



# Možnosti využití radiofrekvenčního záření do 800 MHz v terapii a diagnostice

## Bakalářská práce

*Studijní program:*

B3944 Biomedicínská technika

*Studijní obor:*

Biomedicínská technika

*Autor práce:*

**Son Hoang Anh**

*Vedoucí práce:*

prof. Ing. Aleš Richter, CSc.

Ústav mechatroniky a technické informatiky





# Possibilities of using radiofrequency up to 800 MHz in therapy and diagnostics

## Bachelor thesis

*Study programme:*

B3944 Biomedical Technology

*Study branch:*

Biomedical Technology

*Author:*

**Son Hoang Anh**

*Supervisor:*

prof. Ing. Aleš Richter, CSc.

Institute of Mechatronics and Computer  
Engineering





## Zadání bakalářské práce

# Možnosti využití radiofrekvenčního záření do 800 MHz v terapii a diagnostice

<i>Jméno a příjmení:</i>	<b>Son Hoang Anh</b>
<i>Osobní číslo:</i>	D17000140
<i>Studijní program:</i>	B3944 Biomedicínská technika
<i>Studijní obor:</i>	Biomedicínská technika <i>Zadávací</i>
<i>katedra:</i>	Fakulta zdravotnických studií
<i>Akademický rok:</i>	<b>2018/2019</b>

## **Zásady pro vypracování:**

Bakalářská práce je rozdělena do dvou částí. První část, teoretická vysvětluje podstatu RF záření a jeho stávající využití v lékařství, v terapii a diagnostice. Dále bude uveden rozbor jeho vlivu na člověka a živé organismy. Tyto vlivy budou hodnoceny z pohledu účinnosti a zejména bezpečnosti. Druhá část bude praktická, která se bude skládat z přehledu technických parametrů přístrojů používaných v lékařství, technických postupů a popisů a teoretického odvození jednotlivých modelových příkladů. Teoretické předpoklady budou využity při simulacích. Pro simulace budou použity elektrické parametry tkání z vědecké databáze Foundation for Research on Information Technologies in Society (IT<sup>2</sup>IS) Zurich<sup>43</sup>. Výstupem práce bude porovnání výhod, nevýhod a zejména rizik jednotlivých radiofrekvenčních metod diagnostiky a terapie.

Teoretická východiska (včetně výstupu z kvalifikační práce):

Radiofrekvenční ablace (RF) je široce používaný, minimálně invazivní postup pro léčbu křečových žil, srdeční arytmie a nádorových onemocnění. Tato metoda využívá střídavý proud k ohřevu nádorových tkání až do vysokých teplot. Důsledkem je koagulační nekróza a úplná destrukce poškozené tkáně v dané vzdálenosti od příslušné elektrody.

Výzkumné předpoklady / výzkumné otázky:

- V1. Podstata radiofrekvenčního záření a jeho využití v terapii a diagnostice.
- V2. Zhodnocení účinnosti a bezpečnosti radiofrekvenční techniky ve vztahu k člověku a živým organismům.
- V3. Přehled elektromagnetických vlastností lidské tkáně v dané frekvenční oblasti.
- V4. Simulace technických výpočtů související s ohřevem tkání.
- V5. Porovnání výhod, nevýhod a zejména rizik jednotlivých radiofrekvenčních metod diagnostiky a terapie.

Metoda: Kvantitativní, teoretické modelování

Technika práce, vyhodnocení dat: Rešerše, teoretické výpočty, simulace.

Místo a čas realizace výzkumu: V prostorách technické univerzity v Liberci.

Vzorek: Budou použity výsledky klinických výzkumů uvedených ve světových databázích.

***Rozsah grafických prací:***

*Rozsah pracovní zprávy:*

*Forma zpracování práce:*

*Jazyk práce:*

50 – 70

tištěná/elektronická

Čeština



## Seznam odborné literatury:

- MAYER, Daniel. Aplikovaný elektromagnetismus: Úvod do makroskopické teorie elektromagnetického pole pro elektrotechnické inženýry. 2. vyd. České Budějovice: Kopp, 2012. ISBN 978-80-7232-436-1.
- PÁČ, Libor. Anatomie člověka. 1. vyd. Brno: Masarykova univerzita, 2010. ISBN 978-80-210-4291-9.
- SKALICKÝ, Tomáš a Vladislav TŘEŠKA. Radiofrekvenční ablace jaterních nádorů. Praha: Maxdorf, 2006. Jessenius. ISBN 80-7345-063-1.
- NAŇKA, Ondřej a Miloslava ELIŠKOVÁ. Přehled anatomie. 3., doplněné a přepracované vydání. Praha: Galén, 2015. ISBN 978-80-7492-206-0.
- WILHELM, Zdeněk. Stručný přehled fyziologie člověka pro bakalářské studijní programy. 4. vyd. Brno: Masarykova univerzita, 2010. ISBN 978-80-210-5283-3.
- ČIHÁK, Radomír. Anatomie 2. 3., upravené a doplněné vydání. Praha: Grada Publishing, 2013. ISBN 978-80-247-4788-0.
- HEŘMAN, Miroslav. Základy radiologie. V Olomouci: Univerzita Palackého, 2014. ISBN 978-80-244-2901-4.
- NEKULA, Josef. Klinická radiologie: V Ostravě: Ostravská univerzita v Ostravě, 2014. ISBN 978-80-7464-564-8.
- VOMÁČKA, Jaroslav, Josef NEKULA a Jiří KOZÁK. Zobrazovací metody pro radiologické asistenty. V Olomouci: Univerzita Palackého, 2012. ISBN 978-802-4431-260.
- LIANG Ping, YU Xiao-ling, YU Jie. Microwave Ablation Treatment of Solid Tumors. Springer, 2014. ISBN 978-94-017-9315-5.
- HRAZDIRA, Ivo a Vojtěch MORNSTEIN. Lékařská biofyzika a přístrojová technika. Brno: Neptun, 2004. ISBN 80-902896-1-4.
- STAFFA, Erik. Měření parametrů magnetického pole vyzařovaného zdravotnickými přístroji. Brno, 2010. Diplomová práce. Masarykova univerzita.
- GABRHELÍK, T.: Pulzní radiofrekvenční terapie radikální bolesti [online]. [cit. 6. 11. 2017]. Dostupné zde: [http://www.prolekare.cz/pdf?ida=nn\\_07\\_05\\_09.pdf](http://www.prolekare.cz/pdf?ida=nn_07_05_09.pdf)
- GABRHELÍK, T.: Radiofrekvenční léčba bolesti [online]. [cit. 6. 11. 2017]. Dostupné zde: <http://g6.iscontent.cz/Public/Csarim2009/%20PDF%20prezentace/CSARIM2009-Gabrhelik.pdf>

*Vedoucí práce:*

prof. Ing. Aleš Richter, CSc.  
Ústav mechatroniky a technické informatiky

*Datum zadání práce:*

1. září 2018

*Předpokládaný termín odevzdání:*

30. června 2019

L.S.

prof. MUDr. Karel Cvachovec, CSc., MBA  
děkan

V Liberci dne 16. října 2018

# Prohlášení

Prohlašuji, že svou bakalářskou práci jsem vypracoval samostatně jako původní dílo s použitím uvedené literatury a na základě konzultací s vedoucím mé bakalářské práce a konzultantem.

Jsem si vědom toho, že na mou bakalářskou práci se plně vztahuje zákon č. 121/2000 Sb., o právu autorském, zejména § 60 – školní dílo.

Beru na vědomí, že Technická univerzita v Liberci nezasahuje do mých autorských práv užitím mé bakalářské práce pro vnitřní potřebu Technické univerzity v Liberci.

Užiji-li bakalářskou práci nebo poskytnu-li licenci k jejímu využití, jsem si vědom povinnosti informovat o této skutečnosti Technickou univerzitu v Liberci; v tomto případě má Technická univerzita v Liberci právo ode mne požadovat úhradu nákladů, které vynaložila na vytvoření díla, až do jejich skutečné výše.

Současně čestně prohlašuji, že text elektronické podoby práce vložený do IS/STAG se shoduje s textem tištěné podoby práce.

Beru na vědomí, že má bakalářská práce bude zveřejněna Technickou univerzitou v Liberci v souladu s § 47b zákona č. 111/1998 Sb., o vysokých školách a o změně a doplnění dalších zákonů (zákon o vysokých školách), ve znění pozdějších předpisů.

Jsem si vědom následků, které podle zákona o vysokých školách mohou vyplývat z porušení tohoto prohlášení.

8.července 2020

Son Hoang Anh

## **Anotace**

Tato bakalářská práce pojednává o možnostech využití radiofrekvenčního záření do 800 MHz v terapii a diagnostice. Teoretická část je zaměřena na zhodnocení účinnosti a bezpečnosti radiofrekvenční techniky a na posouzení výhod a nevýhod různých radiofrekvenčních metod užívaných v terapii a diagnostice. V kapitole je podán jak obecný úvod o radiofrekvenčním záření z hlediska lékařství, tak především obecný technický úvod z hlediska využití technologie, technických postupů a popisů a dále také vzorců a rovnic. V praktické části se práce zabývá porovnáním dielektrických vlastností jednotlivých tkání a experimentálním hodnocením vlivů RF záření.

**Klíčová slova:** Dielektrické vlastnosti, elektrická vodivost, elektrody, radiofrekvenční ablace, radiofrekvenční technika, radiofrekvenční záření, RF léze, termokoagulace



## **Annotation**

This Bachelor thesis discusses the possibilities of using radiofrequency radiation up to 800 MHz in therapy and diagnostics. The theoretical part is focused on evaluating the effectiveness and safety of radiofrequency techniques and assessing the advantage and disadvantage of the various radiofrequency methods used in therapy and diagnostics. The chapter describes both a general introduction on radiofrequency radiation in terms of medicine and, above all, a general technical introduction in terms of the use of technology, technical procedures and descriptions, as well as patterns and equations. In the practical part, the work will look at comparing the dielectric properties of individual tissues and experimental evaluation of RF radiation effects.

**Keywords:** Dielectric properties, electric conductivity, electrodes, electromagnetic radiation, radiofrequency ablation, radiofrequency techniques, RF lesion, thermocoagulation

## **Poděkování**

Rád bych touto cestou vyjádřil poděkování prof. Ing. Aleši Richterovi, CSc., za jeho cenné rady a trpělivost při vedení mé bakalářské práce. Rovněž bych chtěl poděkovat svým rodičům za podporu během celé doby mého studia.

# Obsah

## Seznam použitých symbolů

## Seznam použitých zkratk

<b>1</b>	<b>Úvod.....</b>	<b>1</b>
<b>2</b>	<b>Teoretická část.....</b>	<b>2</b>
2.1	Představení radiofrekvenčního záření .....	2
2.2	Vliv a bezpečnost radiofrekvenčního záření na lidský organismus .....	5
<b>3</b>	<b>Radiofrekvenční techniky a jejich využití v terapii a diagnostice .....</b>	<b>7</b>
3.1	Radiofrekvenční ablace.....	7
3.1.1	O ablaci při srdeční arytmií .....	7
3.1.2	Generátor RF energie.....	10
3.1.3	Využívané druhy katétrů .....	11
3.2	Léčba jaterních nádorů.....	13
3.2.1	O ablaci při léčbě jaterních nádorů .....	13
3.2.2	Využívané druhy sond a RF generátorů .....	15
3.3	Léčba křečových žil.....	17
3.3.1	Využívané druhy katétrů při léčbě varixů.....	19
3.4	Další využití RF.....	20
<b>4</b>	<b>Technicko-teoretický úvod do RF.....</b>	<b>21</b>
4.1	Obecný úvod do užití radiofrekvenční ablace.....	21
4.1.1	Příklady praktického využití RF ablace v České republice.....	22
4.1.2	Výhody a nevýhody radiofrekvenční ablace.....	22
4.2	Technicko-teoretický postup RF ablace .....	23
4.2.1	Základní teoretické výpočty a vzorce užívané v RF ablaci.....	24
4.3	Principy přenosu tepla a RF ohřevu tkání.....	26
4.3.1	Elektrické vlastnosti RF ablace, elektrická implementace RF ablace.....	27
4.4	Elektrická vodivost tkání.....	28
4.4.1	Omezení RF ablace při léčbě tumoru jater .....	29
4.4.2	Nekróza tkání z technického hlediska RF ablace a užití sondy.....	29
4.5	Bezpečnost RF ablace .....	30
<b>5</b>	<b>Praktická část .....</b>	<b>31</b>
5.1	Citlivost tkání a orgánů na elektrický proud a teplo (dielektrické vlastnosti tkání) .....	31
5.2	Experimentální hodnocení vlivů RF záření .....	36
5.2.1	Průběh experimentu .....	37
5.2.2	Výzkumné metody.....	38
5.2.3	Výsledky .....	39

5.2.4	Diskuze .....	43
<b>6</b>	<b>Závěr .....</b>	<b>46</b>
	<b>Seznam použité literatury a dalších zdrojů .....</b>	<b>47</b>
	<b>Seznam tabulek, grafů a obrázků .....</b>	<b>53</b>

## Seznam použitých symbolů

Symbol	Jednotka	Význam symbolu a jednotky
U	[V]	Elektrické napětí [volt]
I	[A]	Elektrický proud [ampér]
J	[A/mm <sup>2</sup> ]	Proudová hustota [ampér/milimetr čtvereční]
Q	[J]	Jouleovo teplo [joule]
<b>B</b>	[T]	Magnetická indukce [tesla]
<b>D</b>	[C/m <sup>2</sup> ]	Vektor elektrické indukce [coulomb na metr čtvereční]
<b>E</b>	[V/m]	Elektrická intenzita [volt/metr]
<b>H</b>	[A/m]	Magnetická intenzita
q	[W/m <sup>2</sup> ]	Hustota tepelného toku [watt/metr čtvereční]
$\lambda$	[m]	Vlnová délka [metr]
$\sigma$	[S/m]	Měrná elektrická vodivost [siemens/metr]
$\varepsilon$	[F/m]	Permitivita [farad/metr]
$\mu$	[H/m]	Permeabilita [henry/metr]
t	[s]	Čas [sekunda]
f	[Hz]	Frekvence [hertz]
°C		Celsiův stupeň
K		Kelvin
%		Procento

## Seznam použitých zkratek

CaP	Carcinoma pankreas (Karcinoma pankreatu)
CCC	Cholangiocarcinoma (Cholangiocelulární karcinom)
CT	Computed Tomography (Počítačová tomografie)
DIP	Disposable Indifferent Patch
EMR	Electromagnetic radiation (Elektromagnetické záření)
HCC	Hepatocellular carcinoma (Hepatocelulární karcinom)
IARC	International Agency for Research on Cancer (Mezinárodní agentura pro výzkum rakoviny)
CRCa	Colorectal carcinoma (Kolorektální karcinom)
MRI	Magnetic resonance imaging (Magnetická rezonance)
RF	Radio frequency (Radiofrekvenční záření)
RFA	Radiofrequency ablation (Radiofrekvenční ablace)
RFITT	Bipolar radiofrequency-induced thermotherapy
RTG	Radioisotope thermoelectric generator (Rentgen)
SAR	Specific Absorption Rate (Specifická jednotka absorpce)
WHO	World Health Organization (Světové zdravotnické organizace)

# 1 Úvod

Tato práce se zabývá možností využití radiofrekvenčního záření do 800 MHz v terapii a diagnostice. Základy radiofrekvenčního záření jsou spojeny s elektromagnetickou energií. Elektromagnetickou energii člověk využívá v řadě oborů, například v oblastech výroby, zemědělství či dopravy. Se vzrůstajícím vývojem lékařských výzkumů se používání radiofrekvenčního záření do 800 MHz začalo stále častěji uplatňovat i na bázi diagnostické a terapeutické. Jaké jsou však dopady radiofrekvenčního záření na lidské zdraví a lze je využít pozitivně? Řada lidí se naopak obává zdravotních rizik souvisejících s využíváním vymožitků moderní doby, jako jsou mikrovlnky či mobilní telefony. Mnohdy je slyšet, že tyto přístroje jsou spojeny s rakovinou. Mikrovlny jsou často označovány jako nebezpečné zdroje radiofrekvenčního záření. V této souvislosti je nutné si uvědomit, že radiofrekvenční záření má, a to nejen vůči lidskému tělu, schopnost vytvářet teplo, stejně tak v mikrovlnné troubě dokáže ohřát jídlo. Potencionální nebezpečnost tohoto druhu záření souvisí zejména s délkou a intenzitou expozice, po kterou je mu člověk vystaven, jinak by nebylo v zásadě možné, aby se radiofrekvenční záření v oblasti medicíny používalo již několik desetiletí.

Aplikace radiofrekvenčního záření na člověka má za následek odumření tkáně, a právě pokud je zvoleno správné místo aplikace, intenzita a délka působení, může být toto záření i žádoucím. Lze hovořit zejména o tzv. radiofrekvenční ablacii, která představuje postup pro léčbu křečových žil, onemocnění jater, kostí, ledvin či nádorů. Jedná se o minimálně invazivní metodu, kdy se využívá sondy (elektrody), která je umístěna přímo do poškozené tkáně a pomocí střídavého proudu je zničena lidská tkáň, která je nežádoucí (např. nádor). Rozpad nežádoucí tkáně probíhá na bázi jejího zahřátí na vysoké teploty. Výsledek představuje koagulační nekróza, kdy dochází k rozpadu tkáně v příslušné lokalitě.

## 2 Teoretická část

Tato část práce je stručným úvodem k problematice radiofrekvenčního záření a současně upozorní na jeho vliv a pravidla bezpečnosti při jeho použití.

### 2.1 Představení radiofrekvenčního záření

Radiofrekvenční záření (RF) má přímou souvislost s elektromagnetickým zářením (EMR). EMR se dá považovat za základní formu energie, která představuje příčné postupné vlnění elektromagnetického pole. Kterýkoliv elektrický náboj, který se pohybuje s nenulovým zrychlením, vyzařuje EMR, které se šíří rychlostí asi 300 000 km za sekundu. Toto záření je složeno z dvou složek – elektrické a magnetické energie, které tvoří neoddělitelnou součást. Na jeho ideálním zobrazení můžeme na vodorovné ose sledovat jeho magnetickou složku a na svislé ose elektrickou složku. Vlastnosti tohoto záření se mění na základě změny vlnové délky ( $\lambda$ ), resp. kmitočtu (Hz).<sup>1</sup> Na rozdíl od ionizujícího záření (např. RTG nebo gama záření), které má vliv na chemické složení buněk a mění jejich genetický kód, je radiofrekvenční záření neionizující. RF energie tedy není dostatečně silná pro ionizaci atomů a molekul v buňkách nebo ke změně jejich genetické výbavy. Využití RF energie je bezpečnější než mnoho jiných terapií, protože je energie absorbována živou tkání jako prosté teplo. Bez ohledu na zdroj tepla buňky umírají, když dosáhnou určité teploty.<sup>2</sup>

EMR lze charakterizovat podle následujících parametrů:

- vlnová délka – jednotkou je metr (m), nejčastěji se udává ve zlomcích metru, v mikrometrech ( $\mu\text{m}$ ) a nanometrech (nm);
- energie – většinou se udává v joulech;
- výkon – udává se ve wattech (W) a představuje energii, která je vztažena na jednotku času;
- dávka – zpravidla se udává v  $\text{J}/\text{m}^2$  a představuje množství energie, které bylo dodáno na jednotku plochy;
- expozice – zpravidla se udává  $\text{W}/\text{cm}^2$  a představuje výkon dodaný na jednotku plochy;

---

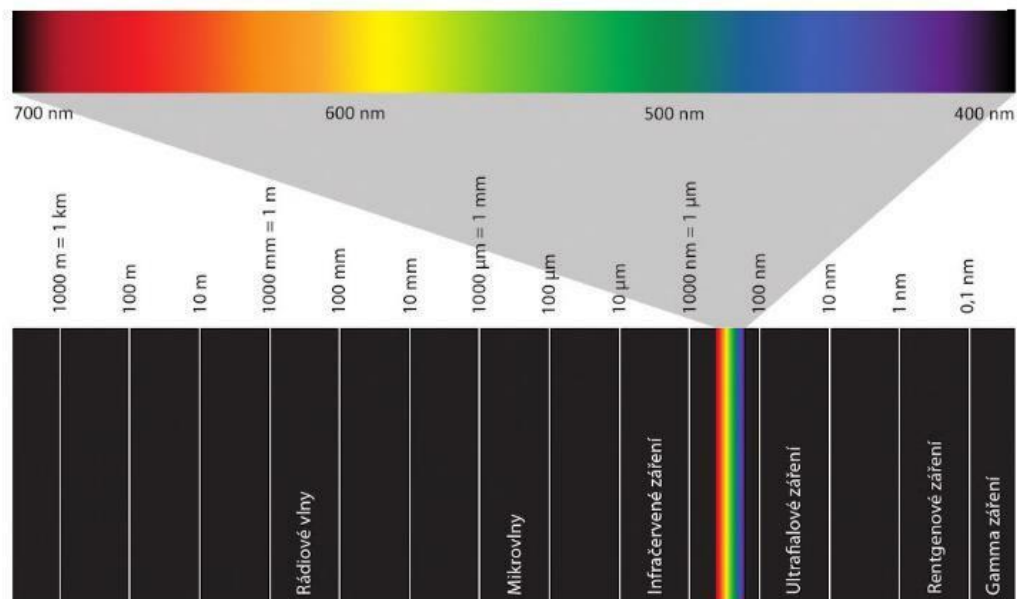
<sup>1</sup> DANNHOFEROVÁ, Jana. Velká kniha barev: kompletní průvodce pro grafiky, fotografy a designéry. Brno: Computer Press, 2012. ISBN 978-80-251-3785-7, s. 15

<sup>2</sup> A.OKHAI Timothy, J.SMITH Cedric. Principles and Application of RF System for Hyperthermia Therapy [online] 2013, [cit. 22.03.2017], Dostupné z: <https://www.intechopen.com/books/hyperthermia/principles-and-application-of-rf-system-for-hyperthermia-therapy>



- délka pulzu – představuje dobu, po kterou je subjekt vystaven záření;
- hustota dodané energie – je dána expozicí a dobou působení záření.

Stejně tak je možné členit EMR podle různých kritérií, nejčastěji se z hlediska dělení přistupuje k členění podle vlnové délky, frekvence, účinku či zdrojů záření. Z hlediska vlnové délky (podle vlnových délek při šíření ve vakuu) lze hovořit o tzv. spektru elektromagnetického záření. V tomto spektru lze rozlišit různé druhy elektromagnetického záření, jako jsou radiové vlny, mikrovlny, infračervené nebo ultrazvukové záření, dále i rentgenové záření a gama záření. Spektrum ilustruje obrázek 1.



