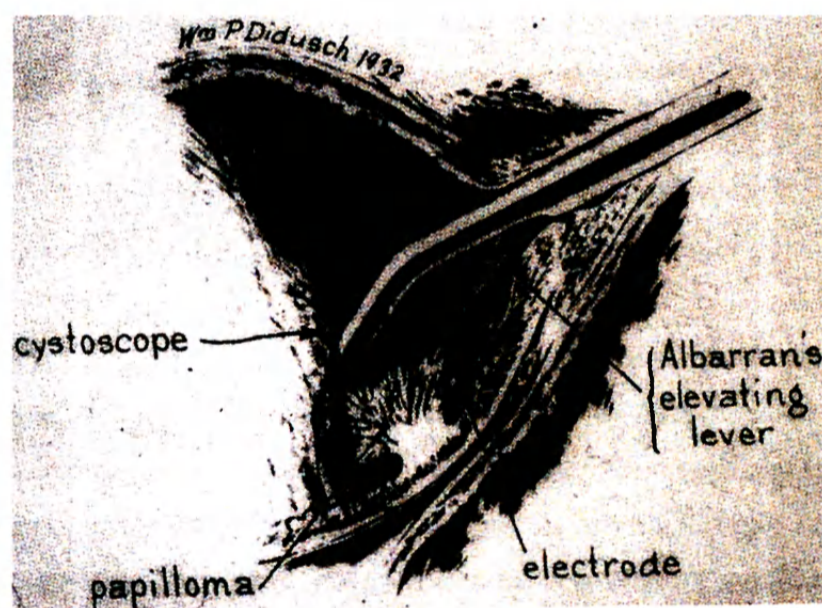
Tento objev posléze vedl k vývoji diatermie a elektrochirurgie. Bylo tomu tak poprvé v historii medicíny, kdy zahřívání a ničení tkáně nebylo závislé na teplotě elektrody, ale na radiofrekvenčním proudu elektrodou procházejícím. Teplo tak bylo produkováno jako důsledek rezistence tkáně vůči procházejícímu vysokofrekvenčnímu proudu.

V roce 1900, Rivier [4] demonstroval, že při zvýšení intenzity proudu na malé elektrodě lze dosáhnout větších teplot a většího destruktivního efektu. Byl prvním, kdo použil d'Arsonvalův přístroj k ošetření vředu na ruce. Po této demonstraci byl RF proud experimentálně používán k destrukci tumorů uložených na povrchu i v hloubce těla. Bylo používáno rozličných typů přístrojů.



Obr.3 První vysokofrekvenční elektrické zařízení použité v medicíně. Navrženo bylo d'Arsonvalem a použito v Paříži v roce 1896 [4].

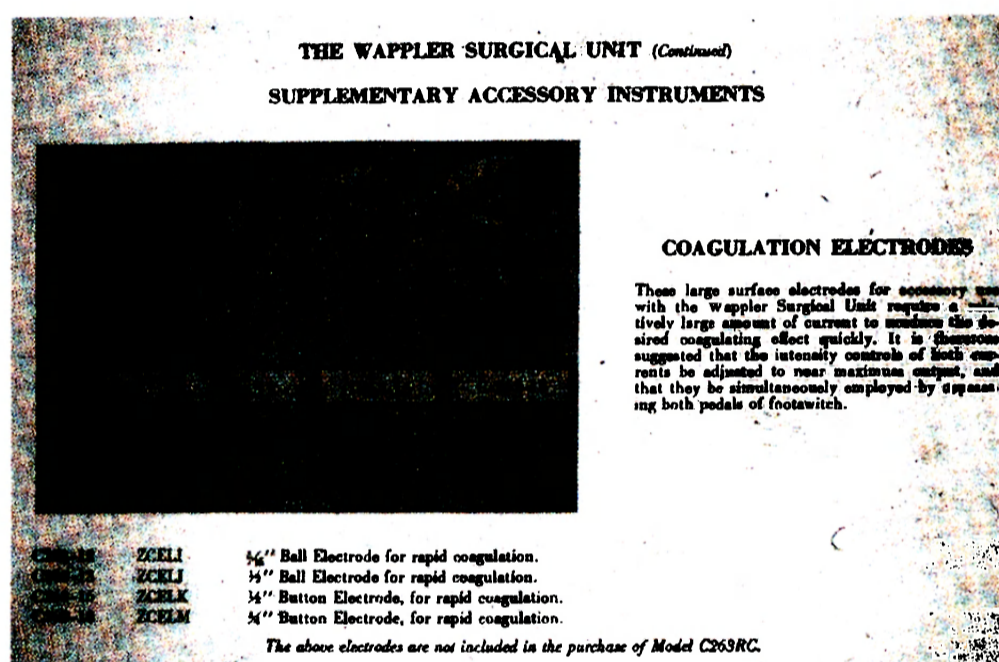
Beer (New York, 1908) byl propagátorem RF koagulace v USA, upravil původní přístroj pro použití k ničení tumorů močového měchýře pomocí cystoskopu.



Obr. 4 Znárodnění Beerova cystoskopu s vysokofrekvenční elektrodou [4].

Dalším milníkem byl rok 1909, kdy Doyen představil koncept biterminálního zapojení mezi pacientem a d'Arsonvalovým přístrojem. Nízkonapěťový, vysokoampérový elektrický proud je aplikován po dobu několika minut, aby se dosáhlo

destrukce zhoubné tkáně až do hloubky 20 mm. Principem bylo použití velké kovové desky uložené pod pacientem, která plnila funkci rozptylové elektrody a malé ploché destičky o průměru 1 až 2 cm jako výkonné elektrody koncentrující proud a produkující vysokou teplotu ve tkáni.

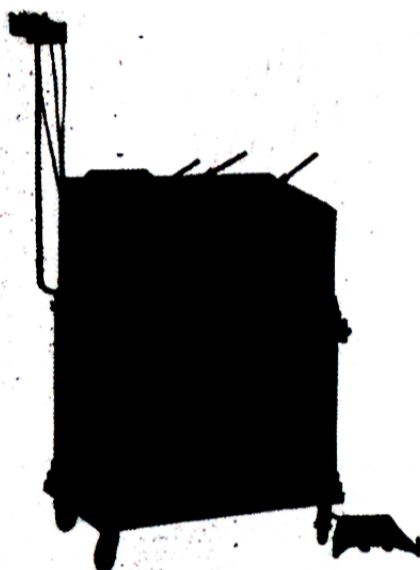


Obr 5. Ukázka stránky z katalogu chirurgických pomůcek zachycuje různé provedení elektrod elektrochirurgické jednotky, Doyen 1909 [4].

Díky vynalezení trubicového vakuového oscilátoru (DeForrest, 1908), bylo možné udržet kontinuální vlnový průběh signálu a tím zajistit efektivní řezání tkáně [4]. Na psech bylo experimentálně zjištěno, že pomocí tohoto zařízení lze vytvořit čistý a téměř nekrvavý řez. O rozšíření spektra aplikací elektrochirurgie se zasloužil Clark, který se v roce 1911, za použití nově vynalezeného generátoru, zaměřil na terapii rakoviny prsu, děložního čípku, a také i na různé kožní léze. Svoji usilovnou prací dále popularizoval výhody RF proudů a povzbudil jejich využití prakticky ve všech oborech chirurgie. O 13 let později zavedl Clark vzor pro histopatologii elektrokoagulace. Aplikace RF proudu ve vysušovacím módu produkovala charakteristické tkáňové

změny. Buňky popsal jako scvrklé a svráštělé a jejich jádro sražené a protáhlé a celá buňka se poté jevila jako „mumifikovaná“. Tuto změnu Clark nazval vysycháním.

Americký neurochirurg H.W.Cushing v roce 1926 rozšířil použití radiofrekvenční energie do oboru neurochirurgie k ablací nitrolebních tumorů. Společné úsilí Cushinga a Bovieho vedlo v roce 1928 k vyvinutí prvního prototypu komerční elektrochirurgické jednotky.



Obr. 6 Obrázek zachycuje nejstarší verzi Bovieho elektrochirurgické jednotky

V roce 1927 Cgristie a Benger [4] podali zprávu, že nežádoucí rozptyl tepla v operační ráně je způsoben ochlazováním vznikajícím cirkulací krve v okolí. Změřili teplotu krve v levé srdeční komoře která je za fyziologických podmínek nižší než v komoře pravé před diatermickým zákrokem na plicní tkáni a po něm. Během elektrochirurgického výkonu byl prokázán nárůst teploty v levé komoře nad hodnotu teploty v pravé komoře.

