



TECHNICKÁ UNIVERZITA V LIBERCI  
Fakulta zdravotnických studií



# Aplikace elektrické impedanční tomografie v medicíně

## Bakalářská práce

*Studijní program:* B3944 – Biomedicínská technika  
*Studijní obor:* 3901R032 – Biomedicínská technika  
*Autor práce:* **Kristýna Kůtková**  
*Vedoucí práce:* Ing. Bc. Jiří Primas, Ph.D.





# The Application of Electrical Impedance Tomography in Medicine

## Bachelor thesis

*Study programme:* B3944 – Biomedical Technology  
*Study branch:* 3901R032 – Biomedical Technology  
*Author:* **Kristýna Kůtková**  
*Supervisor:* Ing. Bc. Jiří Primas, Ph.D.





## Zadání bakalářské práce

# Aplikace elektrické impedanční tomografie v medicíně

*Jméno a příjmení:* **Kristýna Kůtková**  
*Osobní číslo:* **D16000006**  
*Studijní program:* **B3944 Biomedicínská technika**  
*Studijní obor:* **Biomedicínská technika**  
*Zadávací katedra:* **Fakulta zdravotnických studií**  
*Akademický rok:* **2018/2019**

### Zásady pro vypracování:

Cíle práce:

- 1) Popsat princip elektrické impedanční tomografie
  - 2) Aplikovat metodu elektrické impedanční tomografie na vepřové tkáně
  - 3) Zpracovat a porovnat výsledky z elektrické impedanční tomografie v závislosti na rozlišovací schopnosti
- Teoretická východiska (včetně výstupu z kvalifikační práce):

Elektrická impedanční tomografie je neinvazivní lékařská technika využívající nízkofrekvenční elektrické proudy. Je schopna zobrazit vnitřní strukturu těla na základě rozdílných elektrických vlastností tkání. Tato technika od sebe umožňuje odlišit jednotlivé typy tkání a poskytuje důležité informace o jejich fyziologickém stavu, patologii a také funkci. Výstupem bakalářské práce bude vytvoření odborného článku připraveného k publikaci v odborném periodiku.

Metoda:

Experimentální metoda.

Technika práce, vyhodnocení dat:

Technika práce: Aplikace neinvazivní metody elektrické impedanční tomografie na odlišné vzorky tkání, ale také velikostí.

Vyhodnocení dat: Pozorování a porovnávání různých snímků daných vzorků. Zpracování do grafů a tabulek.

Místo a čas realizace výzkumu:

Místo: Technická univerzita Liberec budova L, laboratoř mechaniky tekutin. Čas: listopad 2018 leden 2019.

Vzorek:

Vzorky tkání rozdílných vlastností a velikostí (vepřová kůže, kost, chrupavka).

Rozsah pracovní zprávy:

50 – 70

Forma zpracování práce:

tištěná/elektronická



### Seznam odborné literatury:

- ALEKSANYAN G. K., GORBATENKO N. I. a A. D. TARASOV. 2014. Modern Trends in Development of Electrical Impedance Tomography in Medicine. Biosciences Biotechnology Research Asia. 11(2), 85-91. DOI 10.13005/bbra/1444. Dostupné také z: <http://www.biotech-asia.org/absdoic.php?snoid=1444>
- FRERICHS, I., T. BECHER a N. WEILER. 2014. Electrical impedance tomography imaging of the cardiopulmonary system. Current Opinion in Critical Care. 20(3), 323-332. DOI 10.1097/MCC.0000000000000088. Dostupné také z: <http://content.wkhealth.com/linkback/openurl?sid=WKPTLP:landingpage&an=00075198-201406000-00016>
- GRÜNES, Richard a Karel ROUBÍK. 2008. Elektrická impedanční tomografie a její využití v respirační péči. Lékař a technika. 38(1). 42-47.
- HARIKUMAR, R., R. PRAB a S. RAGHAVAN. 2013. Electrical impedance tomography (EIT) and its medical applications: A review. International Journal of Soft Computing and Engineering (IJSCE). 3(4), 193-198. ISSN 2231-2307.
- KŘÍŽ, Michal. 2014. Příručka pro zkoušky elektrotechniků: požadavky na základní odbornou způsobilost. 10. vyd. Praha: Elektro (IN-EL). ISBN 978-80-87942-01-7.
- LOPOT, František. 2016. Bioimpedometrie a její využití v dialyzační léčbě. Vnitřní lékařství. 62(6), 47-54. ISSN 0042-773x. Dostupné také z: <http://www.prolekare.cz/vnitri-lekarstvi-clanek/bioimpedometrie-a-jeji-vyuziti-v-dialyzacni-lecbe-60096>
- LYMPEROPOULOS, Georgios et al. 2017. Applications for Electrical Impedance Tomography (EIT) and Electrical Properties of the Human Body. Advances in Experimental Medicine and Biology. 2017(989), 109-117. DOI 10.1007/978-3-319-57348-9\_9. Dostupné také z: [http://link.springer.com/10.1007/978-3-319-57348-9\\_9](http://link.springer.com/10.1007/978-3-319-57348-9_9)
- MEIR, Arie a Boris RUBINSKY. 2015. Electrical impedance tomography of electrolysis. PloS One. 10(6), e0126332. DOI 10.1371/journal.pone.0126332. eCollection 2015. Dostupné také z: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC4454594/>
- ROMANENKO, Sergei et al. 2017. The interaction between electromagnetic fields at megahertz, gigahertz and terahertz frequencies with cells, tissues and organisms: risks and potential. Journal of The Royal Society Interface. 14(137). 20170585. DOI 10.1098/rsif.2017.0585. Dostupné také z: <http://rsif.royalsocietypublishing.org/lookup/doi/10.1098/rsif.2017.0585>
- SEDLÁŘ, M., E. STAFFA a V. MORNSTEIN. 2014. Zobrazovací metody využívající neionizující záření. Masarykova univerzita: Biofyzikální ústav LF MU. ISBN 978-80-210-7156-8. Dostupné také z: <https://munispace.muni.cz/index.php/munispace/catalog/view/160/325/227-1>
- SCHULLCKE, B., B. GONG a K. MOELLER. 2015. Steps towards 3D Electrical Impedance Tomography. Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC). 2015, 5323-5326. DOI 10.1109/EMBC.2015.7319593. Dostupné také z: <http://ieeexplore.ieee.org/document/7319593/>