Obrázek 1 Elektromagnetické spektrum<sup>3</sup>

Jak je z daného obrázku patrné, v rámci vlnové délky elektromagnetického spektra lze rozdělit EMR na následující typy záření:

- radiové vlny ( $\lambda = 10^3 - 10^{-1}$ , m  $\rightarrow$  1 km – 1 dm);
- mikrovlny ( $\lambda = 10^{-1} - 10^{-4}$ , m  $\rightarrow$  1 dm – 0,1 mm);
- infračervené záření ( $\lambda = 10^{-4} - 7,6 \times 10^{-7}$ , m  $\rightarrow$  0,1 mm – 760 nm);
- viditelné světlo ( $\lambda = 7,6 \times 10^{-7} - 3,9 \times 10^{-7}$ , m  $\rightarrow$  760 nm – 390 nm);
- ultrafialové záření ( $\lambda = 3,9 \times 10^{-7} - 10^{-8}$ , m  $\rightarrow$  390 nm – 10 nm);

<sup>3</sup> DANNHOFFEROVÁ, Jana. Velká kniha barev: kompletní průvodce pro grafiky, fotografy a designéry. Brno: Computer Press, 2012. ISBN 978-80-251-3785-7, s. 15

- rentgenové záření ( $\lambda = 10^{-8} - 10^{-12}$ , m  $\rightarrow$  10 nm – 1 pm);
- záření - gama ( $\lambda = < 10^{-12}$ , m  $\rightarrow$  < 1 pm).

Stejně tak je možné říci, že z hlediska členění podle frekvence (Hz) je dělení následující:

- Ionizující záření >1,7 PHz; Optické záření;
- 300 GHz – 1,7 PHz; Radiofrekvenční záření;
- 100 kHz – 300 GHz; Nízkofrekvenční pole;
- 100 kHz; Statické pole: 0 (<1) Hz.

Další velmi známé dělení představuje rozdělení podle schopnosti ionizace. Na tomto základě lze rozeznat neionizující záření a ionizující záření. Za ionizující záření se považuje takové, které je schopno ionizovat atomy a molekuly prostředí. Daná záření nejsou lidskými smysly postřehnutelná. K tomuto druhu záření řadíme gama záření, záření alfa a záření beta, rentgenové záření. Neionizující záření jsou obecně specifikována jako záření s relativně vyšším kmitočtem, jako je radiofrekvenční záření (RF), ultrafialové záření nebo infračervené záření.<sup>4</sup>

EMR vlny všech frekvencí vysílají energii. Podle kvantové mechaniky mohou být charakterizovány jako fotony. Energie fotonu je dána následovně:<sup>5</sup>

$$E = h \cdot f \quad [J] \quad (1)$$

kde E je energie, h je Planckova konstanta ( $6,63 \times 10^{-34}$  Joulů za sekundu) a f je frekvence.

Jak je z daného patrné, představuje RF neionizační druh záření pokrývající frekvenční rozsah do 300 GHz a vlnovou délku nad  $10^{-3}$  m. RF je charakterizováno vlnovou délkou a frekvencí. Vlnová délka představuje vzdálenost, kterou urazí elektromagnetické vlny v rámci jednoho cyklu, přičemž frekvence je počet elektromagnetických vln procházejících daným bodem za jednu sekundu. Frekvence RF se obvykle vyjadřuje v hertzech (Hz).

RF se využívá v různých odvětvích, nejvýznamnější je pravděpodobně příjem radarových systémů. RF jsou součástí rozhlasového a televizního vysílání, přenosu mobilních telefonů, rádiové komunikace pro policejní a hasičské sbory, amatérského rádia, mikrovlnné trouby.

<sup>4</sup> TUČEK, Milan, Miroslav CIKRT a Daniela PELCLOVÁ. Pracovní lékařství pro praxi: příručka s doporučenými standardy. Praha: Grada, 2005. ISBN 80-247-0927-9, s. 170

<sup>5</sup> ELDER, Joe A. a Daniel F. CAHILL. Biological effects of radiofrequency radiation. Research Triangle Park, N. C.: Health Effects Research Laboratory, Office of Research and Development, U.S. Environmental Protection Agency, 1984, s. 3-1

Stejně tak se RF využívá ve formě vyzařování vln nebo elektrického proudu pro lékařské účely, a to od období druhé světové války.<sup>6</sup>

RF v dnešní době představuje primární technologii pro celou řadu medicínských přístrojů. Přestože aplikace RF či design přístrojů využívajících RF je jiný, primární princip účinku RF v oblasti tkání je neměnný.<sup>7</sup>

V tomto ohledu lze RF pro jeho tepelné účinky řadit mezi metody, které jsou vhodné k prohřívání organismu. Jde v podstatě o to, aby se dosáhlo tepelného účinku vyvolaného vysokou frekvencí. RF lze vytvořit při průchodu částic v uzavřeném okruhu. Volné prostředí lidského organismu obsahuje ionty, vzhledem k tomu se toto prostředí chová jako elektrolyt.<sup>8</sup> V RF rozsahu o frekvenci 100 kHz až 1MHz dochází v lidském organismu k disperzi, která se projevuje polarizací buněčných membrán.<sup>9</sup> Principiálně vychází RF z rychlé změny polarity elektrod přístroje vyvolávajících pohyb nabitých částic tkáně, přičemž dochází ke vzniku třecího tepla. Toto teplo je závislé na množství RF proudu, charakteru elektrod a odporu tkáně organismu.<sup>10</sup>

## 2.2 Vliv a bezpečnost radiofrekvenčního záření na lidský organismus

O možnosti ovlivnění lidského zdraví RF se především v negativním smyslu začalo uvažovat zejména s nárůstem mobilních zařízení v posledních dvaceti letech. Zatímco většina rádiové technologie v předchozím období využívala analogové signály, moderní bezdrátová telekomunikační síť začala používat vysílání digitální, což vzbudilo paniku související se škodlivostí RF záření.

---

<sup>6</sup> SUNG, Ruey J. and Michael R. LAUER. Fundamental approaches to the management of cardiacarrhythmias. Springer, 2000, ISBN 978-0-7923-6559-4, s. 153

<sup>7</sup> IHNÁT, Peter. Základní chirurgické techniky a dovednosti. Praha: Grada Publishing, 2017. ISBN 978-80-271-0334-8, s. 114

<sup>8</sup> ŠPIČÁK, Julius a Ondřej URBAN. Novinky v digestivní endoskopii. Praha: Grada Publishing, 2015. ISBN 978-80-247-5283-9, s. 49

<sup>9</sup> PENHAKER, Marek. Lékařské diagnostické přístroje: učební texty. Ostrava: VŠB - Technická univerzita Ostrava, 2004. ISBN 8024807513, s. 38

<sup>10</sup> GOLD MH and MP GOLDMAN. Treatment of Wrinkles and Elastosis Using Vacuum-Assisted Bipolar Radiofrequency Heating of the Dermis. Dermatol Surg. 2007, s. 900–907. [online] [cit. 20.03.2017]. Dostupné z: <http://onlinelibrary.wiley.com/doi/10.1111/j.15244725.2007.33064.x/abstract;jsessionid=CB0FD54677F2B96C0681BF3320EFB738.f03t02>

Šetření účinků RF záření na buněčné systémy člověka je vedeno především snahou o objasnění interakce biochemických mechanismů, makroskopického biologického systému a záření.<sup>11</sup>

Obecně se předpokládalo, že energetická hladina RF záření je příliš nízká, aby zařízení jako mobilní telefony, mikrovlnky, televize a počítače mohla mít vliv na lidský organismus. Mnoho lidí však stále zajímalo, jestli vystavení se RF s ohledem na mobilní telefony může způsobovat rakovinu. Mezinárodní agentura pro výzkum rakoviny (IARC), která spadá pod Světovou zdravotnickou organizaci (WHO), začala vytvářet, vyhodnocovat a publikovat vědecké studie na dané téma. V zásadě objevily z desítek studií některé možné souvislosti mezi radiovými vlnami a rakovinou. Jedná se o to, že síla RF záření je největší u zdroje, a rychle se zmenšuje se vzdáleností, přičemž mobilní telefony jsou užívány u hlavy. Vzhledem k tomu je možné dát do souvislosti rakovinu mozku s RF zářením. Ve studii bylo pozorováno, že za určitých okolností přispívají RF vlny k růstu nádorů. V souhrnu bylo však konstatováno, že se nepotvrdilo spojení mezi používáním mobilních telefonů a rozvojem nádoru. Přesto tyto závěry s ohledem na časovou osu, kdy se následky mohou projevit v budoucnu, nebyly akceptovány. V důsledku toho IARC uvádí, že RF záření z bezdrátových sítí může mít na člověka karcinogenní účinky.<sup>12</sup>

Je zjevné, že RF záření a jeho rizikovost pro lidské zdraví existuje, a to i vzhledem k množství pravidel souvisejících s ochranou zdraví, která je třeba dodržovat v souvislosti s různými druhy ERM. Např. u RF s frekvencí vyšší než 100 kHz může dojít k popálení kůže či přehřátí části těla.

---

<sup>11</sup> ELDER, Joe A. a Daniel F. CAHILL. Biological effects of radiofrequency radiation. Research Triangle Park, N. C.: Health Effects Research Laboratory, Office of Research and Development, U.S. Environmental Protection Agency, 1984, s. 5–1

<sup>12</sup> Do cell phones cause any other health problems? © 2017 American Cancer Society [online] 2017 [cit.15.03.2017]. Dostupné z: <https://www.cancer.org/cancer/cancer-causes/radiation-exposure/cellular-phones.html>

## 3 Radiofrekvenční techniky a jejich využití v terapii a diagnostice

Tato část práce se zaměřuje na radiofrekvenční techniky v terapii a diagnostice. Zejména se soustředíme na radiofrekvenční ablaci, která dokáže pomoci při různých druzích onemocnění člověka.

### 3.1 Radiofrekvenční ablace

Radiofrekvenční ablace (RFA) se dá charakterizovat jako metoda využívající teplo, které produkuje RF, za účelem zničení tkáně.<sup>13</sup> K ablaci se udává teplota o rozmezí 50 až zhruba 105 °C, a to v závislosti na typu přístroje. Vyšší teploty se nedoporučují, neboť dochází ke karbonizaci či vaporizaci tkáně extrémně navyšující tkáňový odpor, což účinky ablace snižuje. Principiálně vychází radiofrekvenční ablace ze vztahu mezi impedancí, elektrickou energií a elektrickým proudem, který osciluje v rozsahu 200 až do max. 1200 kHz. Výrobci RF přístrojů uvádějí, že lze za optimálních podmínek sezení snést plochu o velikosti až 5 cm.<sup>14</sup>

Pro radiofrekvenční ablaci se v medicíně využívají:<sup>14</sup>

- aktivní elektrody (cluster, chlazená elektroda, bipolární elektroda, samoexpandibilní elektroda s háčky apod.);
- přístroje mající pulzní generátor s algoritmem RFA.

Za výhody radiofrekvenční ablace lze považovat vysokou efektivitu, v porovnání s jinými metodami s nízkou invazivitou, minimální rizikovost a komplikace a možnost opakování.<sup>14</sup>

#### 3.1.1 O ablaci při srdeční arytmii

RFA se v posledních letech často využívá při srdečních onemocněních, zvláště pak u různých forem srdeční arytmie, tedy poruch srdečního rytmu. Ablace se provádí na principu koagulace

---

<sup>13</sup> VELA, Marcelo F. Refluxní choroba jícnu - GERD. Praha: Grada, 2015. ISBN 978-80-247-4063-8, s. 231

<sup>14</sup> VÁLEK, Vlastimil, Zdeněk KALA a Igor KISS Invazivní lokální léčba metastáz kolorektálního karcinomu. Kolorektální karcinom, 2009, s. 60–62. [online] 2017 [cit. 15.03.2017]. Dostupné z: [https://www.mojemedicina.cz/files/leciva/jine-soubory/avastin/invazivni\\_likalni\\_lecba.pdf](https://www.mojemedicina.cz/files/leciva/jine-soubory/avastin/invazivni_likalni_lecba.pdf)

tkáně teplem pomocí tzv. katétrů. Katétr představuje nástroj, který se zavádí pro napíchnutí cév s cílem zničit tkáň, která je zodpovědná za srdeční onemocnění.<sup>15</sup>

Podstata katéetrové ablace pomocí RF spočívá v aplikaci střídavého nemodulovaného vysokofrekvenčního elektrického proudu na frekvenci 500–1 000 kHz. Energie prochází tělem mezi ablační elektrodou, která je nalepena na zádech pacienta, a katétrem.<sup>16</sup> Katétr jsou napojeny na generátor, který slouží jako zdroj RF. K poškození tkáně dochází při minimální teplotě zhruba 48 °C. K ohřevu tkáně dochází v bezprostřední blízkosti katétru, v rozsahu 1–3 mm.<sup>17</sup>

Katétr se zavádí v oblasti krku nebo třísel. Dané místo je znecitlivěno lokálními anestetiky. Poté se kůže v místě zavedení několik mm nařízne, následně je skrze cévu zavedena větší jehla. Dovnitř cévy se přes drátěný ohebný vodič zavádí plastická trubice. Skrze tuto trubici se následně zavádějí různé druhy katétrů. Jedná se o ohebné a dlouhé katétrů z plastu umožňující snímat elektrické signály. Obvykle se k vyšetření a katetrizační ablaci zavádí několik katétrů.<sup>18</sup>

V místě styku tkáně s hrotem katétru dochází v tenké vrstvě tkáně k účinkům RF a zároveň ke tvorbě odporového tepla šířícího se do okolních tkání.<sup>16</sup> Vedením tepla dochází sekundárně i k pasivnímu ohřevu tkáně v rozmezí časového posunu 5–20 sekund.<sup>17</sup>

Při teplotě okolo 50 °C dochází k poškození tkáně a vzniku koagulační nekrózy, která je podkladem pro radiofrekvenční ablační lézi. Takto vznikají dobře ohraničené nekrózy velikosti kolem 4 mm (s použitím standardního katétru). Zákrok umožňuje selektivní destrukci potřebné tkáně, riziko poškození okolních struktur se jeví jako minimální.<sup>16</sup> Ablací efekt je většinou trvalý. Kontrola úspěchu zákroku probíhá obvykle dvacet až třicet minut

---

<sup>15</sup> VÍTOVEC, Jiří a Jindřich ŠPINAR. Farmakoterapie kardiovaskulárních onemocnění. 2. přeprac. a dopl. vydání. Praha: Grada, 2004. ISBN 80-247-0866-3, s. 214

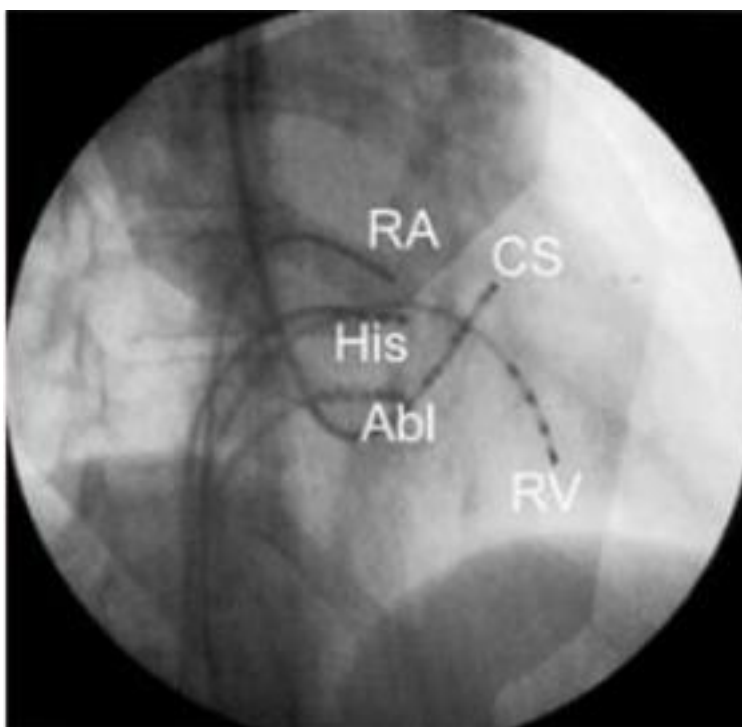
<sup>16</sup> STÁREK, Zdeněk, Martin EISENBERGER, Libor ZAORAL, Pavel LEINVEBER, Pavel a Miroslav NOVÁK. Radiofrekvenční katetrizační ablace supraventrikulárních tachyarytmií, historie a současnost. *Intervenční akutní kardiologie* [on-line]. 2006. roč. V, č. 3, s. 122-130. [cit. 22.03.2017]. ISSN 1803-5302. Dostupné z: <http://www.iakardiologie.cz/pdfs/kar/2006/03/06.pdf>

<sup>17</sup> EISENBERGER, Martin, Alan BULAVA a Martin FIALA. *Základy srdeční elektrofyziologie a katéetrových ablací*. Praha: Grada, 2012. ISBN 978-80-247-3677-8, s. 75

<sup>18</sup> IKEM. *Katetrizační ablace arytmií*. © IKEM 2006-2011[on-line].[cit. 22.03.2017]. Dostupné z: <http://www2.ikem.cz/www?docid=1004017>

po zákroku.<sup>20</sup> V závislosti na druhu arytmie dosahuje tato metoda v léčbě srdečních arytmií 70 % až 98 % dlouhodobé účinnosti.<sup>19</sup>

Technikou, která se při katetrizační ablacii rovněž objevuje a slouží k vizualizaci polohy katétru, je skiaskopie. V této souvislosti lze hovořit o možných nežádoucích účincích na lidský organismus, jelikož je tato metoda postavena na bázi zobrazení dynamického RTG obrazu. Celkové riziko malignity, které způsobuje záření při elektrofyzilogickém vyšetření s ablací, je odhadováno na cca 0,03 % po dobu jedné hodiny skiaskopie, na 1 milion novorozenců je riziko mutace v rozmezí 1–20 případů, opět po dobu hodinového vystavení záření. Proto je vhodné snížit radiační zátěž, která je potřebná při ablacii na minimum. Zobrazení katétru při výkonu ilustruje obrázek 2. Mezi komplikace lze řadit např. cévní komplikace, infekční komplikace, tromboembolické komplikace, případně další specifické komplikace jako atrioventrikulární blokády či srdeční perforace.<sup>21</sup>



Obrázek 2 Zobrazení katétrů v srdci při ablacii<sup>20</sup>

K minimalizaci rizik dochází i znalostí maximální teploty. Při dosažení teploty cca 100 °C vzniká přehřátí tkáně následované její explozí. Následující vznik krevní sraženiny způsobuje nárůst impedance, která omezuje zvětšování léze, náhle zde vzniká i riziko embolizace

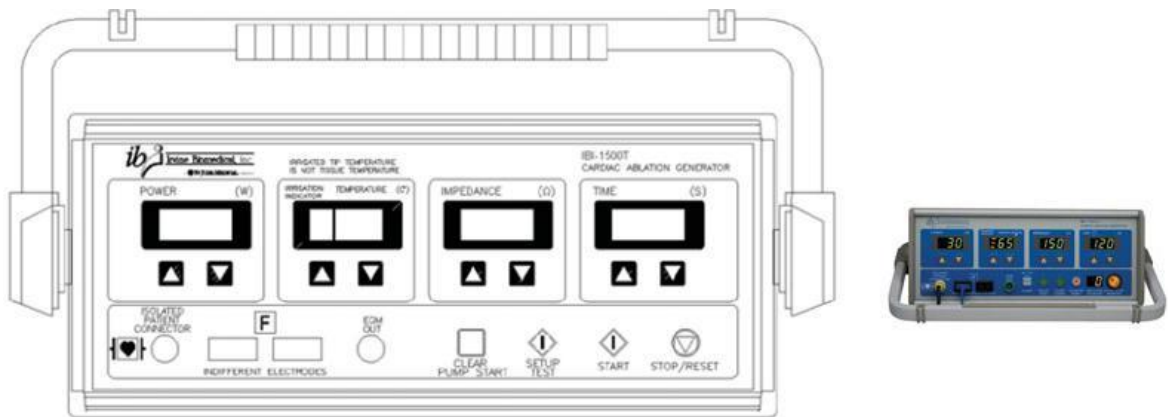
<sup>19</sup> ALDHOON, Bashar a Josef KAUTZNER .Komplikace katetrizační ablace srdečních arytmií. *Intervenční akutní kardiologie*. [on-line]. 2013. roč. XII, č. 3, s. 135-140. [cit. 22.03.2017]. ISSN 1803 5302. Dostupné z: <http://www.iakardiologie.cz/pdfs/kar/2013/03/07.pdf>

<sup>20</sup> IKEM, © IKEM 2006-2011 [on-line]

sraženiny nebo perforace srdeční stěny. Z tohoto hlediska je potřeba na hrotu katétru kontrolovat udržování nastavené teploty prostřednictvím monitorování teploty, která je v místě, kde se hrot katétru stýká s tkání.<sup>21</sup>

### 3.1.2 Generátor RF energie

Generátor RF energie vytváří spojitě nemodulované vlnění o frekvenci 460–485 kHz. Lze jej spojit s běžně dostupnými externími elektrodami typu DIP (Disposable Indifferent Patch). Generátor měří efektivní proud, efektivní napětí a zvolený výstupní výkon. Uživatel si může zvolit trvání a velikost dodávaného RF výkonu.<sup>22</sup> Generátor ilustruje obrázek 3.



Obrázek 3 Generátor RF energie<sup>23</sup>

Generátor RF energie má obvykle možnost pracovat ve dvou režimech, modu řízeném teplotou či modu řízeném výkonem. Při nastavení režimu řízeného teplotou (temperature control mode) dodává generátor automaticky výkon, aby nebyla překročena nastavená cílová teplota, zatímco při modu výkonem řízeného režimu (power control mode) dodává generátor nastavený výkon bez ohledu na teplotu elektrody, avšak maximální dovolená teplota existuje.<sup>24</sup> Režimy generátoru ilustruje obrázek 4.

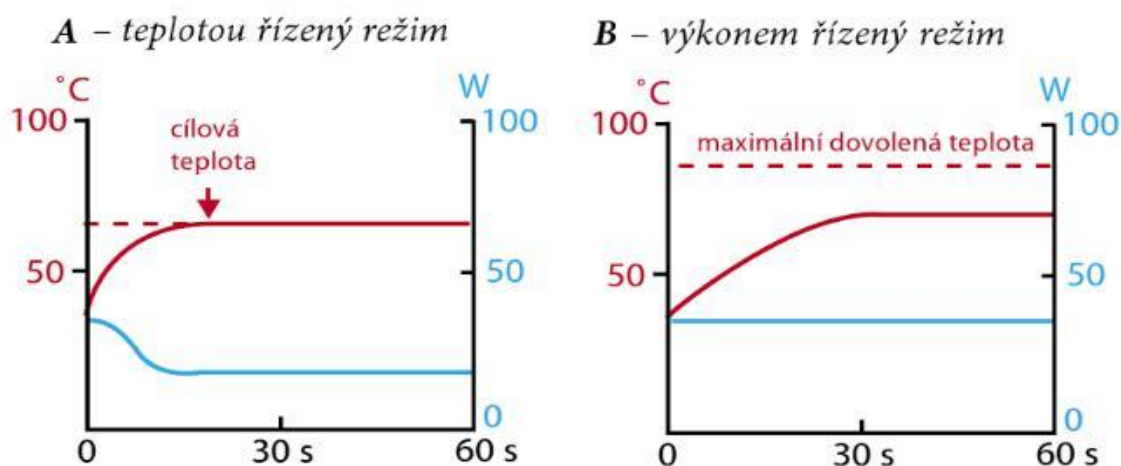
<sup>21</sup> STÁREK, Zdeněk, Martin EISENBERGER, Libor ZAORAL, Pavel LEINVEBER, Pavel a Miroslav NOVÁK. Radiofrekvenční katetrizační ablace supraventrikulárních tachyarytmií, historie a současnost. *Intervenční akutní kardiologie* [on-line]. 2006. roč. V, č. 3, s. 122-130. [cit. 22.03.2017]. ISSN 1803-5302. Dostupné z: <http://www.iakardiologie.cz/pdfs/kar/2006/03/06.pdf>

<sup>22</sup> Příručka k obsluze KARDIÁLNÍ ABLAČNÍ GENERÁTOR S REGULACÍ TEPLITY se 4 nezávislými a současně zobrazovanými kanály, (termočlánek) 1 kanál (termistor) Číslo modelu IBI-1500T11 Verze softwaru 3.0 [on-line]. [cit. 22.03.2017]. Dostupné z: <http://www.cardion.cz/file/850/manual-ibi1500t11.pdf>

<sup>23</sup> Cardion, © 2013 - 2017 CARDION s r.o. [on-line]

<sup>24</sup> EISENBERGER, Martin, Alan BULAVA a Martin FIALA. *Základy srdeční elektrofyziologie a katéetrových ablací*. Praha: Grada, 2012. ISBN 978-80-247-3677-8, s. 77





Obrázek 4 Rozdíl v nastavení generátoru při RFA<sup>25</sup>

### 3.1.3 Využívané druhy katétrů

Při srdeční arytmií se využívají v podstatě dva druhy katétrů, jednak se jedná o katétr diagnostické a dále o katétr pro samotnou ablací.