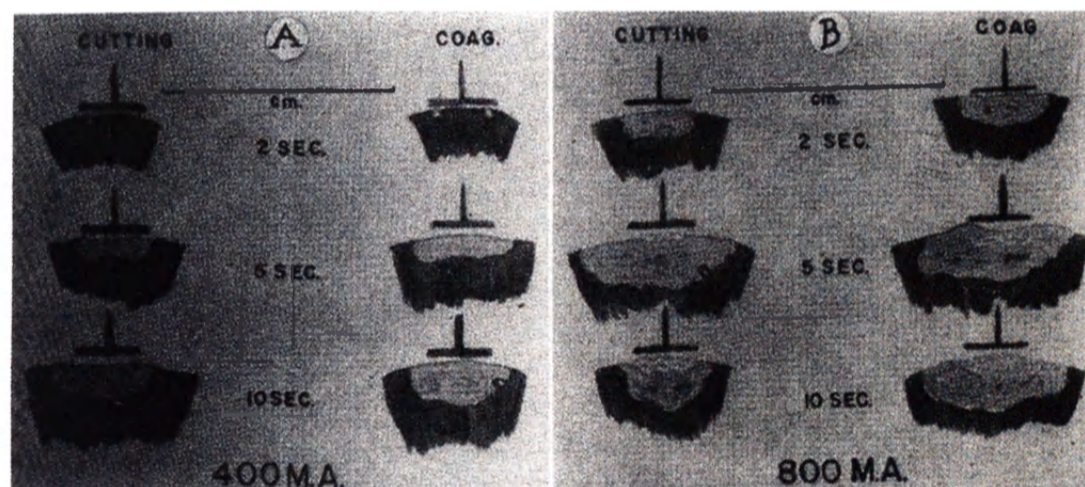
Huntoon [4] v roce 1937 použil termoelektrický článek k měření teploty tkání. Prokázal, že silně koagulující elektrický proud produkovaný aplikací malé elektrody vytváří destruktivní teplotu až do hloubky několika milimetrů a to z velmi jasně vymezeným rozhraním mezi nekrotickou a živou tkání a teplotou místa spojení nacházející se v rozmezí 60 – 70 °C.

Od této doby nebyli principy elektrochirurgické jednotky změněny až do roku 1970, kdy již byly dostupné elektronkové transistory. Toto vedlo k významné redukci velikosti a hmotnosti generátoru.

Mezitím byl RF proud široce rozšířen a používán prakticky ve všech chirurgických oborech.. Částečně byl požit jako „radio nůž“ ve všeobecné chirurgii, dále pro ošetření urologický tumorů a později v padesátých letech v neurochirurgii.

Vztahy mezi fyzikálními parametry jako teplota rány, doba aplikace, velikost a tvar elektrody a velikost vzniklé rány byly studovány mnohými autoři v padesátých a šedesátých letech. Později byl také dosažen pokrok ve smyslu řízení výstupního napětí a impedance díky sledování teploty hrotu elektrody, rovněž byla vypracována metodika modulace časového průběhu signálu.

Lounsberry a kolektiv [5] se jako první zabývali studiem objemových a histologických změn na jaterní tkáni po RF koagulaci na živém organismu.



Obr.7 Výsledky Lounsberryho experimentu, jsou znázorněny zóny vytvořené nekrózy v závislosti na zvyšujícím se proudu nebo čase [4]

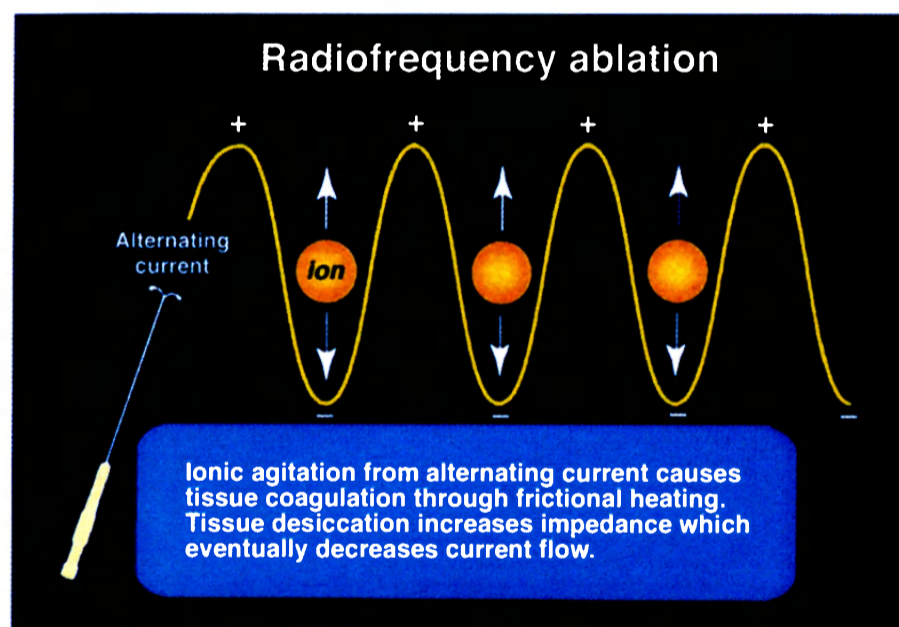
V osmdesátých letech byla RF energie zavedena do interní medicíny, používala se endoskopicky v gastroenterologii a transkatetrálně v intervenční kardiologii na léčbu srdečních arytmií. RF ablace je v tomto použití považována za dominantní způsob léčby. Vynechává se tím nutnost operace při otevřeném hrudníku, což je bezpečnější

a relativně méně finančně náročné [4]. Podobně jako mnohé jiné techniky, které byly použity pro lokalizovanou stereotaktickou destrukci nádorů mozku, RF ablace je považována za nejefektivnější a nejrozšířenější metodu [4].

V roce 1990 dvě nezávislé skupiny vědeckých týmů (Rossi a kolektiv, McGahan a kolektiv) představily koncept ultrazvukově naváděné ablace rakovinných lézí jater pomocí RF elektrodových jehel. Intersticiální RF hypertermická metoda byla obdobná jako metoda již použitá v neurochirurgii [4]. Skupina Rossiho použila krátkodobou a dlouhodobou metodu in vivo, za použití termistorem kontrolované elektrody na játrech guinejského prasete. McGahanova skupina prováděla animální experimenty. Obě skupiny demonstrovaly, že se RF léze jeví jako aseptická nekróza a je zřetelně rozeznatelná od okolní tkáně. Také se zde prokázala dobrá korelace mezi nálezy sonografickými a patologickými [4]. Pozdější studie těchto dvou vědeckých skupin za použití zvířecích modelů a dlouhotrvajících výzkumech ověřených i na lidech tato zjištění potvrdila. Rossi a kolektiv publikovali studii 24 pacientů s neoperovatelným hepatocelulárním karcinomem jater, kteří podstoupili perkutánní RF ablací těchto ložisek. Dvouleté sledování prokázalo, že toto byla metoda bezpečná a účinná [6].

5.2 Základní princip radiofrekvenční ablace

Radiofrekvenční energie je střídavý elektrický proud o frekvenci v rozmezí 10kHz až 900 MHz. Frekvence nad tímto rozmezím jsou již v mikrovlnném spektru. Frekvence používané v elektrochirurgii jsou v rozmezí 200 kHz až 1200 kHz. Při těchto frekvencích elektrický proud nestimuluje svaly a nervy [4] a teplo produkované touto energií se nachází pouze v blízkém okolí styku elektrody a tkáně. Frekvence významně vyšší než tyto použité jsou přenášeny do tkáně vzdálené od elektrody a pokud nejsou soustředné, může dojít k rozptýlení tepla v mnohem větším a tím potenciálně hůře kontrolovatelném objemu tkáně [7]. Frekvence mnohem menší, než tyto použité mohou depolarizovat vzrušivé tkáně a způsobit tak poranění [4]. Tato metoda je tedy založena na aplikaci střídavého proudu o vysokém kmitočtu cca 460 kHz a o výkonu kolem 50 až 200 W pomocí speciální sondy zavedené do zvolené oblasti jaterního parenchymu [2]. V okolí sondy dochází k iontové agitaci a k rázovým vzestupům teploty [8].



Obr. 8 Iontová agitace vlivem průchodu střídavého elektrického proudu působí koagulaci tkáně pomocí tepla vytvořeného třením. Vysychání tkáně zvyšuje impedanci, což nakonec snižuje průtok proudu [9].



Teplo se rozptýlí do okolí, přičemž nedochází k nervosvalové stimulaci a nedostává se do vzdálenějších míst. Tím je umožněna takřka dokonalá kontrola zákroku. Teplota nad 50 °C způsobí rozpouštění buněčných membrán, denaturaci bílkovin a nakonec buněčnou smrt se vznikem koagulační nekrózy [10]. Volbou různých typů elektrod můžeme dosahovat ošetření různých průměrů nekrotických ložisek, a to 1,2,3 i více cm.[2]. Maximální hraniční průměr např. pro Clusterovu sondu je 5cm. [8] Velikost nekrózy závisí přímo na výši aplikované energie, u vícepolárních elektrod na jejich rozmístění a impedanci, resp. na konduktivitě tkání, která je rozdílná u jednotlivých chorobných ložisek. Elektroda se svou tloušťkou neliší od běžně používaných bioptických jehel, její šíře bývá do 15 G [11]

V zásadě jsou dvě možné cesty aplikace. Nejčastější je perkutánní pod UZ, CT nebo MR kontrolou. Druhou je operační přístup laparoskopický [12] nebo otevřený, často také kombinovaný s UZ naváděním. Chirurgický přístup je indikován hlavně u povrchně uložených ložisek a v případě kombinace s dalším zákrokem, nejčastěji resekcí výkonem, ať už na játrech nebo jinde. Diskuze, zda je lepší perkutánní nebo chirurgický přístup, trvají a jednoznačný závěr z nich nevyplývá. Rozhodně lze konstatovat, že perkutánní přístup je z hlediska pacienta komfortnější a není zatížen možnými operačními komplikacemi [13]. Na druhé straně operační přístup má větší možnost objevit na jaterním povrchu další ložiska předoperačně nepoznaná.