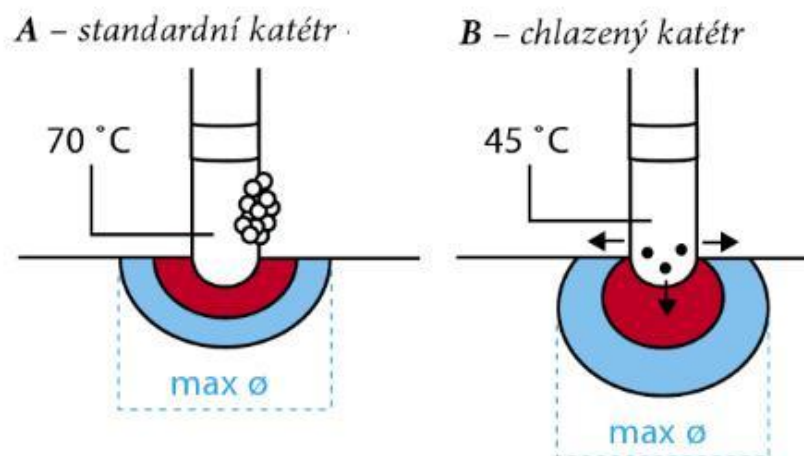
Ablační katétr lze rozdělit na následující druhy<sup>26</sup>:

- standardní ablační katétr;
- chlazené ablační katétr.

Po napojení na generátor dodávají standardní ablační katétr během ablace do tkáně RF energii. Hroty těchto nástrojů jsou vyráběny ze slitiny iridia a platiny, případně ze zlata (avšak ty vytvářejí větší ablační léze). Standardně se používají katétr s hrotem 4 mm, avšak lze využít i katétr s delším 8 mm hrotem. Zakřivení standardních katétrů je unidirekční, tedy jedním směrem, či bidirekční, tedy oběma směry.<sup>26</sup> Oba druhy katétrů, tedy jak standardní, tak chlazený, ilustruje obrázek 5.

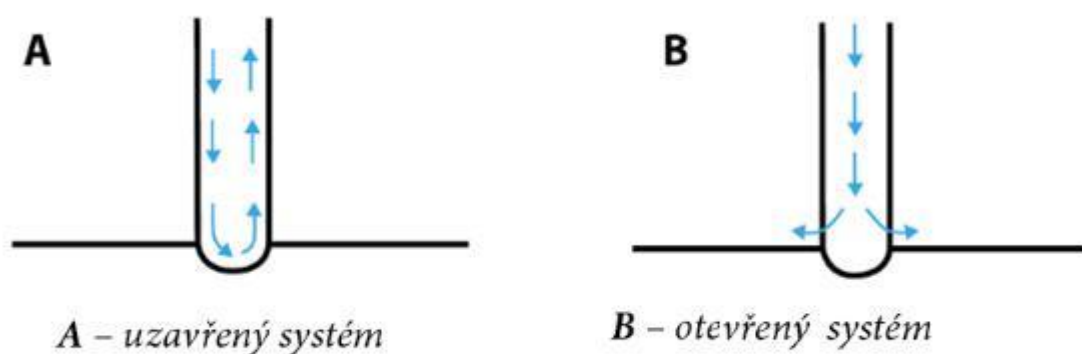
<sup>25</sup> EISENBERGER, Martin, Alan BULAVA a Martin FIALA. Základy srdeční elektrofyziologie a katérových ablací. Praha: Grada, 2012. ISBN 978-80-247-3677-8, s. 77

<sup>26</sup> EISENBERGER, Martin, Alan BULAVA a Martin FIALA. Základy srdeční elektrofyziologie a katérových ablací. Praha: Grada, 2012. ISBN 978-80-247-3677-8, s. 78



Obrázek 5 Rozdíl mezi standardním a chlazeným katétre<sup>27</sup>

Chlazené ablační katétrů se využívají u větších nebo hluboko uložených ložisek, která způsobují srdeční arytmií. S chlazením lze způsobit léze větší plochy, které jsou žádoucí pro odstranění arytmiie. Při chlazení je hrot katétru ochlazován fyziologickým roztokem snižujícím teplotu ablační elektrody a okolí, čímž se zamezí zvýšenému riziku komplikací. V současnosti jsou k dispozici dva základní druhy těchto katétrů. Jednak se jedná o katétrů s uzavřeným systémem a dále pak katétrů s otevřeným systémem. Katétr s uzavřeným systémem obsahuje dvě části, tzv. lumen, kterými protéká chladivý fyziologický roztok směrem k hrotu katétru a následně zpět. U katétru s otevřeným systémem vytéká roztok rovnou do okolí, a to díky otvorům v ablačních elektrodách.<sup>28</sup> Tyto rozdíly ilustruje obrázek 6.



Obrázek 6 Systémy chladicích ablačních katétrů<sup>28</sup>

<sup>27</sup> EISENBERGER, Martin, Alan BULAVA a Martin FIALA. Základy srdeční elektrofyziologie a katérových ablací. Praha: Grada, 2012. ISBN 978-80-247-3677-8, s. 79

<sup>28</sup> EISENBERGER, Martin, Alan BULAVA a Martin FIALA. Základy srdeční elektrofyziologie a katérových ablací. Praha: Grada, 2012. ISBN 978-80-247-3677-8, s. 79

U standardního katétru je tedy třeba dodat dostatečného výkonu, aby byla velikost léze optimální, avšak tento výkon je s rizikem, neboť může dojít k přehřátí tkáně pod katétre a vzniku komplikací. U chlazeného katétru lze využít vyššího výkonu bez rizika přehřátí hrotu katétru. Standardní ablační katétr se doporučuje u menších ložisek v módu řízeném teplotou, naopak u chlazených katétrů se doporučuje využití módu řízeného výkonem, protože určit přesnou teplotu je v důsledku chlazení nespolehlivé.<sup>29</sup>

## **3.2 Léčba jaterních nádorů**

### **3.2.1 O ablaci při léčbě jaterních nádorů**

Význam léčby nádorů jater je nezaměnitelný. Játra představují orgán, který je z pravidla v naší populaci na prvních místech úmrtnosti následkem tumoru. Tumor většinou metastázuje až při velikosti 1 cm<sup>3</sup>. Při léčbě metastáz lze využít několik druhů léčby chirurgického charakteru.<sup>29</sup> Za vhodné pacienty k léčbě jaterních obtíží pomocí RFA jsou považováni ti, kteří mají max. 6 metastáz do velikosti maximálně 5 cm (optimálně však 3 cm), které nejsou resektabilní, a zároveň je pacient bez přítomnosti onemocnění mimo jaterní oblast či jde o pacienta se solitárními ložisky v jaterním parenchymu. V zásadě je výběr pacientů závislý na lékaři s ohledem na lokální název, laboratorní nález a s ohledem na celkový zdravotní stav pacienta, jeho věk a případná omezení (další nemoci).<sup>30</sup>

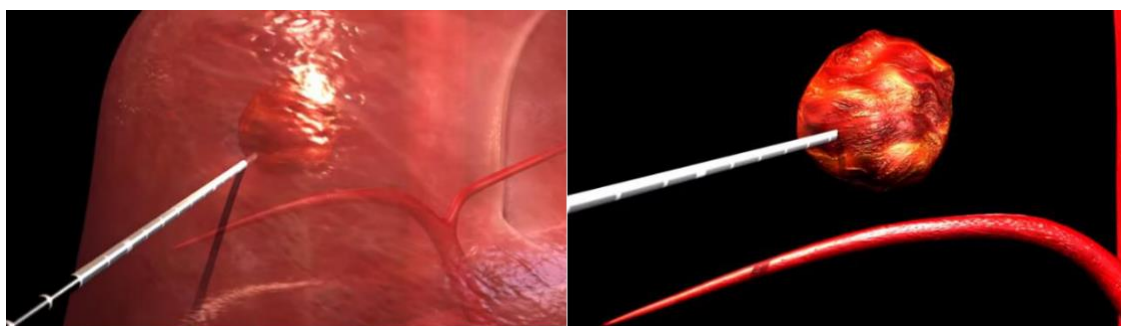
RFA je u jaterních nádorů využívána jako destruktivní metoda od roku 1990. A to zejména jako alternativa léčby v případě včasného zachycení hepatocelulárního karcinomu. Dříve se při léčbě hepatocelulárních tumorů jako neinvazivní metoda využívala zejména infiltrace alkoholem, která byla však postupně vytlačena pomocí ablace. V tomto případě jde o málo invazivní metodu v porovnání s dalšími způsoby odstranění nádoru. I zde se jedná o využití střídavého proudu o frekvenci cca 460 kHz a výkonu cca 50 až 200 W. V zásadě se jedná o to, že se RF sonda obvykle perkutánně umístí do lokace nádoru. Následně dojde pomocí RF v místě, kde se nachází nádor, k jeho zničení v důsledku ohřevu tkáně, tedy tepla vzniklého při průchodu energie tkáněmi. Zároveň dochází k ablaci většinou za pomoci zařízení vhodného ke sledování zákroku, tedy za přítomnosti sledovacích technik, jako je magnetická

---

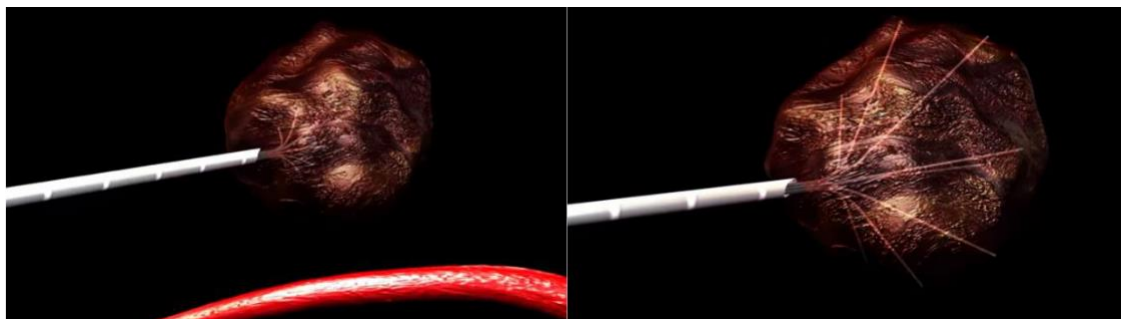
<sup>29</sup> SKALICKÝ, Tomáš a Vladislav TŘEŠKA. Radiofrekvenční ablace jaterních nádorů. Praha: Maxdorf, 2006. Jessenius. ISBN 80-7345-063-1, s. 21–22

<sup>30</sup> SKALICKÝ, Tomáš a Vladislav TŘEŠKA. Radiofrekvenční ablace jaterních nádorů. Praha: Maxdorf, 2006. Jessenius. ISBN 80-7345-063-1, s. 27

rezonance, ultrazvuk nebo CT. V okolí dané sondy dochází k rázovému vzestupu tepla.<sup>31</sup> K destrukci tkáně dochází při RFA za pomoci radiofrekvenční elektrody. Za optimálních podmínek lze touto metodou způsobit nekrózu o rozměru až 7 cm. Tvar a velikost léze závisí na mnoha faktorech, jako je typ a lokace nádoru, jeho velikost, tvar elektrody či charakter jaterní tkáně. K dosažení nekrózy je potřeba obvykle působení 4–7 minut. Zvýšení teploty hrotu může vést k vaporizaci, karbonizaci či odpaření tkáně. K zabránění toho lze využít chlazené elektrody.<sup>32</sup> Při teplotě kolem 50 °C dochází k nekróze tkáně včetně ložiska nádoru, strukturální porucha je patrná již při 42 °C.<sup>32</sup> Následující obrázky ilustrují průběh ablace jaterního nádoru.



Obrázek 7 Umístění sondy do poškozené tkáně<sup>33</sup>



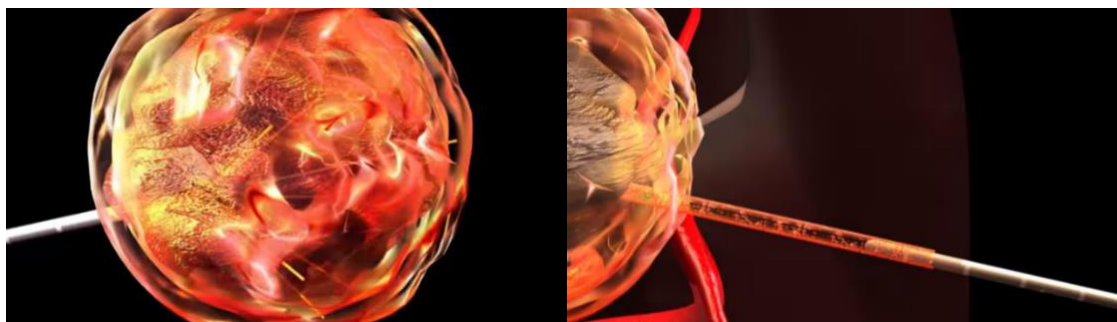
Obrázek 8 Rozmístění malých zahnutých elektrod ze sondy do poškozené tkáně<sup>34</sup>

<sup>31</sup> SKALICKÝ, Tomáš a Vladislav TŘEŠKA. Radiofrekvenční ablace jaterních nádorů. Praha: Maxdorf, 2006. Jessenius. ISBN 80-7345-063-1, s. 11–12

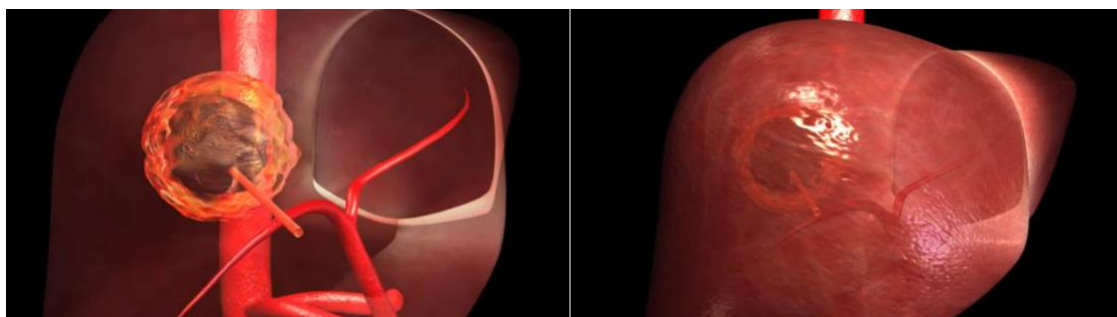
<sup>32</sup> LIPSKÁ, Ludmila a Vladimír VISOKAI. Recidiva kolorektálního karcinomu: komplexní přístup z pohledu chirurga. Praha: Grada, 2009. ISBN 978-80-247-3026-4, s. 416

<sup>33</sup> 2011 Biologická a alternativní léčba rakoviny [on-line]

<sup>34</sup> 2011 Biologická a alternativní léčba rakoviny [on-line]



Obrázek 9 Ohřev okolní tkáně pomocí rozmístěných elektrod<sup>35</sup>



Obrázek 10 Vysunutí sondy z poškozené tkáně<sup>35</sup>

RFA se dnes stala metodou, která je z technik využívajících tepelného efektu nejrozšířenější. Dalšími metodami jsou laserová ablace, mikrovlnná ablace či kryoterapie.<sup>35</sup> Ve srovnání s perkutánním léčením laserovou metodou je tato metoda levnější a účinnější. Ve srovnání výsledků koagulačních metod dopadá metoda RFA lépe než použití mikrovlnné ablace.<sup>36</sup>

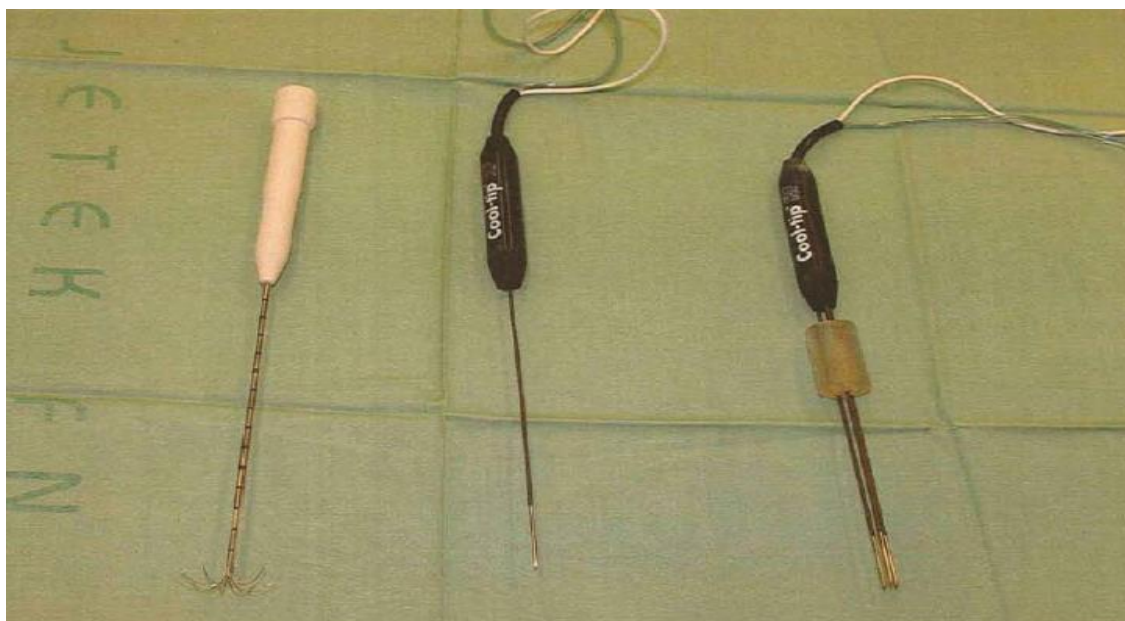
### 3.2.2 Využívané druhy sond a RF generátorů

Pro ablaci v oblasti jater existuje několik druhů sond (katétrů). Ty, které budou představeny, jsou zobrazeny na obrázku 7. Jak je z obrázku patrné, sondy se vzájemně liší, a to zejména svým zakončením. Bílá sonda (na obrázku 7 vlevo) je sonda Le Veenova typu. Tento druh sondy se využívá při výkonech na jaterním parenchymu, případně plicním parenchymu. „Paprsky“ elektrod se po zavedení do maligního ložiska rozvinou. Tímto způsobem lze dosáhnout vyššího objemu destrukce, tedy větší léze potřebné k odstranění celého maligního ložiska. Druhou sondou (na obrázku 7 uprostřed) využívanou při RFA představuje jednoduchá sonda, která umožňuje jednoduchou nekrózu tkáně o rozměru 3 cm. Tato sonda bývá využívána velmi často pro přesně daná maligní ložiska s cílem zabezpečit jejich

<sup>35</sup> ADAM, Zdeněk, Jiří VANÍČEK a Jiří VORLÍČEK. Diagnostické a léčebné postupy u maligních chorob. 2., aktualiz. a dopl. vyd. Praha: Grada, 2004. ISBN 80-247-0896-5.

<sup>36</sup> VÁLEK, Vlastimil, Zdeněk KALA a Igor KISS. Maligní ložiskové procesy jater: diagnostika a léčba včetně minimálně invazivních metod. Praha: Grada, 2006. ISBN 80-247-0961-9, s. 350

jednoduchou nekrózu. Obvykle se v těchto případech jedná i o nekrózu lemu zdravé tkáně. Poslední sondou (na obrázku 7 vpravo) je tzv. Clusterova sonda. Tento druh sondy poskytuje opět možnost vyššího objemu destrukce tkání, a to díky trojitě jehle na konci. Tyto sondy jsou monopolární.<sup>37</sup>



Obrázek 11 Typy sond k RFA<sup>38</sup>

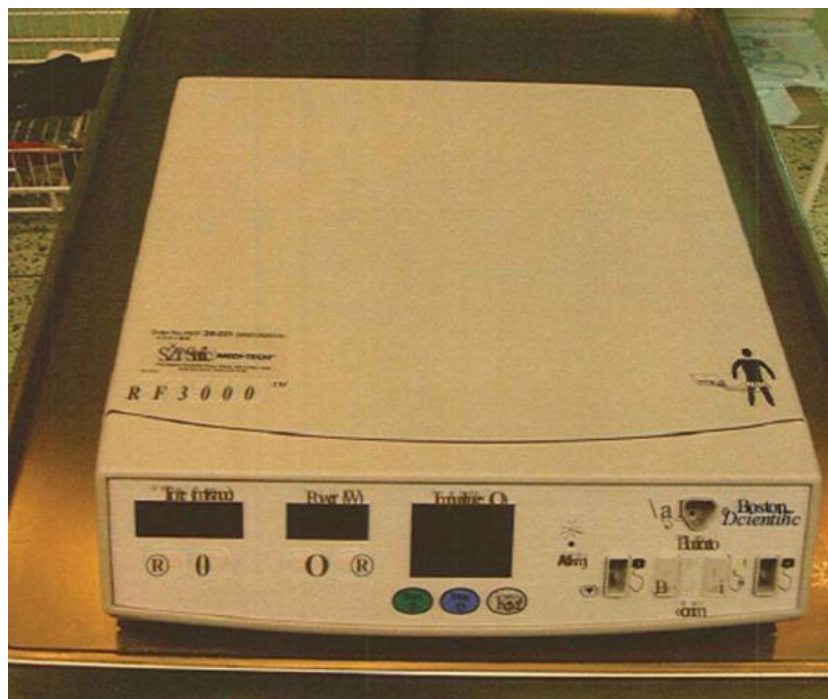
Kromě monopolárních systémů existují i tzv. bipolární systémy. U těchto systémů jsou oba póly umístěny v průběhu sondy a proces probíhá mezi těmito póly.<sup>38</sup> Především v začátcích této RFA působily komplikace právě monopolární elektrody, které umožňovaly odstranit pouze určitý velmi malý okrsek tkáně postižené tumorem. Avšak to se změnilo po zavedení chlazených, expanzibilních a bipolárních elektrod. Přesto jsou dnes určitá omezení při RFA z hlediska velikosti tkáně, kterou je možno takto ošetřit. Pro zvětšení rozměru nekrotizované tkáně se využívá kombinace více faktorů. Jedná se zejména o nastavení RF generátoru, volbu elektrody (sondy), aplikaci cytostatik a aplikaci fyzikálního roztoku (k chlazení) apod.<sup>38</sup> Při tomto výkonu je opětovně využit RF generátor, ten je zodpovědný za odebrání střídavého proudu z elektrické sítě o frekvenci 50 Hz jeho konvertování na vysokofrekvenční střídavý

<sup>37</sup> SKALICKÝ, Tomáš a Vladislav TŘEŠKA. Radiofrekvenční ablace jaterních nádorů. Praha: Maxdorf, 2006. Jessenius. ISBN 80-7345-063-1, s. 12–16

<sup>38</sup> LIPSKÁ, Ludmila a Vladimír VISOKAI. Recidiva kolorektálního karcinomu: komplexní přístup z pohledu chirurga. Praha: Grada, 2009. ISBN 978-80-247-3026-4, s. 416



proud nezbytný k RFA.<sup>39</sup> Obrázek 8 nabízí pro ilustraci opět generátor využívaný při RFA jaterní oblasti.



Obrázek 12 RF generátor využívaný v onkologii<sup>40</sup>

### 3.3 Léčba křečových žil

Varixy dolních končetin, tedy křečové žíly představují vinuté dilatace žil, které jsou ohraničené, dokladem pro jejich vznik je insuficience žil. V raných stádiích se primárně k léčbě využívají zejména různé elastické bandáže a kompresní punčochy, které bývají efektivní. V těžších stádiích onemocnění se přistupuje k odstranění varixů.<sup>41</sup>

V dnešní době existuje v oblasti žilní chirurgie celá řada méně invazivních technik, které nahrazují klasické operace. Mezi tyto zákroky lze řadit především:<sup>42</sup>

- radiofrekvenční ablace vena saphena magna (velká skrytá žíla dolní končetiny, VSM);
- ablace VSM laserem;

<sup>39</sup> IHNÁT, Peter. Základní chirurgické techniky a dovednosti. Praha: Grada Publishing, 2017. ISBN 978-80-271-0334-8, s. 116

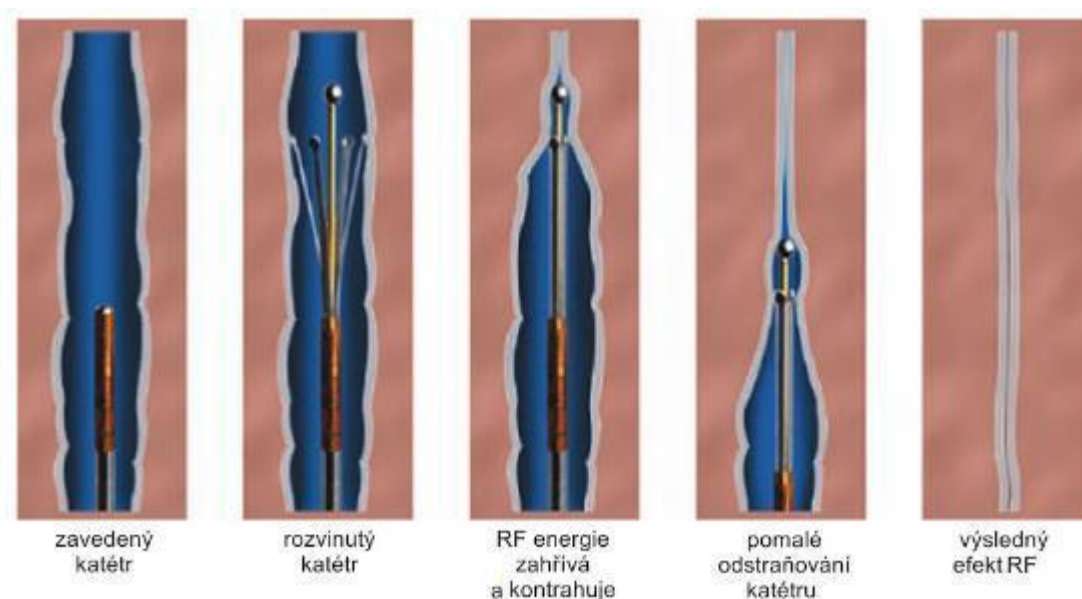
<sup>40</sup> SKALICKÝ, Tomáš a Vladislav TŘEŠKA. Radiofrekvenční ablace jaterních nádorů. Praha: Maxdorf, 2006. Jessenius. ISBN 80-7345-063-1, s. 20

<sup>41</sup> CETKOVSKÁ, Petra, Karel PIZINGER a Jiří ŠTORK. Kožní změny u interních onemocnění. Praha: Grada, 2010. ISBN 978-80-247-1004-4, s. 444

<sup>42</sup> KRAJÍČEK, Milan, Jan H. PEREGRIN, Miloslav ROČEK a Pavel ŠEBESTA. Chirurgická a intervenční léčba cévních onemocnění. Praha: Grada, 2007. ISBN 978-80-247-0607-8, s. 351

- endoskopický odběr VSM;
- rekonstrukce žilních chlopní;
- flebektomie světlem řízená.

Ukazuje se, že u RFA jsou menší pooperační bolesti a uzdravení pacientů je ve srovnání s klasickou operací rychlejší. I přesto jsou zde možná rizika, mezi která lze řadit zejména hlubokou žilní trombózu, dále možný hematom, parestézie, infekci, perforaci cévy či popáleniny kůže. Pro odstranění varixů na nohách se ablace chápe jako endovaskulární ošetření VSM. RFA je provedena formou zavedení katétru do této žíly, a to obvykle punkční Seldingerovou technikou, případně po předchozím vypreparování velké VSM (v dolní třetině stehna). Aktivní část sody katétru je dlouhá cca 7 cm. RF je následně přenášena do stěny žíly, kde v důsledku tepelného efektu dochází k jejímu smrštění a následně uzavření. Obvyklá teplota potřebná pro ošetření křečových žil RF je cca 85 °C. Zákrok je prováděn většinou v lokální anestezii.<sup>43</sup> Celý zákrok ilustruje obrázek 9. Jak je z daného obrázku patrné, celý proces se dá rozčlenit na několik kroků.



Obrázek 13 RFA varixů<sup>45</sup>

Rozdíl mezi klasickou operační technikou ošetření varixů a RFA je ten, že při klasické operaci dochází k odstranění celé části hlavního žilního povrchového kmene, avšak při RFA dochází k jeho uzavření uvnitř průsvitu při zahřívání tkáně s následným smrštěním

<sup>43</sup> KRAJÍČEK, Milan, Jan H. PEREGRIN, Miloslav ROČEK a Pavel ŠEBESTA. Chirurgická a intervenční léčba cévních onemocnění. Praha: Grada, 2007. ISBN 978-80-247-0607-8, s. 352



a uzavřením hlavního žilního kmene i vyústění navázaných větví žilního řečiště.<sup>44</sup> Mezi výhody, které jsou oproti klasické metodě udávány, patří zejména její šetrnost, poměrně krátká rekonvalescence a nižší návratnost problémů.<sup>45</sup> Daný zákrok také ilustruje obrázek 10. Za výhodu se dá rovněž považovat způsob procesu, kdy se pomocí tepla docílí destrukce vnitřní stěny žíly, její kontrakce a slepení a následné přeměny na vazivo. Stejně důležité je zmínit, že se opět využívají zobrazovací techniky, jako je ultrazvuk.<sup>46</sup>



Obrázek 14 RFA u varixů<sup>47</sup>

### 3.3.1 Využívané druhy katétrů při léčbě varixů

K RFA se u léčby varixů užívá speciální katétr či jehla.<sup>48</sup> Při RFA se u varixů využívá bipolární technika s ohebným bipolárním aplikátorem. Tato technika je známa i jako RFITT (z anglického výrazu *Bipolar radiofrequency-induced thermotherapy*). V daném případě pak žilní stěna působí jako vodič mezi dvěma póly. Vysokofrekvenční střídavý proud zahřívá stěnu žíly na cca 85–95 °C, což způsobí smrštění žíly a následně celkovou uzávěru žíly.<sup>49</sup> Bipolární sondu ilustruje obrázek 15. Jak je patrné, dva póly jsou od sebe odděleny bílým izolantem.

<sup>44</sup> Nemocnice Přerov. Chirurgické oddělení. RFA - léčba varikozit dolních končetin. 2017 © AGEL a.s. [online][cit. 27.03.2017]. Dostupné z: <http://nemocniceprerov.agel.cz/pracoviste/oddeleni/chirurgicke-oddeleni/rozsah-pece/rfa.html>

<sup>45</sup> Lékařský dům Praha 7. Léčba křečových žil metodou VNUS Closure Fast. [on-line][cit. 27.03.2017]. Dostupné z: <http://www.ld.cz/cevni-poradna/vnus-closure-fast/>

<sup>46</sup> Léčba varixů. © 2010 Centrum žilní chirurgie Kojetín. [on-line][cit. 27.03.2017]. Dostupné z: <http://www.zilnichirurgie.cz/lecba-varixu.php>

<sup>47</sup> © 2010 Centrum žilní chirurgie Kojetín [on-line]

<sup>48</sup> Nemocnice Přerov. Chirurgické oddělení. RFA - léčba varikozit dolních končetin. 2017 © AGEL a.s. [online][cit. 27. 03. 2017]. Dostupné z: <http://nemocniceprerov.agel.cz/pracoviste/oddeleni/chirurgicke-oddeleni/rozsah-pece/rfa.html>

<sup>49</sup> KASI Venkatesh, Tejas M. KALYANPUR, Kaustubh NARSINGHPURA. Bipolar radiofrequency-induced thermotherapy of great saphenous vein: Our initial experience. *Indian J Radiol Imaging* 2012; 22: 86–88. [online][cit. 27.03.2017]. Dostupné z: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC3498646>



*Obrázek 15 Bipolární sonda<sup>50</sup>*

### **3.4 Další využití RF**

Kromě tradiční elektrochirurgie, která se využívá v medicíně k řezání a koagulaci tkání organismu, se lze setkat i s neinvazivní formou RF v dermatologii. V dnešní době je tato forma RF velmi populární u žen. Existuje mnoho přístrojů, které produkují RF v rámci tzv. korektivní dermatologie. Radiofrekvenční ošetření pleti či jiných partií slibuje zákazníkům stimulaci kolagenových vláken v pokožce pomocí zahřátí na cca 40 °C (podle oblasti). Tímto způsobem lze u celé řady pacientů docílit zpomalení přirozeného stárnutí kůže.<sup>51</sup> Dále je RF využívána k cílenému ovlivnění nervových struktur při léčbě bolesti.<sup>52</sup>

---

<sup>50</sup> KASI, KALYANPUR, NARSINGHPURA, 2012 [on-line]

<sup>51</sup> BRYCHTA, Pavel. Estetická plastická chirurgie a korektivní dermatologie. Praha: Grada, 2014. ISBN 978-80-247-0795-2, s. 221

<sup>52</sup> ROKYTA, Richard. Bolest a jak s ní zacházet: učebnice pro nelékařské zdravotnické obory. Praha: Grada, 2009. ISBN 978-80-247-3012-7, s. 109

## 4 Technicko-teoretický úvod do RF

Radiofrekvenční ablace patří do kategorie takzvaných lokálních metod léčby. Hlavním působištěm radiofrekvenční ablace je zničení rakovinných buněk za pomoci sondy, která emituje teplo.<sup>53</sup> V kapitole je popsán jak obecný úvod o radiofrekvenční ablaci z hlediska lékařství, tak především obecný technický úvod z hlediska využití technologie, technických postupů a popisů a také vzorců a rovnic.

### 4.1 Obecný úvod do užití radiofrekvenční ablace

Radiofrekvenční ablace se užívá nejen při léčení nádorů, ale také například pro léčbu srdeční arytmie či pro dermatologickou léčbu.

Z hlediska léčby tumorů se radiofrekvenční ablace užívá pro případ, pokud nelze nádor chirurgicky radikálně odstranit. Radiofrekvenční ablace (RF ablace) má za cíl nádor zničit za pomoci vysokých teplot, jež jsou vyvolány dvěma elektrodami, které se „vloží“ do nádoru. Je nutná kontrola pomocí CT, popřípadě laparoskopie či jiný typ kontroly, zdali byl nádor úspěšně zničen. Teploty elektrod dosahují více než 100 stupňů Celsia. Aby mohla být užita radiofrekvenční ablace, je nutné splnit následující podmínky:<sup>54</sup>

- nádor není větší než pět centimetrů;
- není přítomno více než pět ložisek v játrech.

Velmi podobně působí i takzvané kryoablační metody, které naopak využívají nízkých teplot (mínus 35 stupňů Celsia). Kryoablace, stejně jako podobná metoda radiofrekvenční ablace, se užívá především při léčbě povrchových lézí. Bohužel je nemožné tkáň, která byla chladem zničena, histologicky vyšetřit.<sup>55</sup>

---

<sup>53</sup> JANÍKOVÁ, Eva a Renáta ZELENÍKOVÁ. Ošetrovatelská péče v chirurgii: pro bakalářské a magisterské studium. Praha: Grada, 2013. Sestra (Grada). ISBN 978-80-247-4412-4, s. 203

<sup>54</sup> VODIČKA, Josef. Speciální chirurgie. 2., dopl. vyd. Praha: Karolinum, 2014. ISBN 978-80-246-2512-6, s. 199

#### 4.1.1 Příklady praktického využití RF ablace v České republice

V České republice je radiofrekvenční ablace užívána taktéž ke komerčním účelům. Například centrum jednodenní chirurgie nabízí radiofrekvenční ablaci pro léčbu křečových žil.<sup>55</sup> Nicméně zájemci o dermatologickou léčbu končetin skrz radiofrekvenční ablaci musejí sáhnout hlouběji do kapsy – ceny se pohybují v rozmezí od 11 000 Kč do 25 000 Kč za ošetření jedné končetiny.<sup>56</sup>

Radiofrekvenční ablace má ve světě řadu využití, je užita například také pro léčbu srdeční arytmie, kde je nadějí pro pacienty, kterým nepomáhají běžné léky, jež mají za cíl arytmiický problém řešit. V případě srdeční arytmie se radiofrekvenční ablací ničí srdeční tkáň, která je zodpovědná za nepravidelný tlukot srdce.<sup>57</sup>

Zajisté je nutno podotknout, že radiofrekvenční ablace se užívá při destrukci tumorů, a to jak maligních tak benigních. Radiofrekvenční ablace či metody z ní vycházející jsou tedy užívány pro mnohé účely.

#### 4.1.2 Výhody a nevýhody radiofrekvenční ablace

Výhody i nevýhody radiofrekvenční ablace závisí na tom, jaký orgán je konkrétně léčen. Obecně patří mezi výhody radiofrekvenční ablace především:<sup>58</sup>

- rychlost zákroku (například u léčby srdeční arytmie trvá zákrok okolo jedné hodiny);
- radiofrekvenční ablace ve většině případů není bolestivá;
- jedná se o minimálně invazivní zákrok (v případě léčby arytmie) či o neinvazivní zákrok (v případě například léčby křečových žil).

Mezi výhody radiofrekvenční ablace v dermatologii patří:<sup>58</sup>

- 1) nevznikají jizvy ani pigmentace;

---

<sup>55</sup> Radiofrekvenční ablace RFITT Olympus Celon. Centrum jednodenní chirurgie - Hradec Králové [online]. [cit. 19.06.2018]. Dostupné z: <https://www.1chirurgie.cz/radiofrekvencni-ablace-rfitt-olympus->

<sup>56</sup> Ceník. Centrum jednodenní chirurgie – Hradec Králové [online]. [cit. 19.06.2018]. Dostupné z: <https://www.1chirurgie.cz/cenik.htm>.

<sup>57</sup> Co vás čeká při léčbě srdeční arytmie pomocí tzv. radiofrekvenční ablace - Kardiochirurgie. Kardiochirurgie. [online]. [cit. 19.06.2018]. Dostupné z: <https://www.kardiochirurgie.cz/novinky/co-vas-ceka-pri-lecbe-srdecni-arytmie-pomoci-tzv-radiofrekvencni-ablace-115>

<sup>58</sup> Radiofrekvenční ablace RFITT Olympus Celon. Centrum jednodenní chirurgie - Hradec Králové [online]. [cit. 19.06.2018]. Dostupné z: [https://www.1chirurgie.cz/radiofrekvencni-ablace-rfitt-olympus-celon.htm?gclid=CjwKCAjwsJ3ZBRBJEiwAtuvtIMNGfJ4XZnvJq14OTm5RCms8kY2Y6FJQg287QS4gr7 Gtr e6r50OPIBoC8IYQAvD\\_BwE](https://www.1chirurgie.cz/radiofrekvencni-ablace-rfitt-olympus-celon.htm?gclid=CjwKCAjwsJ3ZBRBJEiwAtuvtIMNGfJ4XZnvJq14OTm5RCms8kY2Y6FJQg287QS4gr7 Gtr e6r50OPIBoC8IYQAvD_BwE).

- 2) minimalizace poškození okolní tkáně;
- 3) rychlost v léčbě křečových žil;
- 4) ambulantní léčba – rychlost;
- 5) rychlá rekonvalescence.

Naopak mezi nevýhody a rizika užití radiofrekvenční ablace patří mimo jiné například skutečnost, že v dermatologii není zákrok hrazen pojišťovnou a přitom se jeho cena pohybuje mezi 11 000 Kč až 25 000 Kč za ošetření jedné končetiny, dále že při léčbě srdeční arytmie může dojít ke vzniku hematomu, trombózy a embolie (avšak to je částečně korigováno léky, např. heparinem) a také vznik přidružených chemických reakcí (krom zničení buněk teplem).<sup>59</sup>

## 4.2 Technicko-teoretický postup RF ablace

Radiofrekvenční ablace užívá elektrický proud pro zahřátí a zničení tkáně. Ve většině případů se radiofrekvenční ablace (RF ablace) užívá pro kurativní či paliativní léčbu rakoviny (onkologie), arytmie (kardiologie) či křečových žil (dermatologie).<sup>60</sup> Spektrum využití RF ablace je velmi široké. Pro RF ablaci jsou důležité čtyři nástroje:<sup>60</sup>

- 1) RF elektroda (čili RF sonda) – nástroj, který fakticky ničí tkáň;
- 2) RF generátor – generuje vlastní proud o jistém kmitočtu;
- 3) elektricky uzemněná podložka – pacient na ní leží, nebo je připevněna k jeho hýždí – pro zajištění funkčnosti el. proudu;
- 4) kabely, které celé RF ablační zařízení propojují, vedou el. proud, zajišťují fungování a zahřívání RF sondy.

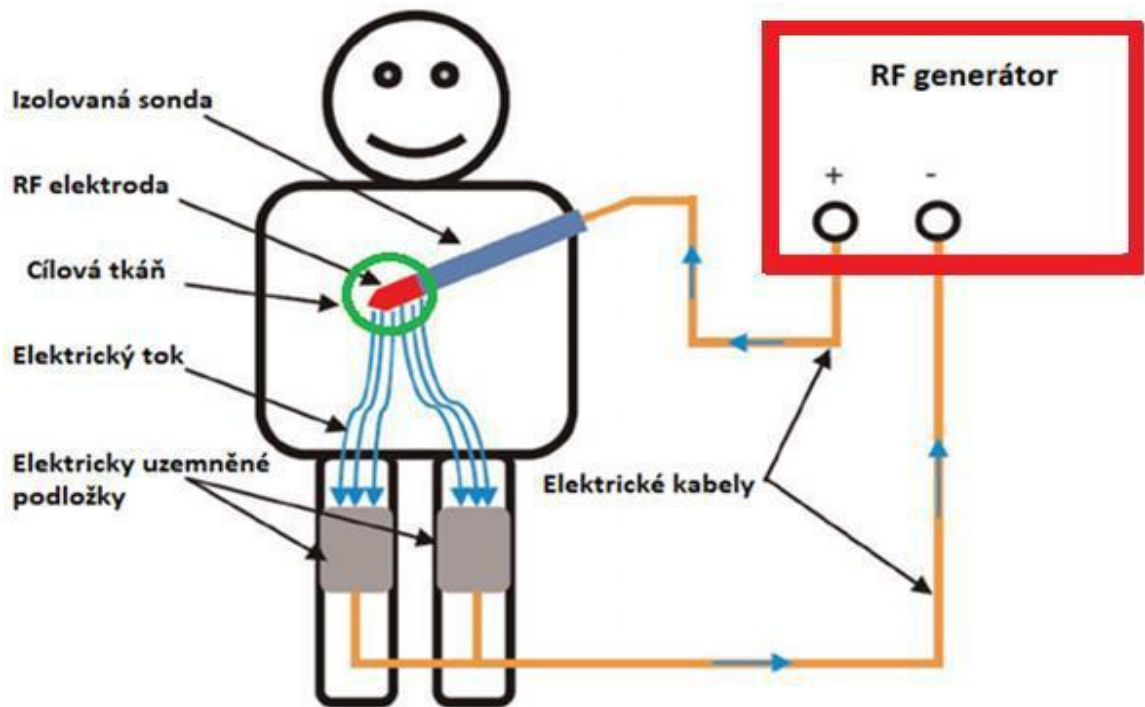
Radiofrekvenční elektroda je vložena na tkáň, nebo do tkáně, která má být zničena či ovlivněna. Zdrojem tepelného zařízení je radiofrekvenční generátor (umístěn mimo pacienta), tepelné záření je dopravováno radiofrekvenční elektrodou (sondou) přímo do cílové tkáně. Na pacientově hýždí je umístěna (elektricky) uzemněná podložka (popřípadě na ní pacient leží), a to z důvodu funkčnosti a vzniku elektrického proudu. Z technického hlediska užívá RF ablace radiofrekvenční rozsah generovaný generátorem ve frekvenci od 450 kHz

---

<sup>59</sup> HAEMMERICH, Dieter. BIOPHYSICS OF RADIOFREQUENCY ABLATION. BegellHouse Publisher, s. 1

<sup>60</sup> HAEMMERICH, Dieter. BIOPHYSICS OF RADIOFREQUENCY ABLATION. BegellHouse Publisher, s. 2

do 500 kHz. Pro lepší představu je zde zmíněné obecné grafické znázornění RF ablace na obrázku 16.<sup>61</sup>



Obrázek 16 Obecné grafické znázornění RF ablace<sup>61</sup>

Na obrázku, který vychází ze studie amerických vědců-lékařů, je zobrazena cílová tkáň zelenou barvou, radiofrekvenční elektroda se jí přímo dotýká (červená barva). Na stehně jsou umístěny elektricky uzemněné podložky pro správnou funkčnost elektrického proudu (šedá barva). Mimo pacienta v červeném obdélníku se nachází RF generátor (také červená barva), který zajišťuje zahřívání RF elektrody skrz el. proud, a to vše je propojeno kabely (oranžová barva). Výsledkem je zjednodušené grafické znázornění obecného principu radiofrekvenční ablace.