6. CESTY APLIKACE RFA

6.1 Perkutánní RFA

Perkutánní RFA je výkon, který je vyhrazen pro nemocné s inoperabilními či s neresekabilními jaterními metastázami bez mimojaterního rozšíření původního onemocnění, u kterých jsou ložiska či ložiska uložena v jaterním parenchymu tak, že nejsou v těsném sousedství povrchu jater s možností tepelného poranění okolních orgánů např. duodena, tračnicku, žaludku, žlučníku, bránice [2]. Lze říci, že pacienti s jedním malým tumorem (průměr méně než 3 cm), lokalizovaným na periférii jater, jsou určeni k perkutánnímu přístupu [9]. Přístup volíme buď jen přes dutinu břišní, či je nutné zvolit přístup přes dutinu pohrudniční, někdy včetně plicního parenchymu. Takto jsou destruována ložiska pod navigací pomocí počítačové tomografie (CT navigací) či pod ultrazvukovou kontrolou (USG navigací). Oba způsoby mají své klady i zápory. Některá ložiska viditelná na CT nemusí být zjistitelná při USG. Naopak USG navigace poskytuje rychlou, tzv. real-time, orientaci v parenchymu jater při cílení metastázy a lze ji použít i na operačním sále. Transkutánní přístup lze provést s minimální zátěží pro nemocného v místní anestezii či v analgosedaci. CT navigace dokonce někdy vyžaduje spolupráci nemocného při vlastním zavádění RFA sondy. Perkutánní přístup jako minimálně invazivní znamená i nejmenší imunosupresi způsobenou operací. Je zde vždy však poměrně vysoké riziko ponechání nedetekovatelných lézí, které by peroperační ultrazvuk rozpoznal, a také těžší přesné zacílení ložiska [2].

6.2 Laparoskopická RFA

Laparoskopická radiofrekvenční ablace je využívána u nemocných, kteří snesou větší operační zátěž a u nichž jsou ložiska v jaterním parenchymu umístěna tak, že použití transkutánního přístupu by znamenalo možné riziko tepelného poškození přilehlých orgánů. Dále u nemocných, kdy v rámci laparoskopického restagingu před jaterní resekcí najdeme nález neřešitelný jaterní resekcí, avšak vhodný pro RFA. Výhodou laparoskopického přístupu je možnost použití peroperačního ultrazvuku, jehož přínos pro detekci jaterních metastáz do 1 cm³ je pro další postup rozhodující [2]. Jistou výhodou je také možnost revize peritoneální dutiny a tak možné vyloučení jiných

mimojaterních patologických nálezů. [9] Dle literárních zkušeností se liší předoperační nález a nález při peroperačním ultrazvukovém a manuálním vyšetření až ve 38 % [14]. Laparoskopie s laparoskopickým ultrazvukovým vyšetřením lze zároveň použít k ozřejmění hraničních nálezů, a ušetřit tak řadě pacientů zbytečnou laparotomií. Nevýhodou laparoskopie je do značné míry nemožnost jejího použití po předchozích velkých výkonech v oblasti epigastria a pravého podžebří. Přestože je obvyklý přístup do dutiny břišní po vytvoření pneumoperitonea pomocí Veressovy jehly, je v případech po předchozí laparotomii lepší použít zavedení trokaru otevřenou cestou, z minilaparotomie, a pneumoperitoneum vytvořit postupně přes 10mm kanál společně s vizuální revizí dutiny břišní. Laparoskopický přístup vždy začínáme jako diagnostickou laparoskopií k vyloučení mimojaterního postižení a při podezření na malignitu odebíráme histologické vzorky tkání i mojaterních lokalizací, jako jsou uzliny hepatoduodenálního ligamenta, či při podezření na implantační metastázy po dutině břišní. Většinu laparoskopických výkonů lze provést se dvěma 10mm porty zavedenými v epigastriu, či jeden v pupku a jeden v pravém podžebří zhruba ve střední klavikulární čáře, kdy jeden je pro optiku a druhý pro laparoskopickou ultrazvukovou sondu; v případě těžších pooperačních srůstů je možné přidat třetí pracovní kanál. Vlastní RFA sondu zavádíme po uvolnění jater a po provedení laparoskopického ultrazvukového vyšetření jater ze zvláštních vpichů přímo přes kůži. V případě metastázy uložené v blízkosti přilehlého orgánu lze tento pomocí refraktoru odsunout do bezpečné vzdálenosti tak, abychom jej termicky nepoškodili [2].

5.3 Otevřená RFA

Otevřená RFA je nejčastěji používána při neresekabilních tj. vícečetných ložiscích, při větších ložiscích a u pacientů, kde nemůžeme z důvodů těžkých pooperačních adhezí použít laparoskopický přístup, či u nemocných, kde předpokládáme kombinaci resekce a RFA. Výhodou otevřeného přístupu je možnost okluze krevního toku u ložisek v blízkosti cév a u cévnatých ložisek. Okluzí krevního toku zvýšíme účinnost RFA, dojde ke zvětšení průměru oblasti koagulované tkáně. Zároveň je otevřený přístup vhodný pro zavedení portu do hepatické arterie a následné lokoregionální chemoterapii. Při otevřené RFA volíme většinou subkostální řez, který nám poskytuje nejlepší přístup pro manipulaci s vlastní RF sondou a zároveň se sondou

pro peroperační ultrazvuk [2]. Při peroperačním cílení ložisek nepoužíváme zaměřovač, který lze přidat k ultrazvukové sondě, ale používáme tzv. hand's free techniku, kdy sondu zavádíme postupně v ose sondy a pro její lepší viditelnost používáme mírně cukavý pohyb. Vlastní polohu sondy tumoru kontrolujeme ultrazvukem v několika rovinách. Po dokončení vlastního cyklu RFA, jehož délka se pohybuje dle typu přístroje od 12 do 20 minut, provádíme koagulaci punkčního kanálu. Sondu postupně vytahujeme po krocích o 1 cm a vždy necháváme minimálně 1 minutu po každém kroku sondu kokoagulovat punkční kanál. Tento postup minimalizuje následné komplikace, jako je krvácení nebo rozsev maligních buněk punkčním kanálem po jaterním parenchymu či mimo játra. Při koagulaci v blízkosti větší jaterní žíly lze pozorovat únik vznikajících drobných bublinek oxidu uhličitého žílou, nebyly zatím však při tomto nálezu zaznamenány jakékoli oběhové komplikace. Laparoskopickou i otevřenou RFA je nutné provádět v celkové anestezii [2].

7. KOMPLIKACE RFA

Výskyt komplikací po RFA není zanedbatelný a uvádí se mezi 2-7 % [15]. Můžeme je rozdělit na peroperační a pooperační. Hlavní peroperační komplikací je bolest, která u ložisek umístěných u povrchu může být silná. Během výkonu se prakticky vždy vytváří malý hematoma, který je asymptomatický a provází prakticky každý intervenční perkutánní výkon. Dále se může vyskytnout malý pneumothorax při transpulmonálním přístupu nebo menší kolekce tekutiny v pleurální či peritoneální dutině. Významnějším je poranění střeva nebo jiného okolního orgánu, ať již mechanicky nebo termálně. K poranění však dochází zcela vzácně a je způsobeno nepřesným zavedením nebo ablací povrchově uloženého ložiska [11].

Tzv. tumor ablation syndrome je komplikací vznikající na podkladě vývoje zánětlivé reakce organismu na vznik nekrózy a je tím častější a větší, čím větší ložisko nekrózy po RFA vzniká. Projevuje se teplotou, únavou, leukocytózou, někdy nauseou a zvracením nastupujícím zpravidla 3.-4. den po RFA a trvajícím přibližně 1 až 2 týdny [2].