#### 4.2.1 Základní teoretické výpočty a vzorce užívané v RF ablaci

Velmi důležitým aspektem elektromagnetického záření obecně je frekvence  $f$  uváděná v Hz a vlnová délka, která je uváděna v m. Existuje takzvaná jednotka měrného absorbovatelného

<sup>61</sup> ZHANG, Bing, Michael AJ MOSER, Yigang LUO, Edwin M ZHANG a Wenjun ZHANG. Evaluation of the current radiofrequency ablation systems using axiomatic design theory. Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part H: Journal of Engineering in Medicine[online]. 2014, 228(4), 397-408 [cit. 2018-06-30]. ISSN 0954-4119. Dostupné z: <http://journals.sagepub.com/doi/10.1177/0954411914530104>

výkonu (SAR), která obsahuje taktěž přeměnu přicházejících elektromagnetických vln v tkáni na formu tepelné energie – tepla.<sup>62</sup> V České republice se měrný absorbovatelný výkon vyskytoval například v Nařízení vlády č. 480/2000 Sb., které udávalo maximální možné limity.<sup>63</sup> Vzorec pro měření elektromagnetického záření uvádíme zde:<sup>62</sup>

$$SAR = \frac{d}{dt} \left( \frac{dW}{dm} \right) = \frac{d}{dt} \left( \frac{1}{\rho} \frac{dW}{dV} \right) \quad (2)$$

Limit pro SAR je 0,08 W/kg pro běžného člověka. Tyto limity musí být splněny například výrobci mobilních telefonů, které taktěž mohou určitým způsobem zahřívat okolní tkáň např. při telefonování.<sup>64</sup>

Mezi další důležité vzorce pro výpočty související s RF ablací je zařazena například také soustava vzorců Jamese Clerka Maxwella, které jsou teoretickým základem pro elektromagnetické pole. Maxwell totiž jako první předpověděl a teoreticky pracoval s elektromagnetickými vlnami a polem (které jsou také užity v RF terapii):<sup>64</sup>

$$rot\mathbf{E} = -\frac{\partial\mathbf{B}}{\partial t} \quad (3)$$

$$rot\mathbf{H} = \mathbf{j} + \frac{\partial\mathbf{D}}{\partial t} \quad (4)$$

$$div\vec{\mathbf{D}} = \rho \quad (5)$$

$$div\vec{\mathbf{B}} = 0 \quad (6)$$

Přenos energie v elektromagnetickém poli můžeme vyjádřit pomocí Poyntingova vektoru toku energie:

$$\vec{\mathbf{S}} = \vec{\mathbf{E}} \times \vec{\mathbf{H}} \quad \left[ \frac{W}{m^2} \right] \quad (7)$$

Kde velikost vektoru  $E$  (el. intenzita) a vektoru  $H$  (mag. intenzita) udávají energii, která projde za jednotkou času jednotkovou plochou kolmou ke směru šíření, vyjadřující střední hodnotu Poyntingova vektoru.<sup>65</sup>

<sup>62</sup> Řehák Martin. Působení elektromagnetického pole velkého výkonu na biologický systém [cit 19-06-2018]. [online]. Dostupné z: <http://www.rayer.g6.cz/elektro/sembup/sembup.htm>.

<sup>63</sup> ČR. 480/2000 Sb. Nařízení vlády o ochraně zdraví před neionizujícím zářením. Zákony pro lidi - Sběrka zákonů ČR v aktuálním konsolidovaném znění [online]. Dostupné z: <https://www.zakonyprolidi.cz/cs/2000-480>

<sup>64</sup> PODOLSKÝ J. James Clerk Maxwell a zrození dynamické teorie elektromagnetického pole. [online]. [cit 19-06-2018]. Dostupné z: <http://utf.mff.cuni.cz/popularizace/Maxwell/JEVICK98.pdf>.

<sup>65</sup> Řehák Martin. Působení elektromagnetického pole velkého výkonu na biologický systém [cit 19-06-2018]. [online]. Dostupné z: <http://www.rayer.g6.cz/elektro/sembup/sembup.htm>.

$$\vec{S} = \frac{1}{2} \operatorname{Re} (\vec{E} \times \vec{H}) \quad \left[ \frac{W}{m^2} \right] \quad (8)$$

Při ablaci též definujeme hloubku vniku do živých tkání lidského organismu, která je definována jako vzdálenost, kde intenzita elektrického pole klesne na hodnotu  $1/e$  ( $e = 2,71828$  základ přirozených logaritmů). Nejčastěji používaná pásma k hloubkovému ohřevu jsou 350–500 kHz.<sup>66</sup>

Rovnice pro hloubky průniku RF energie, která závisí na elektromagnetické vlně, frekvenci, propustnosti a vodivosti tkáně je následující.<sup>66</sup>

$$\delta = \frac{1}{\beta} = \frac{1}{\omega \cdot \sqrt{\frac{\epsilon \cdot \mu}{2} \left( \sqrt{1 + \frac{\sigma^2}{\omega^2 \cdot \epsilon^2}} - 1 \right)}} \quad (9)$$

Kde  $\omega$  je rovna  $2 \cdot \pi f$ ,  $\delta$  je hloubka vniku v metrech,  $f$  frekvence v Hz,  $\epsilon$  permitivita F/m a  $\mu$  permeabilita v H/m prostředí (v tomto případě tkáně),  $\sigma$  elektrická vodivost S/m.

### 4.3 Principy přenosu tepla a RF ohřevu tkání

RF ohřev tkání je založen na principu tepelných účinků elektrického proudu o frekvenci řádově stovek kHz. Elektrický obvod je uzavřen mezi hrotem katétru a zemnicí podložkou. Při průchodu elektrického proudu způsobuje pohyb iontů v tkáni a výsledkem je tzv. Jouleovo teplo.<sup>67</sup>

$$Q = U \cdot I \cdot t \quad (10)$$

kde  $Q$  je velikost Jouleova tepla vznikajícího ve vodiči, kterým protéká elektrický proud  $I$  po dobu  $t$ , na jehož koncích je napětí  $U$ .

K přenosu tepla dochází vedením (kondukcí), při kterém předají částice látky v oblasti s vyšší střední kinetickou energií část své pohybové energie částicím s nižší střední kinetickou energií prostřednictvím přímých srážek molekul.<sup>65</sup>

<sup>66</sup> Řehák Martin. Působení elektromagnetického pole velkého výkonu na biologický systém [cit 19-06-2018]. [online]. Dostupné z: <http://www.rayer.g6.cz/elektro/sembup/sembup.htm>

<sup>67</sup> SLAM, MD Mohaiminul a ASADUL ISLAM, Muhammad. Radio Frequency Ablation of Liver Tumor- Influence of Vein Wall and Location of Large Vessels. Journal of Biomedical Engineering and Medical Imaging. [cit 30-06-2018]. [online]. Dostupé z: <http://scholarpublishing.org/index.php/JBEMi/article/view/3261/2516>.



Fourierův zákon popisuje vedení tepla rovnicí:

$$q = -\lambda \cdot \frac{dt}{dx} \quad (11)$$

Kde veličina  $q$  je vektor hustoty tepelného toku a jednotkou tepelné vodivosti mezi hustotou tepelného toku  $q$  je  $W/m^2$  a záporně vzatým teplotním gradientem  $dt/dx$ , jednotkou je  $K/m$ .<sup>68</sup>

$$grad\ t = \frac{dt}{dx} \quad (12)$$

Teplotní gradient se vyznačuje mírou teplotní změny v daném místě a jednotkou je  $K/m$ .<sup>69</sup>

#### 4.3.1 Elektrické vlastnosti RF ablace, elektrická implementace RF ablace

V kabelech RF generátoru a v RF elektrodě to je jednoduché, uvnitř fungují volné elektrony jakožto přenašeče proudu, jak je obecně známo z teorie o elektrické energii.<sup>70</sup> Avšak bohužel uvnitř živých tkání, které chceme zničit, se nenacházejí žádné volné elektrony, tudíž v nich na podobném principu fungují ionty ( $Na^+$ ,  $K^+$  a  $Cl^-$ ), které zajišťují přenos elektrického proudu. Tím, že se přidá elektrický proud, se ionty dají do pohybu a vzniká teplo na podkladě zahřívání el. odporem.<sup>67</sup>

Z hlediska RF ablace je užito především jedné z následujících forem kontroly aplikované výsledné síly, která dorazí k cílové tkáni:<sup>71</sup>

- 1) kontroly energie (elektrické energie) – proud je nastaven takovým způsobem, aby byl konstantní;
- 2) kontroly tepla – alespoň jeden senzor tepla, který je umístěn v RF elektrodě; výsledná síla RF je nastavena tak, aby dosahovala takové teploty, která je zachycena senzorem tepla v RF elektrodě;
- 3) kontroly elektrického odporu – je měřen elektrický odpor mezi elektricky uzemněnou podložkou a RF elektrodou.

<sup>68</sup> 4 Sálání tepla - radiace. In: POKORNÝ, Marek. Sálání tepla [online]. 2006 [cit. 2018- 06-30]. Dostupné z: [http://people.fsv.cvut.cz/www/wald/Pozarni\\_odolnost/etext/specialiste](http://people.fsv.cvut.cz/www/wald/Pozarni_odolnost/etext/specialiste)

<sup>69</sup> HAEMMERICH, Dieter. BIOPHYSICS OF RADIOFREQUENCY ABLATION. BegellHouse Publisher, s. 2

<sup>70</sup> HAEMMERICH, Dieter. BIOPHYSICS OF RADIOFREQUENCY ABLATION. BegellHouse Publisher, s. 2

<sup>71</sup> HAEMMERICH, Dieter. BIOPHYSICS OF RADIOFREQUENCY ABLATION. BegellHouse Publisher, s. 4

## 4.4 Elektrická vodivost tkání

Tkáně mají jistou elektrickou vodivost, a to nejen na základě iontů. Elektrická vodivost  $\sigma = S/m$  má schopnost přenášet elektrický proud, a to závisí na teplotě tkání, koncentraci a specifické povaze iontů.<sup>72</sup>

Studie na pokusných zvířatech ukázala, že tumorové tkáně mají jinou vodivost než tkáně normální (1,25× vyšší el. vodivost u tumorových tkání).<sup>73</sup> Při zahřívání se také mění elektrické vlastnosti tkání. Při teplotách okolo 100 stupňů Celsia dochází k odpařování tkání, jelikož pára má velmi nízkou elektrickou vodivost. Zároveň je pozorováno zvýšení elektrického odporu.<sup>68</sup>

Tabulka 1 Elektrická vodivost tkání, frekvence 500 kHz při RF ablaci.<sup>74</sup>

Typ tkáně	Elektrická vodivost $\sigma$ [S/m]
Normální játra	0,36
Játra zasažena tumorem	0,45
Myocardium	0,54
Tuk	0,02
Kost	0,03
Krev	0,7

V tabulce je možno pozorovat, že játra zasažená tumorem mají vyšší vodivost, a to konkrétně 0,45 S/m, než normální zdravá játra (0,36 S/m), což tvoří nárůst vodivosti u jater zasažených tumorem o 25 %.

Následující tabulka obsahuje hodnoty elektrické vodivosti vybrané tkáně pro frekvenci do 1 MHz, včetně statistických informací o směrodatné odchylce a rozpětí. Nízkofrekvenční parametry vycházejí z databáze IT IS Foundation.<sup>75</sup>

<sup>72</sup> ISLAM, MD Mohaiminul a ASADUL ISLAM, Muhammad. Radio Frequency Ablation of Liver Tumor- Influence of Vein Wall and Location of Large Vessels. *Journal of Biomedical Engineering and Medical Imaging*. [cit 30-06-2018]. [online]. Dostupé z:

<http://scholarpublishing.org/index.php/JBEMi/article/view/3261/2516>.

<sup>73</sup> HAEMMERICH, Dieter. *BIOPHYSICS OF RADIOFREQUENCY ABLATION*. BegellHouse Publisher, s. 7

<sup>74</sup> HAEMMERICH, Dieter. *BIOPHYSICS OF RADIOFREQUENCY ABLATION*. BegellHouse Publisher, s. 7

<sup>75</sup> IT IS FOUNDATION. *TISSUE PROPERTIES V4.0. IT IS Foundation* [online]. [cit. 2018-06-21]. DOI: 13099/VIP21000-04-0. Dostupné z: <https://www.itis.ethz.ch/virtual-population/tissue-properties/downloads/>.

Tabulka 2 Vodivost vybraných tkání pro frekvenci do 1 MHz.<sup>76</sup>

Název tkáně	Průměr	Průměrná odchylna	Počet studií	Minimum	Maximum
Játra	0,221	0,352	27	0,0637	1,95
Ledviny	0,4.3	0,289	7	0,142	0,901
Kůže	0,170	0,113	2	0,0900	0,250
Plíce nafouknuté	0,464	0,181	28	0,0420	0,737
Plíce	0,529	0,170	27	0,0418	0,805

#### 4.4.1 Omezení RF ablace při léčbě tumoru jater

Mezi omezení současného užití RF ablace lze přiřadit omezený výkon, pokud se tkáň nachází poblíž velkých a důležitých cév, neadekvátní zobrazovací metody při výkonu RF ablace (CT, Ultrazvuk), RF ablaci lze užít jen u tumorů okolo 3 cm v průměru (omezení velikostí). Taktéž je z výše uvedených důvodů nutno RF ablaci opakovat (například v případě většího tumoru).<sup>76</sup>

Dnešní věda a technika se zabývají především otázkami zvýšení efektivnosti pre-operačních možností díky software, vyspělejšími zobrazením během a po RF ablaci a vývojem nových zobrazovacích technik pro RF ablaci.<sup>77</sup>

#### 4.4.2 Nekróza tkání z technického hlediska RF ablace a užití sondy

Rozsah nekrózy (zničení) tkáně je závislý na několika faktorech. Jedním z hlavních faktorů, které ovlivňují rozsah výsledného efektu ablace, a tím i nekrózy tkání, je především teplota, které je dosaženo na sondě (elektrodě). Důležité je vědět, že teplota sondy (na jejím neizolovaném konci) musí dosáhnout alespoň 50 °C pro to, aby se vyvolal efekt nekrózy tkání. Při dosažení 71 °C dochází k nekróze tkáně o průměru 1 cm. Při dosažení teploty 80 °C dochází k nekróze o průměru 1,6 cm.<sup>77</sup>

Pokud se užije více elektrod, je možno zvětšit rozsah nekrózy tkáně. Nekróza tkáně (to, o co při ablaci jde) při užití více elektrod dosáhne až 3,5 cm. Výsledkem těchto zjištění byl

<sup>76</sup> HAEMMERICH, Dieter. BIOPHYSICS OF RADIOFREQUENCY ABLATION. BegellHouse Publisher, s. 10

<sup>77</sup> Komplexní perkutánní léčba maligních procesů v játrech. Linkos: Česká onkologická společnost České lékařské společnosti J. E. Purkyně. [online]. [cit. 19.06.2018]. Dostupné z: <https://www.linkos.cz/lekar-a-multidisciplinari-tym/kongresy/po-kongresu/databaze-tuzemskych-onkologickych-konferencnich-abstrakt/komplexni-perkutanni-lecba-malignich-procesu-v-jatrech/>.

vývoj speciálních sond, které se dnes běžně užívají (např. elektroda – sonda s vysouvatelnými háčky).<sup>78</sup> Pokud se užijí další výrazné techniky, například takzvané clustery a chlazené elektrody, lze dosáhnout dokonce průměru nekrózy tkání a buněk o rozsahu 4,7 cm až 7 cm.<sup>78</sup>

#### 4.5 Bezpečnost RF ablace

Oficiální webové stránky II. Interní kliniky kardiologie a angiologie Karlovy Univerzity uvádějí, že RF ablace je bezpečnou metodou, nicméně je také spojena s některými riziky. Příkladem rizik může být:<sup>79</sup>

- rentgenové záření → především u těhotných žen může vést k deformaci plodu, proto je před zákrokem vyžadován negativní těhotenský test (u žen v reprodukčním věku);
- místo zavedení sondy → vznik hematomů;
- odstranění zavaděčů cév → u citlivých jedinců může proběhnout změna krevního tlaku;
- vzácné komplikace → poškození převodního systému srdce, embolie, poranění bráničního nervu či zavedení infekce do krevního oběhu.

Výše popsaná rizika se týkají ošetření arytmie RF ablací. Nicméně je důležité říci, že záleží na tom, jaký orgán a v jakém rozsahu je RF ablací ošetřován, neboť každá lékařská procedura s sebou nese jistá rizika.

---

<sup>78</sup> HAEMMERICH, Dieter. BIOPHYSICS OF RADIOFREQUENCY ABLATION. BegellHouse Publisher, s. 10

<sup>79</sup> Elektrofyzilogické vyšetření a katetrizační ablace - II. interní klinika kardiologie a angiologie. II. interní klinika kardiologie a angiologie [online]. [cit. 19.06.2018]. Dostupné z: <http://int2.lf1.cuni.cz/elektrofyzilogicke-vysetreni-a-katetrova-ablace-poruch-srdecniho-rytmu>.

## 5 Praktická část

V této části práce se snažím porovnat dielektrické vlastnosti různých tkání a uvádím experimentální hodnocení vlivů RF záření, které vychází z výzkumů publikovaných vědeckých prací, ve kterém je tento postup měření využit a popsán. Výsledky kvantitativní části výzkumu jsou porovnávány s výsledkem vědecké práce (Kwon a kol. 2015). Výsledkem této kapitoly je ověření funkčnosti RF techniky a pozorování velikosti vzniklé RF léze závislé na přidané teplotě, času a velikosti elektrody.

Kapitola vychází především z klinických studií, vědeckých článků uveřejněných významnými lékaři v oboru onkologie či radioterapie, zpráv ministerstev a jiných vysoce důvěryhodných zdrojů.

### 5.1 Citlivost tkání a orgánů na elektrický proud a teplo (dielektrické vlastnosti tkání)

Následující tabulka ukazuje nejnovější výzkumy vodivosti jednotlivých tkání a buněk na elektrický proud vznikající skrz radiofrekvenční ablaci. Zdrojem tabulek je podrobná analýza IT IS Foundation, která se zabývá dielektrickými vlastnostmi tkání a svou databázi pravidelně aktualizuje (poslední aktualizace byla provedena v květnu 2018).<sup>80</sup> Tabulky ukazují dielektrické vlastnosti vybraných tkání. Jsou zaznamenány především dielektrické vlastnosti jater, ledvin, kůže a plic. Konkrétní naměřené hodnoty výzkumu, jsou zaznamenány formou tabulek jednotlivých frekvencí.

Tabulka 3 Dielektrické vlastnosti o frekvenci 120 kHz<sup>80</sup>

Tkáň	Původ	Permitivita [F/m]	Konduktivita [S/m]
Játra	Játra	6840	0,09
Ledviny	Ledviny	6960	0,18
Kůže	Kůže (suchá)	1120	0,000547
Plíce (nafouknuté)	Plíce (nafouknuté)	2280	0,109
Plíce	Plíce (vyfouknuté)	4550	0,274

<sup>80</sup> IT IS FOUNDATION. TISSUE PROPERTIES V4.0. *IT IS Foundation* [online]. [cit. 2018-06-21]. DOI: 13099/VIP21000-04-0. Dostupné z: <https://www.itis.ethz.ch/virtual-population/tissue-properties/downloads/>.

Tabulka 4 Dielektrické vlastnosti o frekvenci 240 kHz<sup>80</sup>

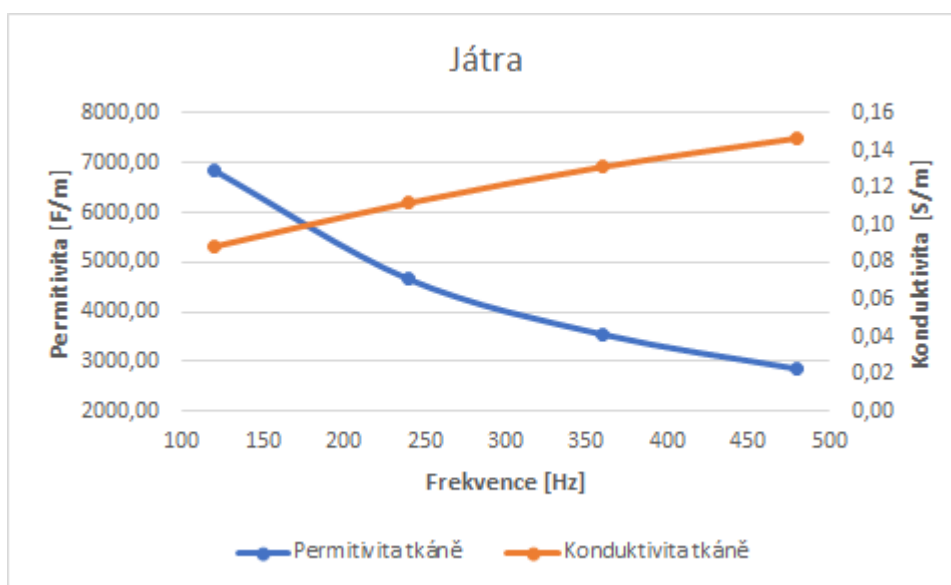
Tkáň	Původ	Permitivita [F/m]	Konduktivita [S/m]
Játra	Játra	4660	0,112
Ledviny	Ledviny	4980	0,194
Kůže	Kůže (suchá)	1100	0,00138
Plíce (nafouknuté)	Plíce (nafouknuté)	1500	0,115
Plíce	Plíce (vyfouknuté)	2930	0,287

Tabulka 5 Dielektrické vlastnosti o frekvenci 360 kHz<sup>80</sup>

Tkáň	Původ	Permitivita [F/m]	Konduktivita [S/m]
Játra	Játra	3550	0,131
Ledviny	Ledviny	4090	0,211
Kůže	Kůže (suchá)	1080	0,00258
Plíce (nafouknuté)	Plíce (nafouknuté)	1210	0,119
Plíce	Plíce (vyfouknuté)	2300	0,297

Tabulka 6 Dielektrické vlastnosti tkání o frekvenci 480 kHz<sup>80</sup>

Tkáň	Původ	Permitivita [F/m]	Konduktivita [S/m]
Játra	Játra	2860	0,146
Ledviny	Ledviny	3520	0,226
Kůže	Kůže (suchá)	1060	0,00409
Plíce (nafouknuté)	Plíce (nafouknuté)	1050	0,122
Plíce	Plíce (vyfouknuté)	1930	0,306

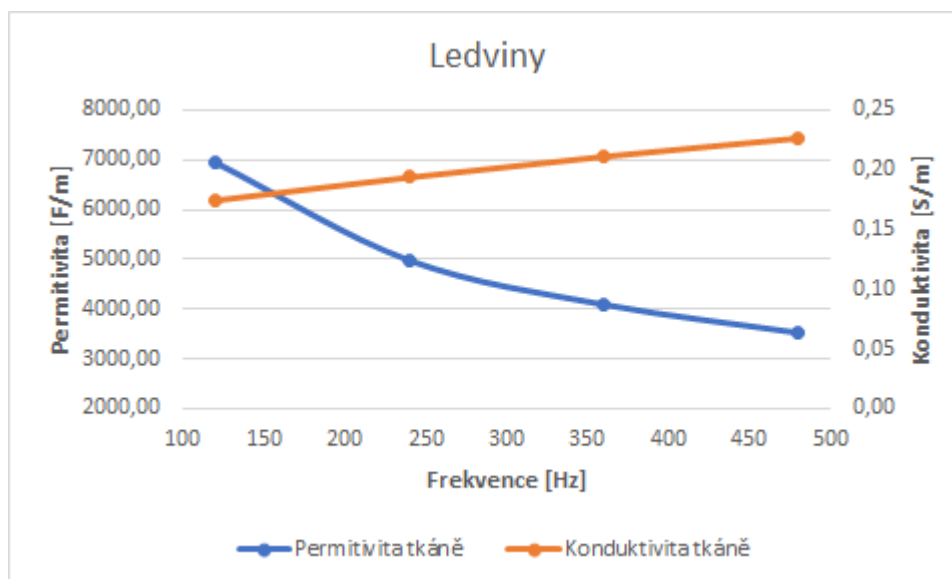


Graf 1 Křivky znázorňují hodnoty permitivity a konduktivity jater v závislosti na frekvenci

Z prvního grafu je patrné, že permitivita a konduktivita jater v podstatě vykazují vzájemně opačné tendence. V případě konduktivity zaznamenáváme pozvolna rostoucí trend v důsledku

zvyšující se frekvence. Konkrétně při nejnižší úrovni frekvence 120 kHz odpovídá konduktivita hodnotě nacházející se v intervalu 0,08 až 0,10 S/m, přičemž při nárůstu frekvence na dvojnásobek 240 kHz se zvýší nad úroveň 0,10 S/m, další vzestup na 360 kHz je spojen s dosažením hladiny 0,13 S/m a nakonec navýšení 480 kHz provází navýšení konduktivity na 0,15 S/m.

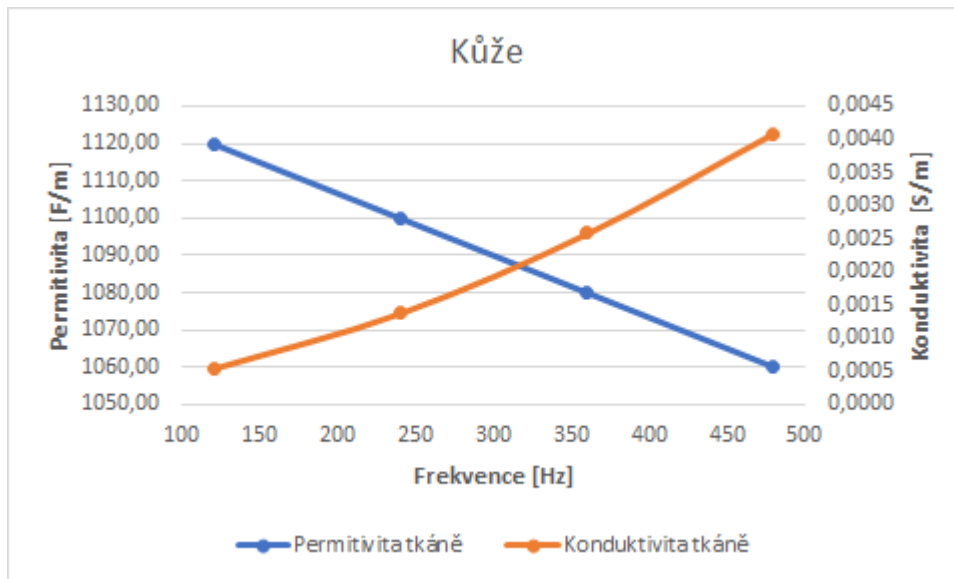
Na druhou stranu křivka permitivity znázorňuje pokles její míry vlivem navyšování frekvence. Počáteční hladina 120 kHz vykazuje hodnotu téměř 7000 F/m, zatímco při dvojnásobném navýšení frekvence na 240 kHz zaznamenáváme výrazný pokles na 4500 F/m. Další navyšování na 360 kHz vede také k významně nižší permitivitě odpovídající 3500 F/m a poslední růst frekvence pod hodnotu 3000 F/m.



Graf 2 Křivky znázorňují hodnoty permitivity a konduktivity ledvin v závislosti na frekvenci

Z grafu číslo 2 zobrazujícího dielektrické vlastnosti ledvin vyplývá opět podobný princip jako v předchozím případě jater, a to ještě s pozvolnějším průběhem nárůstu konduktivity v reakci na zvyšování frekvence. Přesněji při nejnižší míře frekvence 120 kHz přesahuje konduktivita hodnotu 0,15 S/m a s narůstající frekvencí o dalších 120 kHz se vždy zvyšuje také úroveň permitivity, přičemž při nejvyšší frekvenci 480 kHz se permitivita rovná opět 0,23 S/m.

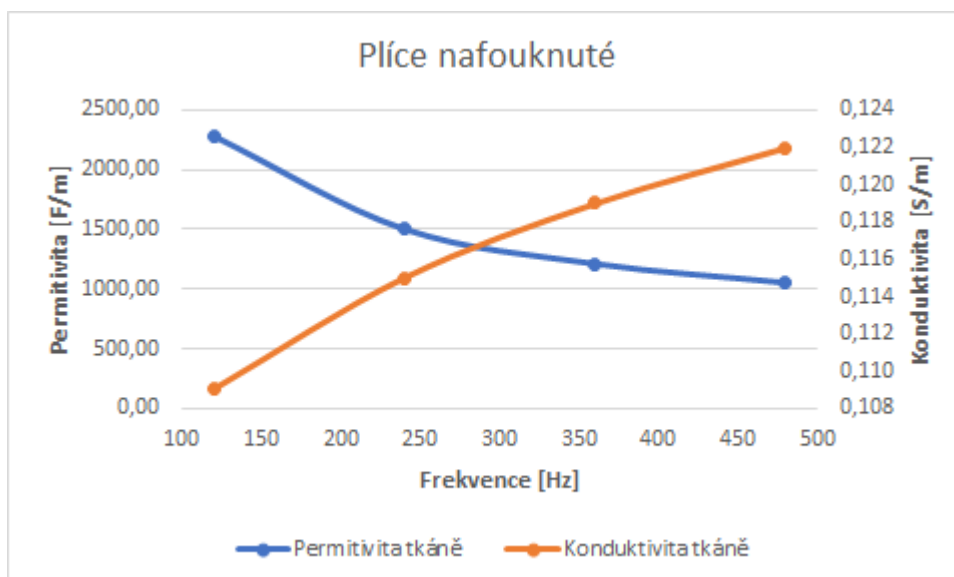
Ve srovnání s tím průběh permitivity vypovídá o jejím snižování s narůstající frekvencí. Na počáteční úrovni 120 kHz dosahuje konduktivita 7000 F/m, zatímco při zdvojnásobení frekvence na 240 kHz dochází ke znatelnému poklesu pod hladinu 5000 F/m a po zvýšení o dalších 120 kHz konduktivita dále klesá na 4000 F/m a nakonec na 3500 F/m.



Graf 3 Křivky znázorňují hodnoty permitivity a konduktivity kůže v závislosti na frekvenci

Graf 3 zaměřující se na permitivitu a konduktivitu kůže vypovídá ve srovnání s předchozími orgány o poněkud odlišném průběhu změn. Na základě nárůstu frekvence z počátečních 120 kHz na 240 kHz dochází rovněž k evidentnímu navýšení konduktivity z hodnoty 0,0005 S/m na 0,0014 S/m, přičemž další nárůst o 120 kHz přináší ještě významnější přírůstek konduktivity na 0,0026 S/m a při posledním navýšení frekvence na 480 kHz konduktivita přesáhne hodnotu 0,0041 S/m.

Opačná tendence permitivity pak spočívá v jejím lineárním poklesu v důsledku zvyšující se frekvence. Při nejnižší míře frekvence 120 kHz dosahuje konduktivita svého vrcholu, tj. 1120 F/m, avšak při dalším zvyšování frekvence zaznamenává významný rovnoměrný pokles, který v souvislosti s finálními 480 kHz odpovídá hodnotě 1060 F/m.

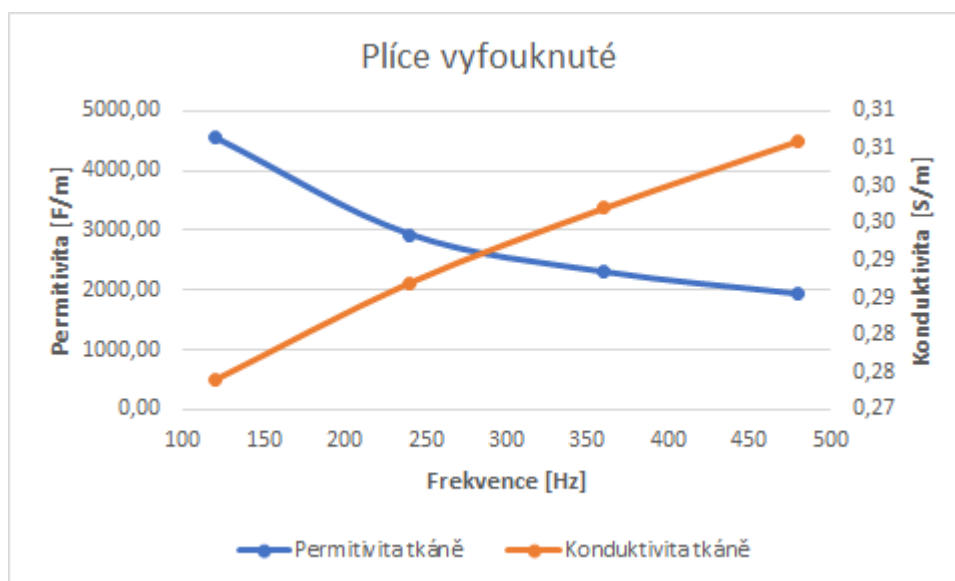


Graf 4 Křivky znázorňují hodnoty permitivity a konduktivity plic (nafouknuté) v závislosti na frekvenci



Z grafu 4 se opět dozvídáme o protichůdných trendech permitivity a konduktivity v odpovědi na změny frekvence, tentokrát u plic (nafouknutých). U konduktivity způsobuje stoupaní frekvence z prvotních 120 kHz na 240 kHz její nárůst z hodnoty 0,109 S/m na 0,115 S/m, hodnotě 360 kHz odpovídá další vzestup konduktivity nad úroveň 0,119 S/m a nakonec při frekvenci 480 kHz konduktivita překročí hladinu 0,122 S/m.

Permitivita vykazující opačný klesající trend vlivem rostoucí frekvence dosahuje při její nejnižší hodnotě 120 kHz 2300 F/m, zatímco při dvojnásobném vzestupu frekvence dochází k výraznému úbytku permitivity pod úroveň 1500 F/m. Dále je zaznamenán pozvolnější pokles míry permitivity, která se při poslední 480 kHz frekvenci blíží hodnotě 1000 F/m.



Graf 5 Křivky znázorňují hodnoty permitivity a konduktivity plic (vyfouknuté) v závislosti na frekvenci

Pátý graf zachycuje křivky permitivity a konduktivity reagující na změny frekvence, nyní u vyfouknutých plic. Podobně jako u nafouknutých plic konduktivita zaznamenává pozvolnou rostoucí tendenci, avšak při značně vyšších úrovních hodnot. Konkrétně při základní 120 kHz frekvenci činí konduktivita 0,27 S/m, dále při 240 kHz se zvyšuje na téměř 0,29 S/m, při 360 kHz 0,3 S/m a při nejvyšší hodnotě frekvence 480 kHz přesahuje konduktivita úroveň 0,31 S/m.

V případě permitivity opačný průběh křivky dosahuje svého maxima při nejnižší hodnotě frekvence 120 kHz, a to více než 4500 F/m, přičemž nárůst frekvence na 240 kHz způsobuje významné snížení míry permitivity pod hodnotu 3000 F/m. Při dalším zvýšení frekvence na 360 kHz dochází k poklesu pod úroveň 2500 F/m a poslední vzrůst frekvence je doprovázen dalším mírnějším úbytkem permitivity pod hodnotu 2000 F/m.

Celkově lze shrnout, že při srovnání předchozích tabulek a grafů si můžeme povšimnout, že hodnota permitivity u všech tkání klesá v závislosti s rostoucí frekvencí a zároveň roste hodnota měrné elektrické vodivosti v důsledku vyšších frekvencí.

## 5.2 Experimentální hodnocení vlivů RF záření

Terapie s využitím radiofrekvenčního (RF) záření představuje v současné době jednu z klinicky nejpoužívanějších neurolytických technik uplatňovaných při léčbě za účelem navození úlevy od chronické bolesti. Metoda funguje na bázi vysokofrekvenčního elektrického proudu, který je aplikován v okolí struktury nervu určeného k odstranění. Na chemické úrovni se tento proces projevuje iontovou oscilací a frikčním rozptýlením iontů a elektrolytů, které v důsledku tohoto působení produkují teplo.<sup>81</sup>

Využití techniky radiofrekvenčního záření v terapii probíhalo již od minulého století, a to ve formě RF termokoagulace spočívající v generování RF lézí v gasserianském ganglionu s cílem léčby trigeminální neuralgie, resp. idiopatické trigeminální neuralgie a atypické trigeminální neuralgie, dále také atypické bolesti obličeje, nepřekonatelné bolesti očí, klastrové bolesti hlavy či bolesti při rakovině. V současné klinické praxi se RF termokoagulace uplatňuje při léčbě stavů chronické bolesti, maligního tumoru a srdeční arytmie.<sup>82</sup>

Stěžejní přínos uplatnění RF termokoagulace jako modality léčby bolesti spočívá především ve spolehlivější a lépe reprodukovatelné produkci lézí v rámci vybrané specifické neurologické oblasti, než lze získat například prostřednictvím elektrokauterizace. RF termokoagulace může vyvolat různé velikosti a tvary léze v závislosti na manipulaci s různými parametry jejího působení, mezi které patří zejména teplota, konfigurace elektrod a vlastnosti tkáně. Potenciál pro zvýšení efektivity metody mohou přinést informace o rozsahu léze identifikované na základě různých kritérií, což může přispět rovněž ke snížení výskytu vedlejších účinků.<sup>81</sup>

---

<sup>81</sup> Kwon, Y. S., Lim, S. Y., Kim, J. H., Jang, J. S., Kim, C. H., Kwon, K. J., & Yon, J. H. (2015). Analysis of radiofrequency lesions in egg whites in vitro produced by application of the Tew electrode for different temperatures and times. *Pain research & management*, 20(6), 316–320.

<sup>82</sup> Kline M.T., Yin, W. Radiofrequency techniques in clinical practice. (2001). In: Waldman SD, editor. *Interventional Pain Management*. 2nd edn. Philadelphia: WB Saunders; pp. 243–93.

### 5.2.1 Průběh experimentu

RF léze jsou předmětem řady experimentálních studií, konkrétně například prací zabývajících se tvary lézí generovaných s využitím různých typů elektrod, které poskytují významné reference pro jejich klinickou aplikaci.<sup>83</sup> Za účelem určení velikosti a tvaru RF lézí používají experimenty obvykle k imitaci nervových tkání vaječný bílek. Bílek obsahuje převážně čistý protein, takže se svým složením podobá lidské nervové tkáni, přičemž je díky jeho průhlednosti možné zřetelně pozorovat a identifikovat změny lézí.<sup>84</sup> Nicméně vzhledem k tomu, že vaječné bílkoviny přesně nekorespondují s charakterem neurální tkáně, je třeba mít na paměti při interpretaci výsledků v in vitro studiích jisté limity.<sup>85</sup> Navzdory těmto limitům lze ovšem považovat vaječný bílek za adekvátní médium pro zkoumání produkce lézí, protože radiofrekvenční záření denaturuje proteiny, které jsou hlavní složkou bílku. Potvrdilo se například, že monopolární léze generované jak ve vaječném bílku, tak v kosterním svalstvu byly tvarem i velikostí podobné těm v mozkové tkáni.<sup>86</sup>



Obrázek 17 Zakřivená TEW elektroda s kanylou<sup>87</sup>



Obrázek 18 Detail hrotu TEW elektrody<sup>88</sup>

<sup>83</sup> Oh, M. Y., Hodaie, M., Kim, S. H., Alkhani, A., Lang, A. E., Lozano, A. M. (2001). Deep brain stimulator electrodes used for lesioning: Proof of principle. *Neurosurgery*, 49, 363–7.

<sup>84</sup> Buijs, E. J., van Wijk, R. M., Geurts, J. W., Weeseman, R. R., Stolker, R. J., Groen, G. G. (2004). Radiofrequency lumbar facet denervation: A comparative study of the reproducibility of lesion size after 2 current radiofrequency techniques. *Reg Anesth Pain Med*, 29, 400–7.

<sup>85</sup> Bogduk, N., Macintosh, J., Marsland, A. (1987). Technical limitations to the efficacy of radiofrequency neurotomy for spinal pain. *Neurosurgery*, 20, 529–35.

<sup>86</sup> Pino, C. A., Hoeft, M. A., Hofsess, C., Rathmell, J. P. (2005). Morphologic analysis of bipolar radiofrequency lesions: Implications for treatment of the sacroiliac joint. *Reg Anesth Pain Med*, 30, 335–8.

<sup>87</sup> Argigrup: COSMAN MEDICAL INC. TEW Trigeminal Neuralgia Kit [online]. [cit. 2020-07-03]. Dostupné z: <http://www.argigrup.com/Dosyalar/urunlerpdf/cosman/Brochure%20TEW.pdf>

Do imitace nervové tkáně v podobě vaječného bílku je aplikována tzv. Teweho elektroda, která byla díky jedinečné anatomické pozici gasserianského ganglionu vyvinuta v nové flexibilní zakřivené variantě.<sup>88</sup> Tento design prakticky eliminuje výskyt komplikací, protože flexibilní zakřivená elektroda zajišťuje přesnější umístění hrotu, než je tomu u přímé elektrody, což umožňuje generování diskrétních lézí a snížení výskytu sensorických a motorických vedlejších efektů.<sup>89</sup>

## 5.2.2 Výzkumné metody

Výzkumná metoda spočívá typicky v umístění bílku z čerstvého slepičího vejce do skleněného kontejneru, který je následně zahříván na požadovaný počet stupňů. Teweho elektrodová souprava je připevněna na horním povrchu nádoby a tenká kovová deska, zemnicí elektroda, je vložena do vaječného bílku a zavěšena na vzdáleném rohu nádoby. Do vaječného bílku je vložena Teweho kanyla a elektroda (Tew-CTC, Radionics, USA). Teweho elektroda má parametry flexibilní zakřivené elektrody o průměru 0,5 mm s aktivním hrotem o délce 5 mm. Radiofrekvenční záření je aplikováno skrze elektrodu, konkrétně s využitím systému generování RF lézí (RFG-3C, Radionics, USA). RF léze jsou produkovány Teweho elektrodou pro určité teploty, což je v průběhu fotograficky zaznamenáváno. Generování je žádoucí opakovat za účelem dosažení dostatečného počtu lézí k vyhodnocení.<sup>90</sup>

Fáze měření velikosti léze je započata, když se dosáhne cílové teploty. Ke koagulaci dochází, když se transparentní vaječný bílek bíle zakalí. Díky průhlednosti vaječného bílku a skleněné nádoby lze změny ve velikosti RF lézí v čase fotografovat. Poměr zvětšení se počítá na základě porovnání průměru skutečné elektrody s průměrem elektrody měřené na fotografii. V tomto momentu tedy lze přistoupit k měření vnitřního rádiusu (IR) a vnějšího rádiusu (ER) a následnému stanovení distálního rádiusu (DR) konce léze z aktivního hrotu elektrody. Přitom je IR léze definována jako kolmá vzdálenost od vnitřní strany středu elektrody k nejbližšímu bodu na obvodu léze, ER jako kolmá vzdálenost od vnější strany léze

---

<sup>88</sup> van Loveren, H., Tew, J. M., Jr, Keller, J. T., Nurre, M. A. (1982). A 10-year experience in the treatment of trigeminal neuralgia. Comparison of percutaneous stereotaxic rhizotomy and posterior fossa exploration. *J Neurosurg*, 57, 757–64.

<sup>89</sup> Tobler, W. D., Tew, J. M., Jr, Cosman, E., Keller, J. T., Quallen B. (1983). Improved outcome in the treatment of trigeminal neuralgia by percutaneous stereotactic rhizotomy with a new, curved tip electrode. *Neurosurgery*, 12, 313–7.

<sup>90</sup> Kwon, Y. S., Lim, S. Y., Kim, J. H., Jang, J. S., Kim, C. H., Kwon, K. J., & Yon, J. H. (2015). Analysis of radiofrequency lesions in egg whites in vitro produced by application of the Tew electrode for different temperatures and times. *Pain research & management*, 20(6), 316–320.

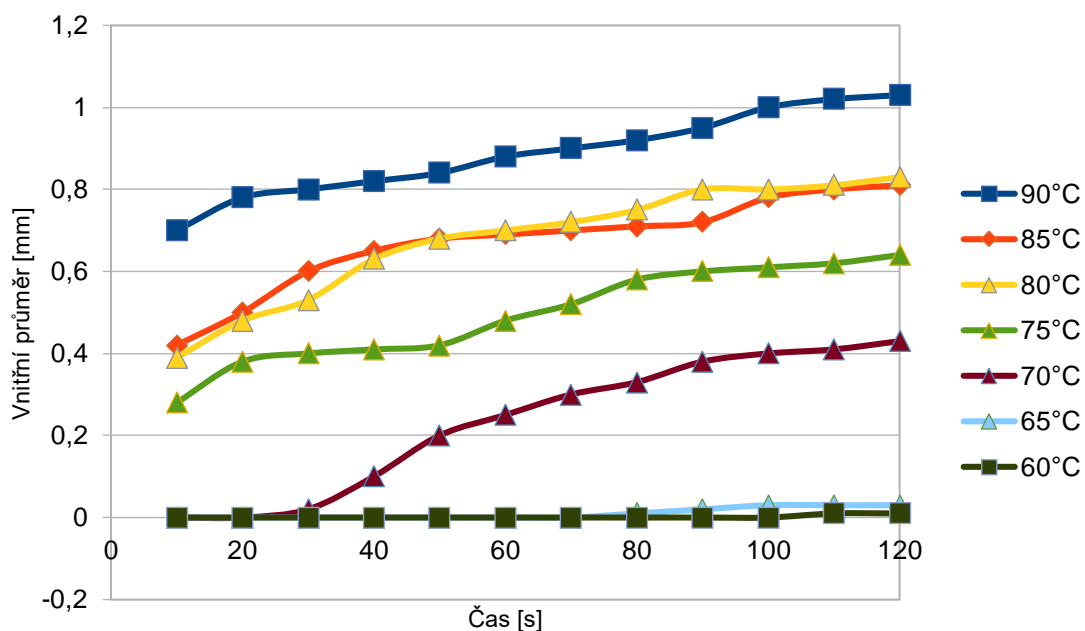
a DR jako vzdálenost od hrotu elektrody k nejvzdálenějšímu bodu na lézi podél dlouhé osy elektrody.<sup>90</sup>

### 5.2.3 Výsledky

Výsledná zjištění experimentálního měření prokazují, že Teweho elektroda má tendenci generovat léze kopírující obrys hrotu. Velikost lézí se zvyšuje s rostoucí teplotou a časem, přičemž například Kwon a kol.<sup>93</sup> reportovali maximální velikost při 90 °C a 120 s. V této studii dosahovaly rozměry IR u vaječných bílků větších rozměrů než ER a DR; konkrétně  $1,06 \pm 0,16$  mm v IR,  $0,37 \pm 0,15$  mm v ER a  $0,39 \pm 0,04$  mm v DR od hrotu. Statisticky důležité rozdíly velikosti IR zde byly identifikovány mezi případy 65 °C a 70 °C a rovněž 70 °C a 75 °C. Podobný vzorec vykazoval také ER, kde se objevovaly významné rozdíly mezi skupinami 70 °C a 75 °C. Pro DR bylo v průběhu zahřívání elektrod zaznamenáno postupné zvyšování teploty hrotu z 60 °C na 80 °C, avšak nebyly registrovány žádné významné rozdíly DR nad 80 °C. Dále se ukázalo, že za konstantní teploty se velikosti IR, ER a DR lézí výrazně zvyšovaly s rostoucím časem aplikace, konkrétně z 10 s na 120 s.<sup>91</sup>

---

<sup>91</sup> Kwon, Y. S., Lim, S. Y., Kim, J. H., Jang, J. S., Kim, C. H., Kwon, K. J., & Yon, J. H. (2015). Analysis of radiofrequency lesions in egg whites in vitro produced by application of the Tew electrode for different temperatures and times. *Pain research & management*, 20(6), 316–320.