Velmi často přichází také bolest, často s iradiací do ramene, zvláště u ložisek uložených v okolí bránice. Její trvání je maximálně 24 hodin a postačuje běžná analgetická léčba. Možný je také vznik pozdního pneumothoraxu. Krvácení, ať již ve formě hemoperitonea, subkapsulárního nebo intraparenchymového hematoma, je velice řídké. Je to způsobeno tím, že po vlastním výkonu se provádí koagulace kanálu, kterým se zavádí elektroda. Stejně tak málo časté je zavlečení maligních buněk do kanálu. Jaterní selhání prakticky nehrozí, protože ablace velkých objemů tkáně se neprovádí. A tak nejzávažnější komplikací je termální poškození většího žlučovodu s možností vzniku bilomu nebo následné stenózy a poškození velkých cév. Nejnáchylnější k termické destrukci jsou jaterní žíly, zatímco portální kmeny (díky periportálnímu vazivu) a jaterní tepny jsou odolnější. Pokud je destruován větší kmen, je možný vznik jaterní nekrózy. K těmto prakticky nejzávažnějším komplikacím dochází v případech, kdy děláme ablací u jaterního hilu. Proto je třeba přistupovat k nim s největší opatrností. Termické poškození okolních orgánů si vynutí následnou chirurgickou revizi s ošetřením postižených orgánů. Tato komplikace není častá, ale je nutné na ni myslet

především po transkutánních výkonech, kdy u nemocného dojde k rozvoji septického stavu se známkami pneumoperitonea a s příznaky peritoneálního dráždění [RFA kniha celek]. Prakticky jedinou komplikací při koagulaci kanálu je poškození kůže teplem vznikajícím na elektrodě a vznikem malé kožní nekrózy. Kromě sterilního krytí nevyžaduje žádný jiný terapeutický zásah [interv.radiologie]. Mortalita výkonu je velmi nízká a pohybuje se v rozmezí 1-1,5 % [16].

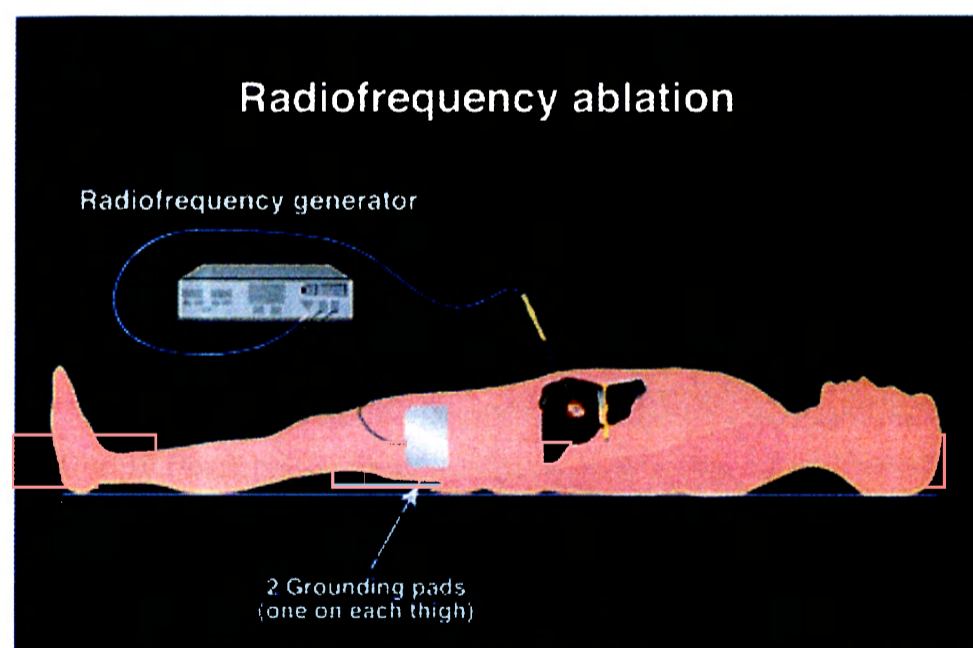
8. POUŽÍVANÉ SYSTÉMY

V současné době je možno použít dva systémy. Základním rozdílem těchto dvou systémů je rozložení elektrod. Můžeme použít buď systém monopolární se standardně dvěma zemnicími elektrodami a jednou jehlovou elektrodou nebo bipolární systém s jednou až třema jehlovými elektrodami s možností multipolárního režimu.

8.1 Monopolární systém

8.1.1 Základní zapojení

Monopolární systém je základním typem zapojení elektrod. Soustavu tvoří dvě zemnicí elektrody, ty jsou přikládány na stehna nebo záda ošetřovaného, a jehlová elektroda, která se zavede do oblasti tumoru. Elektrická smyčka se vytvoří mezi velkoplošnými elektrodami a hrotem jehlové elektrody. Elektrický proud tak prochází tělem pacienta a je soustředěn v oblasti pracovní části elektrody. Architektonicky se pracovní část elektrody liší dle výrobce a výsledný efekt ablace dosahuje odlišností ve smyslu výsledné velikosti a tvaru koagulované tkáně.

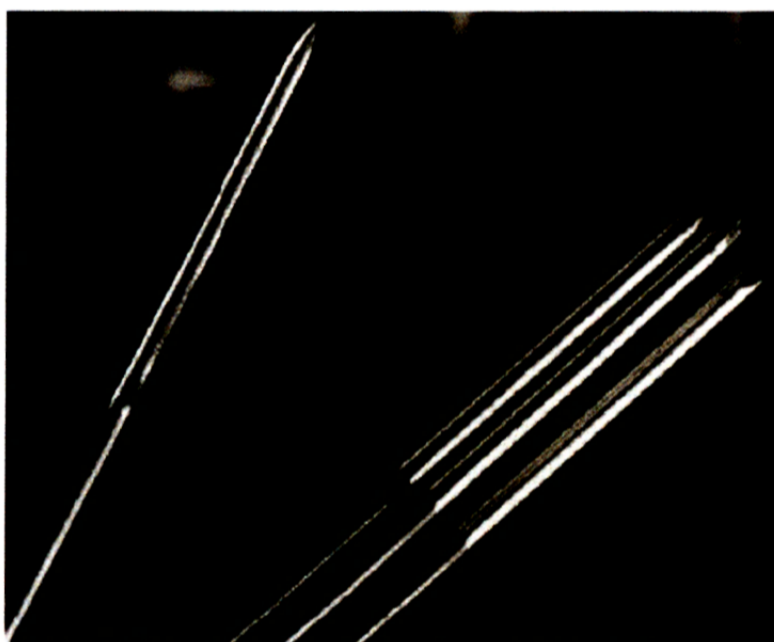


Obr.9 Znárodnění zapojení monopolárního systému. Používají se dvě i více zemnicích elektrod a jedna jehlová elektroda [9].

8.1.2. Monopolární sondy

Základním typem je jednoduchá jehlová sonda o průměru 1,5 – 2 mm (dle výrobce – Radioncis, Berchtold), kdy velikost vytvořené nekrózy kopíruje průběh aktivní části elektrody a vytvořené ložisko nekrózy má kuželovitý tvar. Ve vzdálenosti 1 – 1,5 cm od elektrody dochází ve tkáni již ke znatelnému úbytku teploty a vzhledem k malé pracovní ploše je průměr vzniklé nekrózy maximálně 3 cm [17].

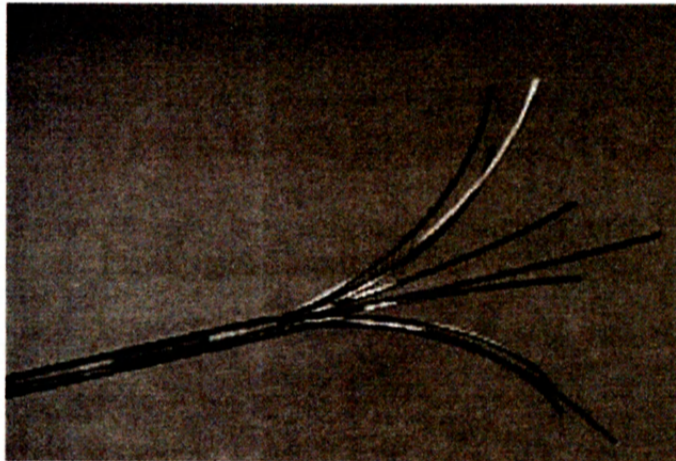
Modifikací tohoto typu je tzv. Cluster. Tvarem připomíná tři jednoduché sondy spojené v paralelním svazku ve směru podélné osy. Dojde tak ke zvětšení pracovní části sondy a lze takto dosáhnout větší účinnosti, na jedno zavedení můžeme vytvořit lézi o průměru až 5 cm [17]. Částečnou nevýhodou tohoto typu je, že na jednu aplikaci vytvoříme tři vpichy. Zástupcem těchto typů sond jsou na našem trhu firmy Radionics a Berchtold.