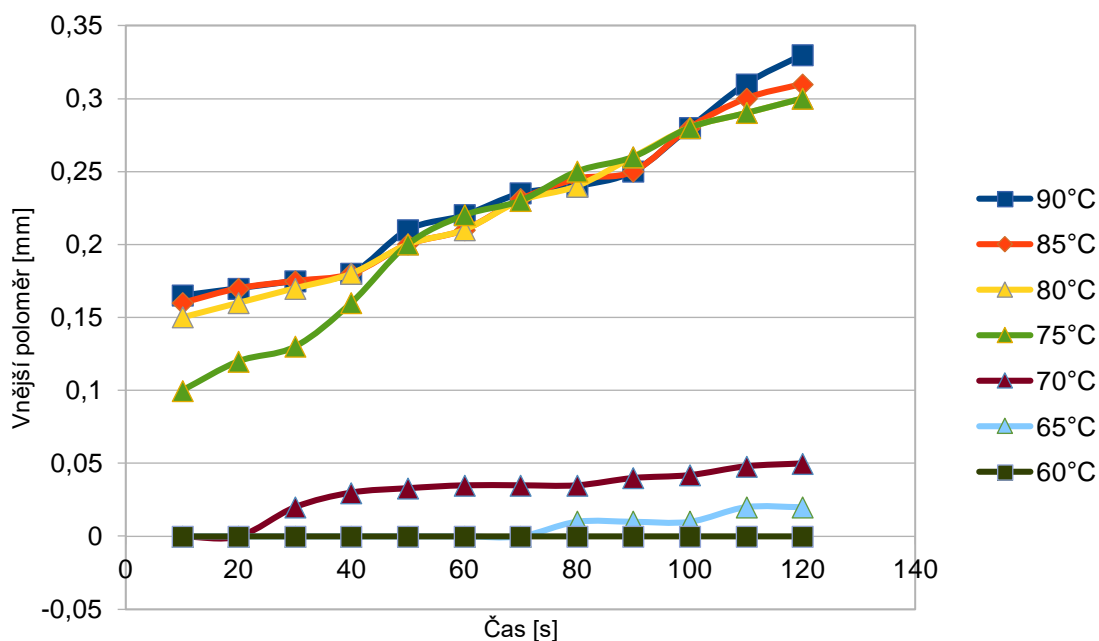


Graf 6 Velikost radiofrekvenční léze vnitřního poloměru elektrody

Na základě grafu č. 6 se ukazuje, že souvislost mezi velikostí radiofrekvenční léze vnitřního poloměru (IR) elektrody s narůstajícím časem vykazuje pro různé teploty více či méně odlišný průběh křivky. Z grafu je patrné, že při nižších teplotách do 65 °C nedochází k žádnému významnějšímu růstu IR elektrody, resp. je zaznamenáno pouze nepatrné zvětšení po 100 s u 60 °C a po 80 s u 65 °C. Nicméně významná změna nastává při dosažení 70 °C, kdy po 30 s dochází k výraznému nárůstu velikosti, která dosáhne po 50 s 0,2 mm a dále pak pozvolněji narůstá, až po konečných 120 s překročí velikost 0,4 mm. Markantně odlišná je svým průběhem dále křivka pro teplotu 75 °C, která již v prvních sekundách registruje IR přesahující 0,2 mm, přičemž po 20 s se již blíží 0,4 mm, poté se velikost spíše stabilizuje a následně dochází k jejímu pozvolnému stoupání, jejímž výsledkem je rozsah překračující 0.6 mm. Velmi podobný průběh vykazují křivky pro teploty 80 °C a 85 °C, které začínají na hodnotě IR kolem 0,4 mm, při mírně vyšší hladině v případě 85 °C, dále vykazují rychlejší nárůst velikosti, která po 40 s převyšuje 0,6 mm. Následuje pozvolnější zvětšování s výkyvem po 90 s, který se projevuje u 80 °C propadem, zatímco u 85 °C vzestupem, a konečným rozsahem IR odpovídajícím 0,8 mm. Podobně se zvyšující trend velikosti kopíruje také křivka pro 90 °C, která však začíná při značně vyšším rozsahu IR, tj. 0,7 mm, a její průběh je ještě pozvolnější s dosažením finální velikosti 1 cm.

Shodně s našimi výsledky rovněž studie Kwon a kol. (2015) reportuje růst IR léze v důsledku zvyšování teploty, zejména pak v případě vyšších úrovní teplot od 70 °C. Konkrétní pozorované schéma průběhu teplotních křivek Kwonova výzkumu se velmi podobá našim

datům, která jsou výše podrobně popsána. Statisticky signifikantní rozdíl je tedy v obou případech zaznamenán mezi teplotními skupinami 65 °C a 70 °C, stejně jako 70 °C a 75 °C.

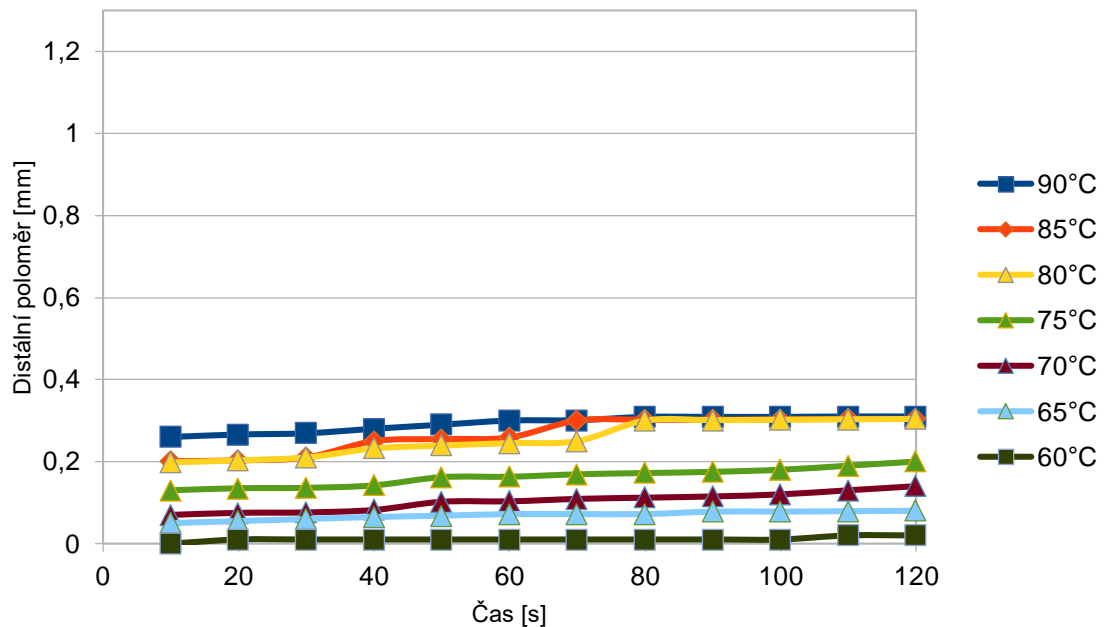


Graf 7 Velikost radiofrekvenční léze vnějšího poloměru elektrody

Graf 7 opět naznačuje pro jednotlivé stupně teplot různorodé tendence závislosti velikosti RF léze na postupujícím času i z hlediska ukazatele vnějšího poloměru (ER) elektrody. Pozoruhodný je zejména jejich markantní rozdíl pro nižší teploty do určité úrovně (70 °C), pro které je typická nulová (60 °C) či mírná (65 °C, 70 °C) souvislost velikosti ER a času, a na druhou stranu teploty nad touto hranicí (75 °C – 90 °C), které vykazují dynamický nárůst rozsahu ER v důsledku prodlužujícího se času. Tudíž ve srovnání s teplotou 70 °C, při níž se po 120 s zvětší ER z 0 jen na 0,05 mm, pouze o úroveň vyšší teplota 75 °C vyvolává po 2 minutách mnohem výraznější navýšení z 0,1 na 0,3 mm, což je celkově nejvýznamnější pozorovaná míra nárůstu mezi danými teplotami. Ve srovnání s tím je pak v případě vyšších teplot (80 °C – 90 °C) přítomen větší výchozí vnější poloměr elektrody, odpovídající 0,15 či více mm. Ovšem jejich další nárůst přibližně kopíruje trend 75 °C teplotní křivky, kdy dochází k postupnému mírně kolísavému stoupání teploty, která nakonec po 2 minutách dosahuje 0,3 mm a více, resp. v případě nejvyšší 90 °C teploty činí 0,33 mm.

Na základě srovnání těchto výstupů s výzkumnými zjištěními Kwona a kol. (2015) můžeme opět konstatovat jejich soulad, kdy pozorujeme podobný trend průběhu teplotních křivek jako

v případě vnějšího poloměru (ER) léze, kdy dochází k jejímu zvětšování vlivem teplotního růstu, především pro vyšší teploty od 70 °C. Trend průběhu teplotních křivek je opět velmi podobný těm pozorovaným v Kwonově studii. Statisticky signifikantní rozdíl v tomto případě pozorujeme zejména mezi teplotními skupinami 70 °C a 75 °C.



Graf 8 Velikost radiofrekvenční léze distálního poloměru elektrody

Na rozdíl od předchozích případů graf 8, zobrazující velikost radiofrekvenční léze distálního poloměru (DR) elektrody, nevykazuje příliš velkou variabilitu vzhledem k indikované teplotě. Rovněž lze pozorovat, že všechny teplotní křivky jsou v časovém průběhu spíše stabilní a nevykazují tedy nijak výrazný nárůst s postupujícím časem. Určitou míru růstu velikosti DR vzhledem ke zvyšující se teplotě a času nicméně registrovány jsou, a to v tom smyslu, že se stoupající teplotou se objevuje vyšší výchozí rozsah DR, který při minimální pozorované teplotě 60 °C činí 0 mm, zatímco při dosažení teplotního maxima 90 °C odpovídá 0,25 mm. S postupem času pak dochází k mírnému zvětšování DR, které po 2 minutách u nejnižší teploty 60 °C pouze nepatrně přesahuje 0, na další teplotní úrovni 65 °C odpovídá téměř 0,1 mm, při 70 °C tuto hodnotu překračuje a při 75 °C již přesahuje 0,2 mm. Do jisté míry odlišnou tendenci pak vykazují teplotní křivky pro 80 °C, 85 °C a 90 °C, jejichž finální hodnoty jsou téměř totožné a odpovídají 0,3 mm.

K obdobným výsledkům dochází rovněž studie Kwona a kol. (2015), která zaznamenává také pouze mírný teplotní nárůst, který se významněji projevuje až při srovnání teplotních skupin 60 °C a 80 °C.



Vyšší teploty mohou způsobit tvorbu plynu, přilnutí tkáně k sondě, trhání a tvorbu hematomu doprovázenou změnami poloh elektrod, což může vést k poškození sousedních nervových struktur. Tento mechanismus je ovlivněn rychlostí nárůstu teploty hrotu, kdy příliš rychle se šířící teplo vyvolává rozptýlené explozivní odpařování vody a v důsledku toho vede ke vzniku nepravidelně tvarovaných lézí, větších než požadovaný rozsah.<sup>92</sup> Nicméně ve studii Bogduka a kol.<sup>93</sup>, která zvyšuje teplotu hrotu rychlostí 1 °C až 2 °C za sekundu, a Erikssona a kol.<sup>94</sup> či Kwona a kol.<sup>93</sup>, která zvyšuje teplotu hrotu rychlostí 6 °C až 9 °C za sekundu, ani v našem případě nedošlo v důsledku vytváření plynu či přehřátí tkáně ke vzniku nežádoucích lézí.

#### 5.2.4 Diskuze

Princip působení radiofrekvenčního záření při mírnění bolesti bývá některými výzkumníky vysvětlován skrze vznik složených akčních potenciálů A-delta a C nervových vláken, která jsou blokována na úrovni nižších teplot ve srovnání s většími A-alfa a A-beta vlákny.<sup>95, 96, 97</sup> Nicméně jiná linie histologických studií s touto koncepcí polemizuje zjištěními, že RF léze způsobují neselektivní tepelnou destrukci všech vláken nacházejících se v centru léze, zatímco až na periferii dochází k selektivní destrukci vulnerabilnějších malých vláken při zachování větších.<sup>98, 99</sup>

Přestože terapie chronické bolesti s využitím RF záření byla vědecky prokázána jako efektivní a minimálně invazivní forma léčby, je třeba mít na paměti její potenciaální rizika a komplikace. Vzhledem k limitovanému poloměru malé jehly musí být aplikována přesně

---

<sup>92</sup> Cosman, E. R., Cosman, B. J. (1984). Methods of making nervous system lesions. In: Wilkins RH, Rengachary SS, editors. *Neurosurgery*. New York: McGraw-Hill; 2490–9.

<sup>93</sup> Bogduk, N., Macintosh, J., Marsland, A. (1987). Technical limitations to the efficacy of radiofrequency neurotomy for spinal pain. *Neurosurgery*, 20, 529–35.

<sup>94</sup> Eriksson, O., Wådel, K., Bylund, N. E., Kullberg, G., Rehncrona, S. (1999). In vitro evaluation of brain lesioning electrode (Leksell) using a computer-assisted video system. *Neurol Res*, 21, 89–95.

<sup>95</sup> Cobb, C. A., III, Fung, D. (1983). Quantitative analysis of lesion parameters in radiofrequency trigeminal rhizotomy. *J Neurosurg*, 58, 388–91.

<sup>96</sup> Frigyesi, T. L., Siegfried, J., Broggi, G. (1975). The selective vulnerability of evoked potentials in the trigeminal sensory root of graded thermocoagulation. *Exp Neurol*, 49, 11–21.

<sup>97</sup> Sluijter, M. E., Koetsveld-Baart, C. C. (1980). Interruption of pain pathways in the treatment of the cervical syndrome. *Anaesthesia*, 35, 302–7.

<sup>98</sup> Koning, M. V., Koning, N. J., Koning, H. M., van Kleef, M. (2013). Relationship between sensory stimulation and side effects in percutaneous radiofrequency treatment of the trigeminal ganglion. *Pain Pract*, 24, 1–7.

<sup>99</sup> van Kleef, M., Barendse, G. A., Dingemans, W. A., et al. (1995). Effects of producing a radiofrequency lesion adjacent to the dorsal root ganglion in patients with thoracic segmental pain. *Clin J Pain*, 11, 325–32.

v místě nervu, aby byla zaručena jeho koagulace.<sup>100</sup> Velikost léze závisí na tvaru, tloušťce a délce neizolovaného elektrodového hrotu a variuje s časem a teplotou aplikace. Z tohoto důvodu by důsledná analýza a zohlednění parametrů ovlivňujících velikost lézí mohly snížit incidenci vedlejších účinků. Nicméně zatím schází dostatečná výzkumná báze, která by se zaměřovala přímo na indikátory tvaru a velikosti lézí generovaných prostřednictvím Tewehe elektrody se zakřiveným hrotem.<sup>101</sup>

Na tuto skutečnost reaguje právě studie Kwon a kol., která zjistila, že Tewehe zakřivená elektroda generovala léze kopírující obrys hrotu, avšak zároveň přesahují hrot špičky. Také se ukázalo, že velikost léze se lišila v závislosti na IR, ER a DR hrotu, přičemž IR byl větší než ER a DR. Toto zjištění navíc sehrává svůj význam vzhledem k možnosti manipulace s Tewehe elektrodou kolem její 360 ° osy. Jak je dále patrné z výsledků uvedené studie, uplatňuje se jako důležitý prediktor velikosti léze rovněž teplota, jejíž nárůst do úrovně 80 °C vedl k významnému zvětšení lézí. V tomto kontextu závisí velikost léze na vytvářeném teple, tepelné ztrátě a velikosti elektrody.<sup>102</sup>

Zobrazovací techniky dále poskytly důkazy, že ke změnám velikosti lézí může docházet in vivo v závislosti na faktorech, jako je vaskularita a tepelná vodivost tkáně.<sup>103, 104</sup> Nicméně počítačová tomografie (CT) a magnetická rezonance (MR), které se používají jako jediné modality pro odhad velikosti a tvaru lézí v lidském mozku, nestačí k vyhodnocení korelace mezi tvarem léze a konfigurací elektrody, přičemž může navíc docházet v důsledku edému tkáně ke zkreslení při interpretaci výsledků v případě časného pooperačního zobrazení lézí. Dále například studie realizovaná in vitro Erikssonem a kol. zjistila, že skutečná velikost léze uvnitř tkáně může být větší než ta v albuminu, a to vzhledem k vyššímu elektrickému odporu v tkáni.<sup>105</sup>

Na druhou stranu faktor prodlouženého trvání aplikace má ve srovnání s působením zvýšené teploty nižší efekt, na což poukazuje studie Kwon a kol., ve které se léze v důsledku zvýšení

---

<sup>100</sup> Bogduk, N., Macintosh, J., Marsland, A. (1987). Technical limitations to the efficacy of radiofrequency neurotomy for spinal pain. *Neurosurgery*, 20, 529–35.

<sup>101</sup> Kwon, Y. S., Lim, S. Y., Kim, J. H., Jang, J. S., Kim, C. H., Kwon, K. J., & Yon, J. H. (2015). Analysis of radiofrequency lesions in egg whites in vitro produced by application of the Tew electrode for different temperatures and times. *Pain research & management*, 20(6), 316–320.

<sup>102</sup> Tamtéž.

<sup>103</sup> Hariz, M. I. (1990). Correlation between clinical outcome and size and site of the lesion in computed tomography guided thalamotomy and pallidotomy. *Stereotact Funct Neurosurg*, 54–55, 172–85

<sup>104</sup> Tomlinson, F. H., Jack, C. R., Jr, Kelly, P. J. (1991). Sequential magnetic resonance imaging following stereotactic radiofrequency ventralis lateralis thalamotomy. *J Neurosurg*, 74, 579–84.

<sup>105</sup> Eriksson, O., Wädell, K., Bylund, N. E., Kullberg, G., Rehncrona, S. (1999). In vitro evaluation of brain lesioning electrode (Leksell) using a computer-assisted video system. *Neurol Res*, 21, 89–95.

trvání aplikace významně zvětšily, ale neprokázaly se žádné statisticky významné rozdíly mezi jednotlivými skupinami. Vzhledem k tomu, že je doba aplikace při konstantní teplotě nedostatečně rozhodujícím faktorem pro určování velikosti lézí, nedoporučuje se její prodloužení. Nicméně je třeba dodržení určitého minimálního časového intervalu, než se léze přiblíží k maximální možné velikosti. Obecně platí, že adekvátní trvání lézí odpovídá 30 s pro malé léze (např. Perkutánní kordotomie) a 60 s až 90 s pro velké léze (např. Gasserovská ganglionektomie, thalamotomie).<sup>106</sup>

Větší léze mohou snížit pravděpodobnost vynechání cílového nervu a zároveň zvýšit počet a rozsah cílových nervů zachycených v rámci každé léze. Díky tomu lze předcházet neúplné neurolyze, zlepšit stupeň a trvání úlevy od bolesti a zkrátit dobu procedury i rentgenovou expozici. Na druhou stranu však můžou větší léze zvýšit pravděpodobnost a závažnost poškození nervů bez jejich zacílení, popálenin kůže u citlivých pacientů a postprocedurální parestézii. Optimální technika RF terapie by měla implementovat nejmenší možnou lézi v rámci nervové tkáně přesně na cílovou strukturu, a to při plné ovladatelnosti léze a bez působení komplikací a diskomfortu pro pacienta.<sup>107</sup> Konkrétně vyhodnotila studie Kwon a kol. jako nejlepší kombinaci teploty a času 80 ° C po dobu 60 s až 90 s. Přestože je studie experimentem in vitro imitujícím neurální tkáň vaječnými bílkovinami, mají její výsledky potenciál pro praktické využití RF záření v klinickém prostředí.<sup>107</sup>

---

<sup>106</sup> Kwon, Y. S., Lim, S. Y., Kim, J. H., Jang, J. S., Kim, C. H., Kwon, K. J., & Yon, J. H. (2015). Analysis of radiofrequency lesions in egg whites in vitro produced by application of the Tew electrode for different temperatures and times. *Pain research & management*, 20(6), 316–320.

<sup>107</sup> Kline, M. T., Yin, W. (2001). Radiofrequency techniques in clinical practice. In: Waldman SD, editor. *Interventional Pain Management*. 2nd edn. Philadelphia: WB Saunders; 243–93.

## 6 Závěr

Radiofrekvenční ablace je minimálně invazivní, bezpečná a účinná léčba k dosažení destrukce sekundárních zhoubných nádorů (metastáz), a to především k jejich odstranění či alespoň zmenšení. Radiofrekvenční ablace (popřípadě radiofrekvenční termoablace) patří mezi takzvané termální metody kurativní i paliativní léčby (tepelné metody). Efekt léčby je srovnáván s chirurgickým řešením. Je důležité napsat, že každá lidská tkáň má různé vlastnosti a radiofrekvenční ablace na ni působí jiným stylem. Existují různé vědecké studie popisující vlastnosti tkání, případně vodivost v různých prostředích a s různými nástroji, které jsou pravidelně aktualizovány a dostupné vědecko-lékařské veřejnosti.

Přestože využití RF techniky se stává stále populárnějším, stále neexistuje žádná technologie termálního zobrazování, která by v klinickém použití monitorovala průběh ablace v reálném čase, aby se mohlo regulovat přiměřené množství tepelné energie k destrukci poškozených buněk. Vzhledem k tomu, že během zákroku se nemonitoruje v reálném čase, musejí lékaři a intervenční radiologové spoléhat na kontrolu ultrazvukem, CT nebo MRI. Tato zobrazovací zařízení se obvykle používají k umístění elektrody a monitoruje se postup ablace. Současná omezení zahrnují nedostatečné zobrazovací metody, které prodlužují čas na operačním sále. Mohou zvýšit rizika a především náklady během operace. Pokud dojde k neúspěšné léčbě, musí lékaři znovu opakovat zákrok, dokud není tumor zcela zničen. Každý opakovaný zákrok nese zvýšené riziko infekce nebo jiných komplikací a zabere o to více času. Pokud budou k dispozici další techniky, které zlepší tyto nedostatky, RF ablace může nahradit klasickou chirurgii jako standardní léčbu rakoviny jater.