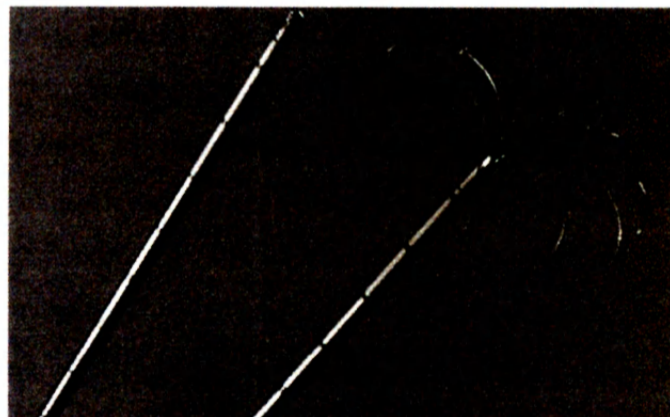
Obr. 10 Detail pracovní části sondy. Vlevo jednoduchá jehlová sonda, vpravo sonda typu cluster [17]

Dalším typem a zároveň novým vývojovým stupněm v oblasti monopolární radiofrekvenční ablace jsou elektrody tzv. deštníkovitého typu. Princip této sondy je

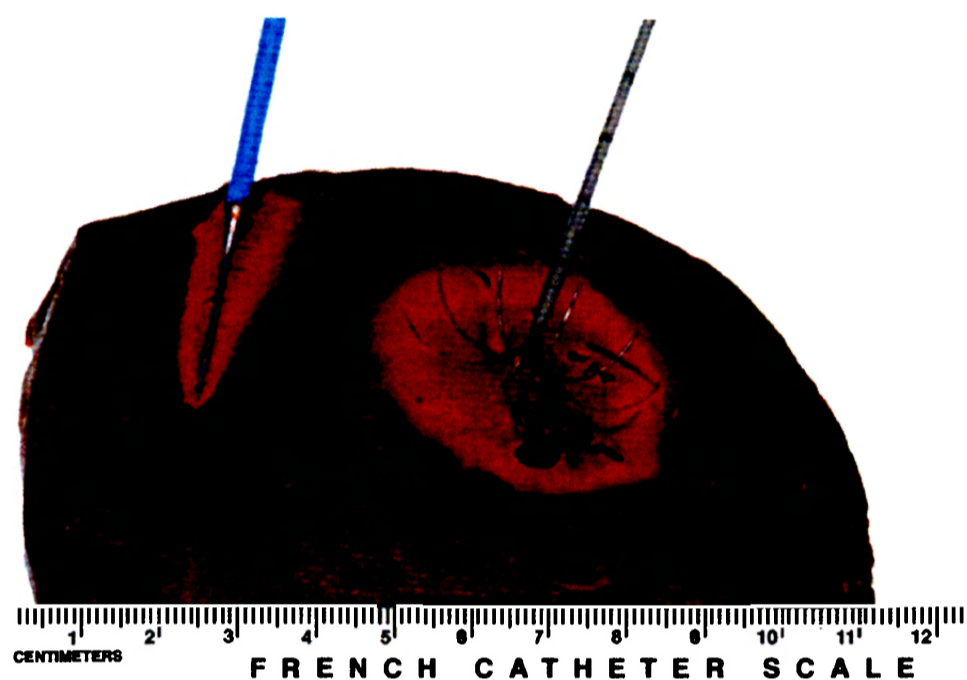
v použití výsuvného nástavce hrotu, který je tvořen skupinou jehel háčkovitého tvaru. Do tkáně se sonda aplikuje v nerozvinutém stavu, technika aplikace je stejná jako u elektrody jednoduché jehlové. Jakmile dosáhne hrot elektrody požadovaného místa aplikace, zahájí se postupné rozvinutí nástavce. Docílí se tím zvětšení pracovní plochy, čímž získáme větší účinnost a velikost vytvořené nekrózy je větší. Výhodná je také vzájemná poloha jednotlivých částí nástavce, při plném rozvinutí tak lze dosáhnout nekrózy kulovitého tvaru. Nejrozšířenějšími zástupci této technologie jsou firmy Rita Medical Systems a Boston Scientific.



Obr.11 Sonda deštníkovitého typu fy. Rita [17]



Obr. 12 Sonda deštníkovitého typu fy. Boston Scientific, vlevo v nerozvinutém stavu [17]

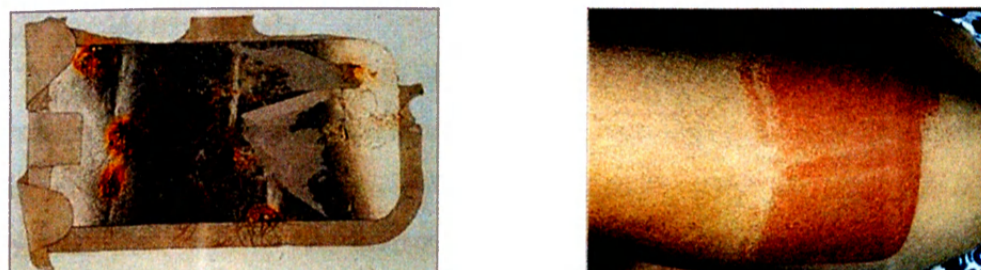


Obr.13 Znáznornění tvaru výsledné koagulace u dvou různých sond. Vlevo sonda jednoduchá jehlová, vpravo sonda deštníkovitého typu [9]

8.1.3 Nevýhody monopolárního zapojení

Mezi známé nevýhody tohoto systému patří nebezpečí vzniku popálenin kůže v místě přiložení zemnicích elektrod. K tomuto jevu může dojít při nevhodném nebo nedostatečném přichycení zemnicích elektrod na kůži pacienta. Popálení také může vzniknout i v místě styku s ostatními kovovými nástroji použitými při ošetření [studie Tacke]. K tomu může dojít při náhodném a nekontrolovatelném šíření elektrického proudu, elektrická smyčka se vytvoří mezi elektrodou a náhodným kovovým nástrojem.

Dále je omezena maximální velikost léze při jednom zavedení jehlové elektrody, udává se maximální průměr 4 – 4,5 cm [19]. Toto, samozřejmě, u větších tumorů znamená opakované zavádění sondy, což vede k prodloužení doby výkonu a větší traumatizaci zdravých tkání.



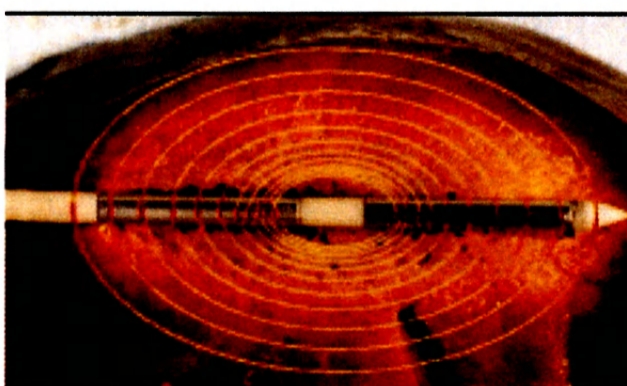
Obr. 14 Popáleniny vzniklé v místě styku zemních elektrod s pokožkou při monopolární aplikaci [20]

Další nevýhodou monopolární RFA je zvýšení tělesné teploty vlivem procházejícího proudu mezi zemními elektrodami a sondou až o 1,5 °C, kdy během ničení velkých tumorů je aplikovaný výkon až 200 W [19]. Část energie potřebná na zahřívání těla pacienta je samozřejmě také vnímána jako energetická ztráta a podílí se tak na výsledně menší účinnosti.

8.2 Bipolární systém

8.2.1 Základní zapojení

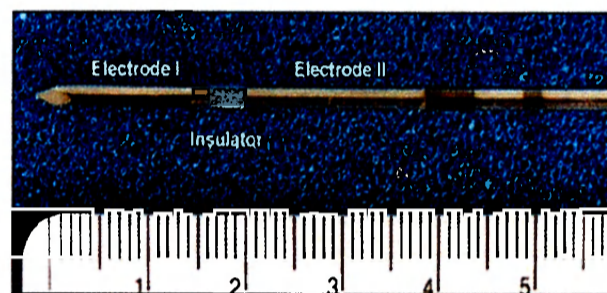
Novinkou posledních let se stalo použití systému bipolárního. Jeho vyvinutí řešilo některá omezení monopolárního systému. U bipolární termoablace se obě elektrody nacházejí na pracovní části jehlové sondy, nemusíme tak pacientovi lepit zemní elektrody. [21] Proud prochází pouze mezi elektrodami zavedenými do okolí ložiska, minimalizuje se tak energetická ztráta při průchodu tělem pacienta na větší vzdálenost.



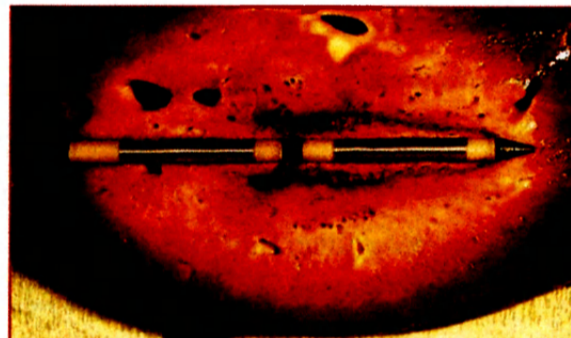
Obr. 15 Znárodnění průchodu elektrického proudu mezi elektrodami bipolární sondy [20]

8.2.2. Bipolární sondy

I u tohoto systému je úplným základem jednoduchá jehlová sonda. Tato sonda je svojí konstrukcí vizuálně podobná sondě u systému monopolárního, ale s tím rozdílem, že obě potřebné elektrody se nacházejí v pracovní části sondy. Jsou od sebe odděleny vhodným izolátorem. Díky této konstrukci, kdy se elektrická smyčka uzavírá na menší vzdálenost, tak jedinou sondou docílíme větší účinnosti, průřez ložiska vytvořené nekrózy má tvar elipsy [20]. Prvním a v klinické praxi použitelným je systém Celon společnosti Olympus.



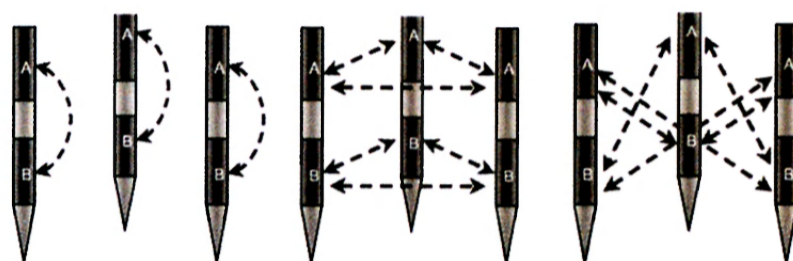
Obr. 16 Detail aktivní části bipolární sondy. Elektroda I, II a mezi nimi izolátor [22]



Obr. 17 Démonstrace průřezu vytvořené koagulace bipolární sondy [21]

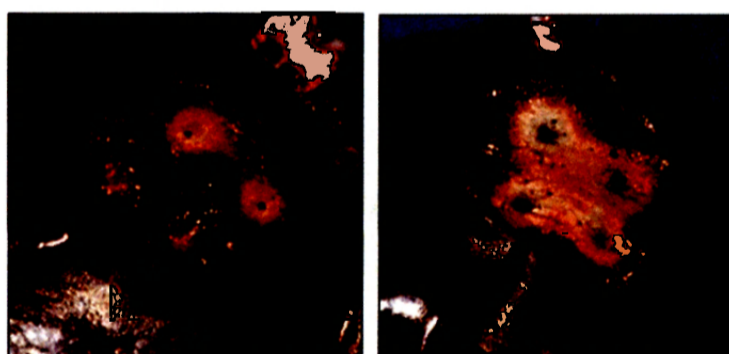
Přístroj Celon využívá až tři rigidní bipolární elektrody s průměrem 1,8 mm, které je schopen současně individuálně řídit a sledovat. Délka elektrod je až 15 cm a aktivní část elektrody má 15, 20, 30 nebo 40 mm. Elektrody proplachujeme fyziologickým roztokem pomocí pumpy, jedná se tedy o vnitřně chlazené elektrody. Kontrolní jednotka přístroje pracuje s frekvencí 470 kHz, maximální množství použité energie je 250 W. Jestliže je k přístroji připojeno více než jedna bipolární elektroda, přístroj přejde do multipolárního režimu a všechny možné kombinace dvou elektrod jsou střídavě zapínány až po dobu 2 sekund. Délka intervalu je závislá na aktuální

elektrické impedanci tkáně mezi danými elektrodami. Vytvoření smyčky mezi dvěma elektrodami není omezeno pouze jejich lokalizací na jednom aplikátoru, je to možné i s ostatními dostupnými elektrodami. Díky tomu může proud procházet skrze tumor mezi elektrodami více aplikátorů paralelně zavedenými do tkáně. Jestliže zavedeme do tumoru paralelně vedle sebe tři sondy, získáme tím až 15 možných kombinací elektrod mezi kterými může procházet proud.[22]



Obr. 18 Znárodnění jednotlivých kombinací mezi elektrodami v multipolárním zapojení [22]

Pokud impedance mezi některým párem elektrod přeroste třikrát po sobě nad specifický limit (700Ω) a nebo výstup proudu bude menší než jedna třetina nastaveného výstupu, bude tato dvojice vyloučena z následujícího ablačního cyklu. Celý cyklus končí, jakmile všechny možné páry elektrod třikrát překročí impedanční limit. Tímto se dosáhne rovnoměrné koagulace. Použitím multipolárního systému je velmi významně zvětšena účinnost jednoho cyklu RF ablace [22].

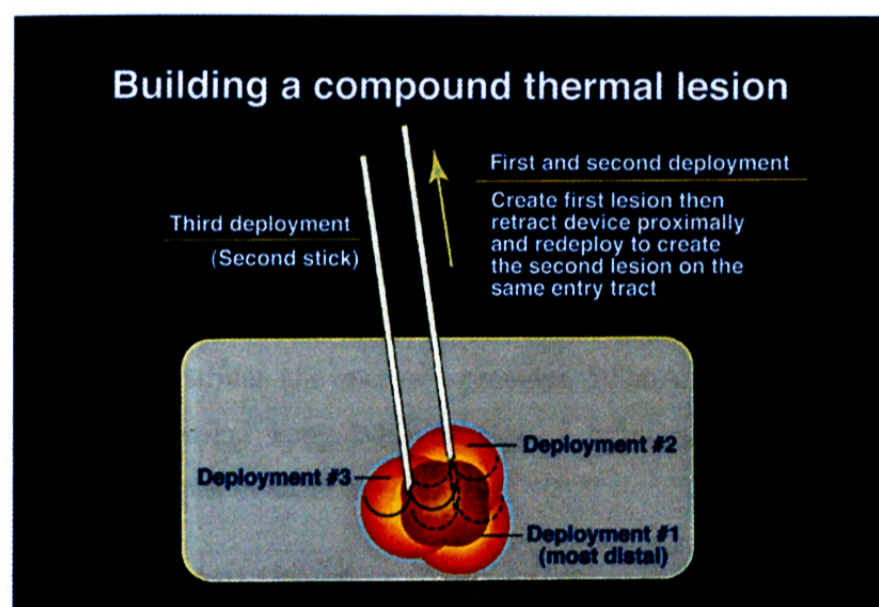


Obr. 19 Demonstrace rozdílu koagulace tkáně při zapojení multipolárního režimu. Vlevo nezávislé elektrody, vpravo v multipolárním režimu. [21]

9. MOŽNOSTI ZVĚTŠENÍ ÚČINNOSTI RFA

9.1 Použití různých typů elektrod

U obou výše uvedených metod se udávají teoretické velikosti vytvořených koagulací na jednu aplikaci základního provedení. Aplikujeme-li sondu vícekrát nebo jinak změním její polohu, výsledná nekroza bude samozřejmě součtem těchto základních parametrů. Používá se metoda, kdy sondu zavedeme nejdál do prostoru výkonu, zahájíme proces koagulace, poté sondu povytáhneme a opět koagulujeme. Takto dosáhneme dvou aplikačních poloh za vytvoření jediného vpichu.



Obr. 19 Ukázka ablace tumoru většího než je maximální možná velikost léze použité sondy. Pomocí dvou vpichů vytvořím tři pozice pro koagulaci. [9]

Existují ovšem i jiné způsoby, jak tyto hodnoty zvětšit. V první řadě je to použití sond s větší pracovní plochou, tj. sondy typu cluster, deštníkovitého typu nebo multipolární zapojení v případě přístroje Celon.

9.2 Chlazení elektrod

Chlazení elektrody brání vzniku karbonizace a vaporizace. Obecně chlazení tkáně v okolí hrotu aktivní elektrody umožní zvětšit rozsah „pálené“ tkáně. Chlazená elektroda (např. vnitřně chlazená elektroda Radioncis) má průměr 14-18 gauge a během vlastní termoablace je neizolovaný hrot této elektrody kontinuálně ochlazovaný velmi chladným fyziologickým roztokem pomocí speciální pumpy. Při zvětšení energie RF přístroje chlazení brání „vaření“, karbonizaci či vaporizaci v okolí hrotu elektrody. Výsledkem je větší průměr koagulační nekrózy než při použití nechlazené elektrody, který může dosáhnout za optimálních podmínek až 3 cm. Další zvětšení průměru nekrózy dosáhneme použitím clusteru chlazených elektrod. [23]

9.3 Protokol RF

Podobně jako elektroda ovlivňuje velikost výsledné koagulační nekrózy také protokol RFA. Goldberg publikoval experimentální i klinické výsledky, kterými prokázal, že při pulzní RFA je efektivita výkonu větší. V experimentu ex vivo použil proud 1500 – 2000 mA a chlazenou elektrodu. Proud aplikoval 15 sekund. Tento pracovní interval vystřídal 15s interval s proudem 500mA. Celý cyklus tedy trval 30s. Za 15 minut tak získal koagulační nekrózu o průměru 4 cm. Zvětšení průměru koagulační nekrózy pak dokázal in vivo. [24].

9.4 Přímé chlazení tkáně

Další možností, jak zvětšit rozsah koagulační nekrózy, je přímé chlazení v okolí elektrody. Různí autoři použili buď přímou aplikaci fyziologického roztoku před RFA v množství 1-20 ml, nebo pomocí pumpy během RFA podávali kanálkem v elektrodě do ložiska fyziologický roztok rychlostí 1 ml/min [25]. Některé typy přístrojů tuto techniku využívají (Berchtold).

Aplikace fyziologického roztoku do ložiska během nebo před vlastním „pálením“ zvětší efektivní povrch aktivní elektrody, zlepší vedení tepla, zlepší toleranci tkáně při vysokém výkonu generátoru, sníží impedanci tkáně a sníží riziko vaporizace a karbonizace. Fyziologický roztok tkáň „zvlhčí“ a zmenší se tak rozsah vysoušení tkáně, ke kterému dochází při vysokých teplotách na rozhraní elektroda - tkáň. Takto vysušená (koagulovaná) tkáň pak zvyšuje impedanci. Horký fyziologický roztok působí

také přímo, dochází vlastně k „vaření“ tkáně. Tento postup sice zvětší průměr koagulační nekrózy, nicméně tvar výsledné nekrózy je často neodhadnutelný [26].