Z průběhu a výstupu experimentálních studií vyplývá, že RF termokoagulace zajišťuje dostatečně spolehlivé a přesné vytváření tepelných lézí ve specifikované neurální oblasti. Při použití přímé či zakřivené elektrody se léze rozšiřují radiálně okolo hrotu elektrody ve tvaru zploštělého sféroidu. Výslednou lézi pak charakterizuje oválný tvar paralelní k jehle, který obvykle nepřesahuje hrot jehly, takže by měla ideálně přesně přiléhat k cílovému nervu.

Celkově lze tedy shrnout, že na základě experimentálního využití vaječného bílku můžeme měřit a analyzovat velikost a tvar lézí generovaných prostřednictvím aplikace Teweho elektrody při různých teplotách a časech. Výsledná zjištění mohou přispět k optimalizaci využití radiofrekvenčního záření v průběhu léčení a zvládnutí chronické bolesti.

## Seznam použité literatury a dalších zdrojů

4 Sálání tepla - radiace. In: POKORNÝ, Marek. Sálání tepla [online]. 2006 [cit. 2018- 06-30]. Dostupné z: [http://people.fsv.cvut.cz/www/wald/Pozarni\\_odolnost/etext/specialiste](http://people.fsv.cvut.cz/www/wald/Pozarni_odolnost/etext/specialiste)

A.OKHAI Timothy, J.SMITH Cedric (2013). Principles and Application of RF System for Hyperthermia Therapy, Hyperthermia, Dr. Nagraj Huilgol (Ed.), InTech, DOI: 10.5772/55108. Dostupné z: <https://www.intechopen.com/books/hyperthermia/principles-and-application-of-rf-system-for-hyperthermia-therapy>

ADAM, Zdeněk, Jiří VANÍČEK a Jiří VORLÍČEK. Diagnostické a léčebné postupy u maligních chorob. 2., aktualiz. a dopl. vyd. Praha: Grada, 2004. ISBN 80-247-0896-5.

ALDHOON, Bashar a Josef KAUTZNER .Komplikace katetrizační ablace srdečních arytmií. Intervenční akutní kardiologie. [on-line]. 2013. roč. XII, č. 3, s. 135–140. [cit. 22.03.2017]. ISSN 1803-5302. Dostupné z: <http://www.iakardiologie.cz/pdfs/kar/2013/03/07.pdf>

BegellHouse Publisher.

Bogduk, N., Macintosh, J., Marsland, A. (1987). Technical limitations to the efficacy of radiofrequency neurotomy for spinal pain. *Neurosurgery*, 20, 529–35.

BRYCHTA, Pavel. Estetická plastická chirurgie a korektivní dermatologie. Praha: Grada, 2014. ISBN 978-80-247-0795-2.

Buijs, E. J., van Wijk, R. M., Geurts, J. W., Weeseman, R. R., Stolker, R. J., Groen, G. G. (2004). Radiofrequency lumbar facet denervation: A comparative study of the reproducibility of lesion size after 2 current radiofrequency techniques. *Reg Anesth Pain Med*, 29, 400–7.

Ceník. Centrum jednodenní chirurgie - Hradec Králové [online]. [cit. 19.06.2018]. Dostupné z: <https://www.1chirurgie.cz/cenik.htm>.

CETKOVSKÁ, Petra, Karel PIZINGER a Jiří ŠTORK. Kožní změny u interních onemocnění. Praha: Grada, 2010. ISBN 978-80-247-1004-4.

Co vás čeká při léčbě srdeční arytmie pomocí tzv. radiofrekvenční ablace - Kardiochirurgie. Kardiochirurgie. [online]. [cit. 19.06.2018]. Dostupné z: <https://www.kardiochirurgie.cz/novinky/co-vas-ceka-pri-lecbe-srdecni-arytmie-pomoci-tzv-radiofrekvencni-ablace-115>.

Cobb, C. A., III, Fung, D. (1983). Quantitative analysis of lesion parameters in radiofrequency trigeminal rhizotomy. *J Neurosurg*, 58, 388–91.

Cosman, E. R., Cosman, B. J. (1984). Methods of making nervous system lesions. In: Wilkins RH, Rengachary SS, editors. *Neurosurgery*. New York: Mcgraw-Hill; 2490–9.

ČR. 480/2000 Sb. Nařízení vlády o ochraně zdraví před neionizujícím zářením. Zákony pro lidi - Sběrka zákonů ČR v aktuálním konsolidovaném znění [online]. Dostupné z: <https://www.zakonyprolidi.cz/cs/2000-480>.

DANNHOFEROVÁ, Jana. Velká kniha barev: kompletní průvodce pro grafiky, fotografy a designéry. Brno: Computer Press, 2012. ISBN 978-80-251-3785-7

Do cell phones cause any other health problems? © 2017 American Cancer Society [online] 2017 [cit. 15.03.2017]. Dostupné z: <https://www.cancer.org/cancer/cancer-causes/radiation-exposure/cellular-phones.html>

EHRMANN, Jiří a Petr HŮLEK. Hepatologie. 2. vyd. Praha: Grada, 2014. ISBN 978-80-247-5510-6.

EISENBERGER, Martin, Alan BULAVA a Martin FIALA. Základy srdeční elektrofyzologie a katérových ablací. Praha: Grada, 2012. ISBN 978-80-247-3677-8.

ELDER, Joe A. a Daniel F. CAHILL. Biological effects of radiofrequency radiation. Research Triangle Park, N. C.: Health Effects Research Laboratory, Office of Research and Development, U.S. Environmental Protection Agency, 1984.

Elektrofyzilogické vyšetření a katetrizační ablace - II. interní klinika kardiologie a angiologie. II. interní klinika kardiologie a angiologie [online]. [cit. 19.06.2018]. Dostupné z: <http://int2.lf1.cuni.cz/elektrofyzilogicke-vysetreni-a-katetrova-ablace-poruch-srdecniho-rytmu>.

Eriksson, O., Wådell, K., Bylund, N. E., Kullberg, G., Rehncrona, S. (1999). In vitro evaluation of brain lesioning electrode (Leksell) using a computer-assisted video system. *Neurol Res*, 21, 89–95.

Frigyesi, T. L., Siegfried, J., Broggi, G. (1975). The selective vulnerability of evoked potentials in the trigeminal sensory root of graded thermocoagulation. *Exp Neurol*, 49, 11–21.

GOLD MH and MP GOLDMAN. Treatment of Wrinkles and Elastosis Using Vacuum-Assisted Bipolar Radiofrequency Heating of the Dermis. *Dermatol Surg*. 2007, s. 900–907. [online] [cit. 20.03.2017]. Dostupné z: <http://onlinelibrary.wiley.com/doi/10.1111/j.15244725.2007.33064.x/abstract;jsessionid=CB0FD54677F2B96C0681BF3320EFB738.f03t02>

GOLDNER, G., WACHTER-GERSTNER, N., WACHTER, S., DIECKMAN, K., JANDA, M., POTTER, R. Acute Side Effects during 3-D-Planned Conformal Radiotherapy of Prostate Cancer. In: *Strahlentherapie und Onkologie*. Urban & Vogel, 2003.

HAEMMERICH, Dieter. BIOPHYSICS OF RADIOFREQUENCY ABLATION.

Hariz, M. I. (1990). Correlation between clinical outcome and size and site of the lesion in computed tomography guided thalamotomy and pallidotomy. *Stereotact Funct Neurosurg*, 54–55, 172–85

IHNÁT, Peter. Základní chirurgické techniky a dovednosti. Praha: Grada Publishing, 2017. ISBN 978-80-271-0334-8.

IKEM. Katetrizační ablace arytmií. © IKEM 2006-2011[on-line].[cit. 22.03.2017]. Dostupné z: <http://www2.ikem.cz/www?docid=1004017>

Indikace radioterapie. Linkos: Česká onkologická společnost České lékařské společnosti J. E. Purkyně.[online]. ČOS ČLS JEP [cit. 17.05.2018]. Dostupné z: <https://www.linkos.cz/pacient-a-rodina/lecba/jak-se-licit/radioterapie-ozarovani/indikace-radioterapie/>.

ISLAM, MD Mohaiminul a ASADUL ISLAM, Muhammad. Radio Frequency Ablation of Liver Tumor-Influence of Vein Wall and Location of Large Vessels. Journal of Biomedical Engineering and Medical Imaging. [cit 30-06-2018]. [online]. Dostupé z: <http://scholarpublishing.org/index.php/JBEMi/article/view/3261/2516>.

IT IS FOUNDATION. TISSUE PROPERTIES V4.0. IT IS Foundation [online]. [cit. 2018-06-21]. DOI: 10.13099/VIP21000-04-0. Dostupné z: <https://www.itis.ethz.ch/virtual-population/tissue-properties/downloads/>.

JANÍKOVÁ, Eva a Renáta ZELENÍKOVÁ. Ošetrovatelská péče v chirurgii: pro bakalářské a magisterské studium. Praha: Grada, 2013. Sestra (Grada). ISBN 978-80-247-4412-4.

KASI Venkatesh, Tejas M. Kalyanpur, Kaustubh Narsinghpura. Bipolar radiofrequency-induced thermotherapy of great saphenous vein: Our initial experience. Indian J Radiol Imaging 2012, 86–88. [on-line][cit. 27.03.2017]. Dostupné z: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC3498646>

Kline M.T., Yin, W. Radiofrequency techniques in clinical practice. (2001). In: Waldman SD, editor. *Interventional Pain Management*. 2nd edn. Philadelphia: WB Saunders; pp. 243–93.

Komplexní perkutánní léčba maligních procesů v játrech. Linkos: Česká onkologická společnost České lékařské společnosti J. E. Purkyně. [online]. [cit. 19.06. 2018]. Dostupné <https://www.linkos.cz/lekar-a-multidisciplinari-tym/kongresy/po-kongresu/databaze-tuzemskych-onkologickych-konferencnich-abstrakt/komplexni-perkutanni-lecba-malignich-procesu-v-jatrech/>.

Koning, M. V., Koning, N. J., Koning, H. M., van Kleef, M. (2013), Relationship between sensory stimulation and side effects in percutaneous radiofrequency treatment of the trigeminal ganglion. *Pain Pract*, 24, 1–7.

KRAJÍČEK, Milan, Jan H. PEREGRIN, Miloslav ROČEK a Pavel ŠEBESTA. Chirurgická a intervenční léčba cévních onemocnění. Praha: Grada, 2007. ISBN 978-80-247-0607-8.

KRŠKA, Zdeněk, David HOSKOVEC a Luboš PETRUŽELKA. Chirurgická onkologie. Praha: Grada, 2014. ISBN 978-80-247-4284-7.

Kwon, Y. S., Lim, S. Y., Kim, J. H., Jang, J. S., Kim, C. H., Kwon, K. J., & Yon, J. H. (2015). Analysis of radiofrequency lesions in egg whites in vitro produced by application of the Tew electrode for different temperatures and times. *Pain research & management*, 20(6), 316–320

Lékařský dům Praha 7. Léčba křečových žil metodou VNUS Closure Fast. [on-line][cit. 03. 2017]. Dostupné z: <http://www.ld.cz/cevni-poradna/vnus-closure-fast/>

LIPSKÁ, Ludmila a Vladimír VISOKAI. Recidiva kolorektálního karcinomu: komplexní přístup z pohledu chirurga. Praha: Grada, 2009. ISBN 978-80-247-3026-4.

LUKÁŠ, Karel. Gastroenterologie a hepatologie pro zdravotní sestry. Praha: Grada, 2005. ISBN 8024712830.

MAZÁNEK, Jiří. Zubní lékařství: propedeutika. Praha: Grada, 2014. ISBN 978-80-247-3534-4

Modrá kniha České onkologické společnosti: 6. PRIMÁRNÍ NÁDORY JATER, ŽLUČNÍKU A ŽLUČOVÝCH CEST (C22-24). 24. Brno: Masarykův onkologický ústav, 2018. Str. 39 – 43.

Nemocnice Přerov. Chirurgické oddělení. RFA - léčba varikozit dolních končetin. 2017 © AGEL a.s. [on-line].[cit. 27.03.2017]. Dostupné z: <http://nemocniceprerov.agel.cz/pracoviste/oddeleni/chirurgicke-oddeleni/rozsah-pece/rfa.html>

Oh, M. Y., Hodaie, M., Kim, S. H., Alkhani, A., Lang, A. E., Lozano, A. M. (2001). Deep brain stimulator electrodes used for lesioning: Proof of principle. *Neurosurgery*, 49, 363–7.

PENHAKER, Marek. Lékařské diagnostické přístroje: učební texty. Ostrava: VŠB - Technická univerzita Ostrava, 2004. ISBN 8024807513.

Pino, C. A., Hoeft, M. A., Hofsess, C., Rathmell, J. P. (2005). Morphologic analysis of bipolar radiofrequency lesions: Implications for treatment of the sacroiliac joint. *Reg Anesth Pain Med*, 30, 335–8.

PODOLSKÝ J. James Clerk Maxwell a zrození dynamické teorie elektromagnetického pole. [online]. [cit 19-06-2018]. Dostupné z: <http://utf.mff.cuni.cz/popularizace/Maxwell/JEVICK98.pdf>.

Příručka k obsluze KARDIÁLNÍ ABLAČNÍ GENERÁTOR S REGULACÍ TEPLoty se 4 nezávislými a současně zobrazovanými kanály, (termočlánek) 1 kanál (termistor) Číslo modelu IBI-1500T11 Verze softwaru 3.0 [on-line]. ] [cit. 22.03.2017]. Dostupné z: <http://www.cardion.cz/file/850/manual-ibi1500t11.pdf>



Radiofrequency ablation: A new, emerging procedure burns cancer cells. Health News and Information - News Medical [online]. [cit. 30.06.2018]. Dostupné z: <https://www.news-medical.net/news/20180425/Radiofrequency-ablation-A-new-emerging-procedure-burns-cancer-cells.aspx>

RFITT Olympus Celon. Centrum jednodenní chirurgie - Hradec Králové [online]. [cit. 19. 06. 2018]. Dostupné z: [https://www.1chirurgie.cz/radiofrekvencni-ablace-rfitt-olympus-celon.htm?gclid=CjwKCAjwsJ3ZBRBJEiwAtuvtLMNGfJ4XZnvJq14OTm5RCms8kY2Y6FJQg287QS4gr7Gtre6r50OPIBoC8IYQAvD\\_BwE](https://www.1chirurgie.cz/radiofrekvencni-ablace-rfitt-olympus-celon.htm?gclid=CjwKCAjwsJ3ZBRBJEiwAtuvtLMNGfJ4XZnvJq14OTm5RCms8kY2Y6FJQg287QS4gr7Gtre6r50OPIBoC8IYQAvD_BwE).

ROKYTA, Richard. Bolest a jak s ní zacházet: učebnice pro nelékařské zdravotnické obory. Praha: Grada, 2009. ISBN 978-80-247-3012-7.

RTOG/EORTC Late Radiation Morbidity Scoring Schema. RTOG [online]. Dostupné z: <https://www.rtog.org/ResearchAssociates/AdverseEventReporting/RTOGEORTCLateRadiationMorbidityScoringSchema.aspx>.

Řehák Martin. Působení elektromagnetického pole velkého výkonu na biologický systém [cit 19-06-2018]. [online]. Dostupné z: <http://www.rayer.g6.cz/elektro/sembup/sembup.htm>.

SKALICKÝ, Tomáš a Vladislav TŘEŠKA. Radiofrekvenční ablace jaterních nádorů. Praha: Maxdorf, 2006. Jessenius. ISBN 80-7345-063-1.

Sluijter, M. E., Koetsveld-Baart, C. C. (1980). Interruption of pain pathways in the treatment of the cervical syndrome. *Anaesthesia*, 35, 302–7.

STÁREK, Zdeněk, Martin EISENBERGER, Libor ZAORAL, Pavel LEINVEBER, Pavel a Miroslav NOVÁK. Radiofrekvenční katetrizační ablace supraventrikulárních tachyarytmií, historie a současnost. *Intervenční akutní kardiologie* [on-line]. 2006. roč. V, č. 3, s. 122- [cit. 22.03.2017]. ISSN 1803-5302. Dostupné z: <http://www.iakardiologie.cz/pdfs/kar/2006/03/06.pdf>

SUNG, Ruey J. and Michael R. LAUER. *Fundamental approaches to the management of cardiac arrhythmias*. Springer, 2000, ISBN 978-0-7923-6559-4

ŠPIČÁK, Julius a Ondřej URBAN. *Novinky v digestivní endoskopii*. Praha: Grada Publishing, 2015. ISBN 978-80-247-5283-9.

Tobler, W. D., Tew, J. M., Jr, Cosman, E., Keller, J. T., Quallen B. (1983). Improved outcome in the treatment of trigeminal neuralgia by percutaneous stereotactic rhizotomy with a new, curved tip electrode. *Neurosurgery*, 12, 313–7.

Tomlinson, F. H., Jack, C. R., Jr, Kelly, P. J. (1991). Sequential magnetic resonance imaging following stereotactic radiofrequency ventralis lateralis thalamotomy. *J Neurosurg*, 74, 579–84

- TUČEK, Milan, Miroslav CIKRT a Daniela PELCLOVÁ. Pracovní lékařství pro praxi: příručka s doporučenými standardy. Praha: Grada, 2005. ISBN 80-247-0927-9.
- VÁLEK, Vlastimil, Zdeněk KALA a Igor KISS. Invazivní lokální léčba metastáz kolorektálního karcinomu. *Kolorektální karcinom*, 2009, s. 60–62. [online] 2017 [cit. 15.03.2017]. Dostupné z: [https://www.mojemedicina.cz/files/leciva/jine-soubory/avastin/invazivni\\_likalni\\_lecba.pdf](https://www.mojemedicina.cz/files/leciva/jine-soubory/avastin/invazivni_likalni_lecba.pdf)
- VÁLEK, Vlastimil, Zdeněk KALA a Igor KISS. Maligní ložiskové procesy jater: diagnostika a léčba včetně minimálně invazivních metod. Praha: Grada, 2006. ISBN 80-247-0961-9.
- VÁLEK, Vlastimil, Zdeněk KALA a Igor KISS. Maligní ložiskové procesy jater: diagnostika a léčba včetně minimálně invazivních metod. Praha: Grada, 2006. ISBN 80-247-0961-9.
- van Kleef, M., Barendse, G. A., Dingemans, W. A., et al. (1995). Effects of producing a radiofrequency lesion adjacent to the dorsal root ganglion in patients with thoracic segmental pain. *Clin J Pain*, 11, 325–32.
- van Loveren, H., Tew, J. M., Jr, Keller, J. T., Nurre, M. A. (1982). A 10-year experience in the treatment of trigeminal neuralgia. Comparison of percutaneous stereotaxic rhizotomy and posterior fossa exploration. *J Neurosurg*, 57, 757–64.
- VELA, Marcelo F. Refluxní choroba jícnu - GERD. Praha: Grada, 2015. ISBN 978-80-247-4063-8.
- VÍTOVEC, Jiří a Jindřich ŠPINAR. Farmakoterapie kardiovaskulárních onemocnění. 2. přeprac. a dopl. vydání. Praha: Grada, 2004. ISBN 80-247-0866-3.
- VODIČKA, Josef. Speciální chirurgie. 2., dopl. vyd. Praha: Karolinum, 2014. ISBN 978-80-246-2512-6.
- VYSLOUŽIL, Kamil. Komplexní léčba nádorů rekta. Praha: Grada, 2005. ISBN 80-247-0628-8.
- ZHANG, Bing, Michael AJ MOSER, Yigang LUO, Edwin M ZHANG a Wenjun ZHANG. Evaluation of the current radiofrequency ablation systems using axiomatic design theory. *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part H: Journal of Engineering in Medicine*[online]. 2014, 228(4), 397-408 [cit. 2018-06-30]. ISSN 0954-4119. Dostupné z: <http://journals.sagepub.com/doi/10.1177/0954411914530104>

## Seznam tabulek, grafů a obrázků

### Seznam tabulek

Tabulka 1 Elektrická vodivost tkání, frekvence 500 kHz při RF ablaci.....	28
Tabulka 2 Vodivost vybraných tkání pro frekvenci do 1 MHz.....	29
Tabulka 3 Dielektrické vlastnosti o frekvenci 120 kHz.....	31
Tabulka 4 Dielektrické vlastnosti o frekvenci 240 kHz .....	32
Tabulka 5 Dielektrické vlastnosti o frekvenci 360 kHz.....	32
Tabulka 6 Dielektrické vlastnosti tkání o frekvenci 480 kHz .....	32

### Seznam grafů

Graf 1 Křivky znázorňují hodnoty permitivity a konduktivity jater v závislosti na frekvenci .....	32
Graf 2 Křivky znázorňují hodnoty permitivity a konduktivity ledvin v závislosti na frekvenci .....	33
Graf 3 Křivky znázorňují hodnoty permitivity a konduktivity kůže v závislosti na frekvenci .....	34
Graf 4 Křivky znázorňují hodnoty permitivity a konduktivity plic (nafouknuté) v závislosti na frekvenci .....	<b>Chyba! Záložka není definována.</b>
Graf 5 Křivky znázorňují hodnoty permitivity a konduktivity plic (vyfouknuté) v závislosti na frekvenci .....	35
Graf 6 Velikost radiofrekvenční léze vnitřního poloměru elektrody .....	40
Graf 7 Velikost radiofrekvenční léze vnějšího poloměru elektrody .....	41
Graf 8 Velikost radiofrekvenční léze distálního poloměru elektrody .....	42

### Seznam obrázků

Obrázek 1 Elektromagnetické spektrum.....	3
Obrázek 2 Zobrazení katétrů v srdci při ablaci .....	9
Obrázek 3 Generátor RF energie .....	10
Obrázek 4 Rozdíl v nastavení generátoru při RFA.....	11
Obrázek 5 Rozdíl mezi standardním a chlazeným katétrem .....	12

Obrázek 6 Systémy chladicích ablačních katétrů .....	12
Obrázek 7 Umístění sondy do poškozené tkáně.....	14
Obrázek 8 Rozmístění malých zahnutých elektrod ze sondy do poškozené tkáně .....	14
Obrázek 9 Ohřev okolní tkáně pomocí rozmístěných elektrod .....	15
Obrázek 10 Vysunutí sondy z poškozené tkáně.....	15
Obrázek 11 Typy sond k RFA.....	16
Obrázek 12 RF generátor využívaný v onkologii.....	17
Obrázek 13 RFA varixů .....	18
Obrázek 14 RFA u varixů .....	19
Obrázek 15 Bipolární sonda .....	20
Obrázek 16 Obecné grafické znázornění RF ablace.....	24
Obrázek 17 Zakřivená TEW elektroda s kanylou .....	37
Obrázek 18 Detail hrotu TEW elektrody.....	37