9.5 Aplikace cytostatik do tumoru

Tkáňové buňky jsou velmi citlivé k chemoterapii nebo radioterapii, pokud jejich teplota stoupne na 42 °C. Goldberg a Monsky v experimentu na zvířeti prokázali, že aplikace cytostatika do tumoru zvyšuje efekt termoablace. Využili vlastně princip hypertermie. Zvýšením teploty tkáně se zvyšuje její citlivost na cytostatika. Autoři použili doxorubicin [25] a liposomální doxorubicin (Doxil, Alza Pharmaceuticals, Mountain View, Calif) [27]. Podle Goldberga adjuvantní intratumorální injekce doxorubicinu v kombinaci s RFA zvětší koagulační nekrózu u solidních tumorů ve srovnání s prostou RFA. Zvětšení destrukce tumoru je též patrné, když je doxorubicin podaný po RFA. RFA tedy pravděpodobně zvyšuje senzitivitu tumoru na chemoterapii [25]. Monsky uvádí, že RFA zvyšuje efektivitu systémové intravenózní aplikace chemoterapeutik (rozsah destrukce tumoru), jako je liposomální doxorubicin [27]. D'Ipollito ve své studii uvádí, že kombinace RFA a intravenózní aplikace liposomálního doxorubicinu zpomaluje růst tumoru a prodlouží přežití experimentálního zvířete ve srovnání s prostou RFA nebo intravenózní aplikací liposomálního doxorubicinu [28].

9.6 Blokáce přítoku krve

Mnohé studie prokázaly, že průměr koagulační nekrózy při RFA je větší, pokud zablokujeme přítok krve do příslušné části jater. Nedochozí totiž k ochlazení ložiska proudící krví. Toho lze dosáhnout jak uzavřením pravé či levé větve portální žíly, tak dočasným uzavřením jaterní tepny [23]. Rossi ve své práci dokumentuje, že uzly hepatocelulárního karcinomu o velikosti až 8,5 cm mohou být po uzavření arteriálního zásobení úspěšně ničeny RFA v jednom či dvou sezeních. K uzavření arteriálního zásobení využívá dočasnou okluzi tepny balónkovým katétrem nebo spongostanem [23].

10. DISKUSE A VÝSLEDKY

Multipolární systém firmy Olympus není na trhu příliš dlouho a jsou k dispozici pouze studie popisující jeho první klinické výsledky. Není tedy možné tento systém konfrontovat s nyní běžně používaným systémem monopolárním z hlediska běžně uznávaných statistik přežívání. Proto jsme se v této práci pokusili sumarizovat veřejně dostupná data a na jejich základě sestavit popis obou metod v přehledné formě tak, aby bylo možné stanovit objektivní závěry. Pro přehlednost práce byla stanovena dvě kritéria. Prvním kritériem je velikost vytvořené koagulační nekrózy a druhým možné komplikace.

10.1 Velikost vytvořené koagulační nekrózy

Radiofrekvenční ablace metastáz jater je destruktivní metodou a důležitým faktorem je tedy schopnost vytvářet koagulační nekrózu v co možná největším rozsahu, aby bylo možné řešit větší metastázy, a to i ve větším množství výskytu (viz. kapitola 1). Je ovšem důležité, aby vytvoření takovéto léze bylo kontrolovatelné a výsledný tvar odhadnutelný.

První dostupné RF jehlové elektrody monopolárního systému vytvářely v jaterní tkáni koagulační nekrózu malého rozsahu, omezenou do maximálního průměru 1,6 cm při jedné aplikaci. Pro celkové zničení tumoru tak byla zapotřebí vícenásobná aplikace, což tuto metodu komplikovalo. Řešením tohoto problému bylo vytvoření nových sond, například sondy roztažitelné, chlazené typu cluster, infuzní sondy a jejich různé kombinace [17]. Díky těmto modifikacím jsou tak současné monopolární zařízení schopna dosahovat objemu koagulované tkáně až 42 cm³ [17]. Nový multipolární systém se třemi vnitřně chlazenými elektrodami fungujícími v multipolárním režimu je schopen vytvořit koagulační nekrózu o objemu až 63 cm³ [22]. Je nutné zmínit, že u monopolárního zapojení stačil pro vytvoření koagulační nekrózy jeden vpich, zatímco u multipolárního zapojení bylo nutno vytvořit vpichy tři. Někteří autoři [231] uváděli obtížnější manipulaci při zavádění sond pomocí vodiče udržujícího rozestavení sond ve správné vzájemné vzdálenosti. Při zavádění druhé, potažmo třetí sondy docházelo vlivem přílišné těsnosti vodiče k posunutí již zavedených sond z požadovaného místa aplikace. Tento nedostatek byl záhy vyřešen drobnou úpravou vodiče.

Z výše uvedených údajů vyplývá, že multipolární systém je schopen vytvořit koagulační nekrozu přibližně o 50% větší. Toto rozmezí se liší dle výrobce a druhu monopolárního systému [17]. Tímto se tedy hypotéza 1 potvrzuje, při použití dosud používaných a známých technologií není v možnostech monopolárního systému vytvořit větší objem koagulační nekrozy.

10.2 Možné komplikace

Mezi známé nevýhody monopolárního systému patří nebezpečí vzniku popálenin kůže v místě přiložení zemnicích elektrod nebo v místě styku kůže s ostatními kovovými předměty použitými během zákroku. K popáleninám v místě styku kůže a zemnicích elektrod může dojít při nedostatečně kvalitním přichycení elektrody ke kůži, čímž je průchod elektrického proudu ztížen a vzniká tím ztrátové teplo. Druhý případ může nastat, jestliže dojde k vytvoření nežádoucí elektrické smyčky mezi kovovým předmětem a elektrodami.[19]. Při použití bipolární sondy nepotřebujeme zemnicí elektrody a použijeme-li například sondu s velikostí pracovní části 40 mm, je i největší vzdálenost dvou bodů, mezi kterými bude vytvořena elektrická smyčka také 40 mm. Tím se prostor pro vytvoření kolaterálních elektrických smyček minimalizuje, což samozřejmě u monopolárního systému nemůže být dosaženo. Tyto nevýhody tedy můžeme použitím multipolárního systému úspěšně eliminovat.

Další nevýhodou monopolární RFA je zvýšení tělesné teploty vlivem procházejícího proudu mezi zemnicími elektrodami a sondou až o 1,5 °C [19]. Jak již bylo výše popsáno, multipolární systém nepoužívá zemnicí elektrody a elektrický proud působí jen v malé oblasti. Tím dochází pouze k lokálnímu zahřívání tkáně, elektrický proud působí pouze v místě předpokládané ablace [19]. Z těchto závěrů lze soudit, že integrací obou potřebných elektrod do jedné jehlové sondy dosáhneme potlačení výše zmíněných nevýhod monopolárního systému.

11. ZÁVĚR

Získané informace z literárních zdrojů, poznatky vlastní i poznatky autorů byly zpracovány ve formě utříděné a komentované rešerše zabývající se radiofrekvenční ablací metastáz jater ve smyslu srovnání současně používaného systému se systémem nově vyvinutým. Výsledky a diskuse jsou uvedeny v kapitole 10. Při shromažďování informací bylo použito 28 literárních zdrojů převážně z oblasti zahraniční literatury.

První klinické studie prováděné s multipolárním systémem prokázaly, že tento systém se ukazuje být velmi slibným a nabízí mnohé výhody proti monopolárnímu systému.

Nepochybně svým multipolárním režimem nabízí nové možnosti vytvoření léze o větší velikosti a umožňuje tak destrukci větších tumorů.

Umístěním elektrod do hrotu sondy lze opravdu potlačit nevýhody známé u monopolárního systému a lze tedy soudit, že vývoj přístrojů v oblasti radiofrekvenční ablace metastáz jater půjde tímto směrem.

Současně dostupné studie tak prokázaly nesporné výhody nového systému, ale z hlediska úspěšnosti, potažmo bezpečnosti léčby, nemohou být zatím stanoveny žádné závěry. K takovému závěru bude možné dojít až při větším rozšíření a déletrvajícím používání tohoto systému.

12. SEZNAM POUŽITÉ LITERATURY

1. TRANBERK, KG. Percutaneous ablation of liver tumours Best Practice and Research. *Clinics in gastroenterology*. W B Saunders, 2004. vol.18. no.1. s. 125-145.
2. SKALICKÝ, T., TŘEŠKA, V. *Radiofrekvenční ablace jaterních nádorů*. Maxdorf, 2006. ISBN 80-7345-063-1
3. SKALICKÝ, T., TŘEŠKA, V. ŠNAJDAUF, J. *Chirurgie jater*. Maxdorf 2004. ISBN 8073450119
4. SIPERSTEIN, AE., GITOMIRSKY, A. History and technological aspects of radiofrequency thermoablation. *The Cancer Journal*, Jones and Bartlett Publishers, 2000. vol. 6. s. 294–303.
5. LOUNSBERRY, W., GOLDSCHMINT, V., LINKE, CA., et al. The early histologic changes following electrocoagulation. *The Journal of Urology*. Lippincott Williams & Wilkins, 1961. vol. 86. s. 321-329.
6. ROSSI, S. DISTATE, M. BUSCARINI. et al. Percutaneous radiofrequency interstitial thermal ablation in the treatment of small hepatocellular carcinoma. *The Cancer Journal*. Jones and Bartlett Publishers, 1995. vol. 1. s. 73–81.
7. AVITALL, B., KHAN, M. Physics and engineering of transcatheter tissue ablation. *Elsevier Biomedical*, 1993.vol. 3. s. 921–932.
8. NG, KKC. LAM, CM. POON RTP. et al. Delayed portal vein after experimental radiofrequency ablation near the main portal vein. *British Journal of Surgery*. Wiley, 2004. vol.91. s. 693-696
9. CURLEY, S. Radiofrequency ablation of malignant liver tumors. *The Oncologist*. AlphaMed Press, 2001. vol. 6. s. 14-23.
10. SCUDAMORE, CH. Volumetric radiofrequency ablation: technical consideration. *The Cancer Journal*, Jones and Bartlett Publishers, 2000. vol. 6. s. 316–318
11. HOŘEJŠ, J. Radiofrekvenční ablace tumorů jater. In Krajina, A. Pering, JH. et al. *Intervenční radiologie: miniinvazivní terapie*. 1. vyd. Hradec Králové: Olga Čermáková, 2005. s. 727-731. ISBN 80-86703-08-8.

12. MACHI, J. OISHI, AJ. MOSSING AJ. et al. Hand-assisted laparoscopic ultrasound guided radiofrequency thermal ablation of liver tumours: a technical report. *Surgical laparoscopy, endoscopy and percutaneous techniques*. Lippincott Williams & Wilkins, 2002. vol. 12. s. 160-164
13. LENCIONI, R. CIONI, D. GOLETI, O. Radiofrequency thermal ablation of liver tumours. *The Cancer Journal*, Jones and Bartlett Publishers, 2000. vol. 6. s. 304–315.
14. WOOD, TF. ROSE, DM. CHUNG M. et al. Radiofrequency ablation of 231 unresectable hepatic tumours: indications, limitations, and complications. *Annals of surgical oncology*. Springer, 2000. vol. 7. no.8 s. 593-600.
15. BLEICHER, RJ. ALLEGRO, D. NORA, DT. et al. Radiofrequency ablation in 447 complex unresectable liver tumors: Lessons learned. *Annals of surgical oncology*. Springer, 2003. vol. 10. no.1. s. 52-58
16. KÖCKERLING, F. SCHWARZ, SI. *Liver surgery : operative techniques and avoidance of complications*. Johan Ambrosius Barth, 2001. s. 179-188.
17. DENYS, AL. BAERE, TD. KUOCH, V. et al. Radiofrequency tissue ablation of the liver: in vivo and ex vivo experiments with four different systems. *European radiology*. Springer International, 2003. vol. 13. no. 10. s. 2346-2352
18. PEREIRA PL, TRÜBENBACH, J. SCHMIDT, D. Radiofrequency ablation: Basic principles, techniques and challenges. *Fortschr Röntgenstr.* Georg Thieme Verlag, 2003. vol. 175. s.20-27
19. TACKE, J. MAHNKEN, A. ROGGAN, A. et al. Multipolar radiofrequency ablation: first clinical results. *Fortschr Röntgenstr.* Georg Thieme Verlag, 2003. vol. 176. s.1-6
20. DESINGER, K. Thermo-technology signals: new era of cancer treatment. *The international review of modern surgery*, 2003. s. 23
21. firemní materiály firmy Olympus
22. RITZ, JP., LEHMAN, KS., REISSFELDER, C., ALBRECHT, T., FRERICKS, B., ZURBUCHEN, U., BUHR, HJ., Bipolar radiofrequency ablation of liver metastases during laparotomy. First clinical experiences with a new multipolar ablation concept *International Journal of Colorectal Disease*, 2006, vol. 21, no. 1, s. 25-32

23. VÁLEK, V. KALA, Z. KISS, I. et al. Perkutánní radiofrekvenční termoablace – současný stav a první klinické zkušenosti s multipolárním systémem. *Čes. Radiol.* 2006. roč. 60. č. 3, s. 163-169
24. GOLDBERG, SN. STEIN, M. GAZELLE GS., et al. Percutaneous radiofrequency tissue ablation: optimization of pulsed-radiofrequency technique to increase coagulation necrosis. *Journal of vascular and interventional radiology*. Society of Cardiovascular and Interventional Radiology, 1999, vol. 10. s. 907-916
25. GOLDBERG, SN. AHMED, M. GAZELLE. et al. Radio-Frequency Thermal Ablation with NaCl Solution Injection: Effect of Electrical Conductivity on Tissue Heating and Coagulation-Phantom and Porcine Liver Study. *Radiology*. Radiological Society of North America, 2001. vol. 219. s 157-165.
26. LIVERAGHI, T. GOLDBERG, SN. MONTI, F. et al. Saline-enhanced radio-frequency tissue ablation in the treatment of liver metastases. *Radiology*. Radiological Society of North America, 1997. vol. 202. s 205-210.
27. MONSKY, WL. KRUSKAL, JB. LUKYANOV, AN. et al. Radio-frequency ablation increases intratumoral liposomal Doxorubicin accumulation in a rat breast tumour model. *Radiology*. Radiological Society of North America, 2002. vol. 224. s 823-829.
28. D'IPPOLITO, G. AHMED, M. GIRNUN. et al. Percutaneous tumour ablation: Reduced tumor growth combined radio-frequency ablation and liposomal Doxorubicin in a rat breast tumor model. *Radiology*. Radiological Society of North America, 2003. vol. 228. s 112-118.

13. SEZNAM ZKRATEK

CT	počítačová tomografie (computer tomography)
MR	magnetická rezonance
RFA	radiofrekvenční ablace
RF	radiofrekvenční
USG	ultrasonografie

14. PŘÍLOHY

14.1 Příloha 1 – Tabulka výrobců a přehled základních vlastností jejich přístrojů

Výrobce	Celon AG <small>medical instruments</small>	tyco <small>Healthcare</small> RADIONICS	RITA Medical Systems	Hoston Scientific	INTEGRA <small>medtronic</small>
Kontrolní jednotka	CelonLab POWER + CelonAquaflow III	CoolTip™ RF System	Rita Model 1500 RF-Generator	RF-3000 Radiofrequency Ablation System	ELEKTROTRON® 106HHT®
Maximální výkon	250 W / 60 Ω	200 W / 50 Ω	250 W / 25-60 Ω	200 W / 25-100 Ω	60 W / 250 Ω
Systém zapojení	bipolární / multipolární	monopolární	monopolární	monopolární	monopolární
Frekvence	470 kHz	480 kHz	460 kHz	461 kHz	375 kHz
Monitorování	Efektivní výkon, energie, čas, aktivní pár elektrod	Impedance, proud, efektivní výkon, teplota chladič kapaliny, čas	9x teplota, impedance, efektivní výkon, čas	impedance, efektivní výkon, čas	impedance, efektivní výkon, čas
Hraniční impedance	<15 Ω >900 Ω	<25 Ω >1000 Ω	<10 Ω >999 Ω (500 Ω na začátku)	<15 Ω >999 Ω	výrobce neudává
Průtok chladičoho rozt.	3x30 ml/min	> 80ml/min	0.1-0.2 ml/min (pouze XLI elektroda)	není k dispozici	0.1-3 ml/min
Elektrody	CelonPro Surge®	CoolTip™ RF electrode	RITA StarBurst™	Le Veem™ Needle Electrode	Perfusion Electrode
Typ elektrod	1 bipolární sonda v bipolárním režimu 2-3 sondy v multipolárním režimu	monopolární jehlová sonda cluster sonda	monopolární rozvinutelná sonda deštníkovitého typu XLI infuzní sonda	monopolární rozvinutelná sonda deštníkovitého typu	monopolární infuzní jehlová sonda
Průměr elektrody	1.88 mm	1.5 mm	XL, XLI, SDE : 21 mm Flex : 2,4 mm	2.2 mm	EZ 700 – EZ 702: 1.2 mm EZ 703, EZ 704 : 2.0 mm
Délka pracovní části elektrody	XXX-T20: 20 mm XXX-T30: 30 mm XXX-T40: 40 mm	10 / 20 / 30 mm (jehlová s.) 25 mm (cluster s.)	XLI Flex: Ø 20-30 mm XLI Ø 20-70 mm SDE: Ø 20 mm		EZ 700 – EZ 702: 10, 15, 25 mm EZ 703, EZ 704 : 15, 25 mm
Velikost vytvořené léze (in vivo)	63 cm³	29 cm³	39 cm³	42 cm³	37 cm³