Vedoucí práce:

Ing. Bc. Jiří Primas, Ph.D.  
Ústav nových technologií a aplikované informatiky

Datum zadání práce:

1. září 2018

Předpokládaný termín odevzdání:

30. června 2019

L. S.

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

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

V Liberci 30. listopadu 2018

## Prohlášení

Byla jsem seznámena s tím, 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 (TUL) nezasahuje do mých autorských práv užitím mé bakalářské práce pro vnitřní potřebu TUL.

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

Bakalářskou práci jsem vypracovala samostatně s použitím uvedené literatury a na základě konzultací s vedoucím mé bakalářské práce a konzultantem.

Současně čestně prohlašuji, že texty tištěné verze práce a elektronické verze práce vložené do IS STAG se shodují.

16. 4. 2019

Kristýna Kůtková

## **Poděkování**

Ráda bych poděkovala panu Ing. Bc. Jiřímu Primasovi, Ph.D. za vedení mé bakalářské práce a panu Ing. Bc. Michalovi Malíkovi, Ph.D. za pomoc při výzkumné části práce. Zejména pak děkuji za jejich cenné rady, připomínky, objasnění dané problematiky a v neposlední řadě za jejich trpělivost.

## Anotace

|               |                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                    |
|---------------|------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|
| Autor         | Kristýna Kůtková                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                   |
| Instituce     | Fakulta zdravotnických studií                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                      |
| Název práce   | Aplikace elektrické impedanční tomografie v medicíně                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                               |
| Vedoucí práce | Ing. Bc. Jiří Primas, Ph.D.                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                        |
| Počet stran   | 52                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                 |
| Počet příloh  | 1                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                  |
| Rok obhajoby  | 2019                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                               |
| Souhrn        | <p>Elektrická impedanční tomografie je neinvazivní lékařská technika využívající nízkofrekvenční elektrické proudy pro zobrazení elektrických vlastností tkání a vnitřních struktur těla. Cílem práce je seznámit se s touto technikou a aplikovat ji na 6 různých typů tkání a na základě zkušeností s přístrojem navrhnout a vytvořit praktické cvičení pro studenty, aby se mohli i oni v rámci předmětu „Tomografické zobrazovací systémy“ blíže seznámit s touto metodou.</p> |
| Klíčová slova | elektrická impedanční tomografie, bioimpedance, konduktivita                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                       |

## **Annotation**

|             |                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                               |
|-------------|---------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|
| Author      | Kristýna Kůtková                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                              |
| Institution | Faculty of Health Studies                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                     |
| Title       | The Application of Electrical Impedance Tomography in Medicine                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                |
| Supervisor  | Ing. Bc. Jiří Primas, Ph.D.                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                   |
| Pages       | 52                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                            |
| Apendix     | 1                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                             |
| Year        | 2019                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                          |
| Summary     | Electrical impedance tomography is a non-invasive medical technique which uses low-frequency electrical currents for imaging of the electrical properties of tissues and internal body structures. The goal of this work is to get acquainted with this technique, apply it to 6 different types of tissue and based on the experience with the device to create a practical exercise for students, so they could get familiar with this method especially in the subject „Tomographical imaging techniques“. |
| Keywords    | electrical impedance tomography, bioimpedance, conductivity                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                   |

# Obsah

|                                                              |    |
|--------------------------------------------------------------|----|
| Seznam použitých symbolů .....                               | 11 |
| Seznam použitých zkratk .....                                | 12 |
| I. Úvod .....                                                | 13 |
| II. Teoretická část .....                                    | 14 |
| 2.1 Elektrická impedanční tomografie .....                   | 14 |
| 2.1.1 Historie EIT .....                                     | 14 |
| 2.1.2 Princip EIT .....                                      | 15 |
| 2.2 Elektrické vlastnosti lidských tkání .....               | 18 |
| 2.2.1 Pasivní elektrické vlastnosti tkání .....              | 18 |
| 2.2.2 Aktivní elektrické vlastnosti tkání .....              | 20 |
| 2.2.3 Vedení proudu a odpor tkání.....                       | 20 |
| 2.3 Elektrická impedanční tomografie v medicíně .....        | 22 |
| 2.3.1 EIT v respirační péči .....                            | 23 |
| 2.3.2 EIT v kardiologii .....                                | 24 |
| 2.3.3 EIT v neurologii .....                                 | 24 |
| 2.3.4 EIT v onkologii .....                                  | 25 |
| 2.3.5 Další použití EIT .....                                | 26 |
| 2.4 Výhody a nevýhody elektrické impedanční tomografie ..... | 26 |
| III. Výzkumná část .....                                     | 28 |
| 3.1 Cíle bakalářské práce .....                              | 28 |
| 3.2 Metodika výzkumu .....                                   | 28 |
| 3.2.1 Seznámení s přístrojem .....                           | 28 |
| 3.2.2 Kalibrace EIT a měření .....                           | 30 |
| 3.3 Analýza výzkumných dat .....                             | 32 |
| 3.3.1 Přehled jednotlivých vzorků .....                      | 33 |
| 3.4 Shrnutí naměřených hodnot .....                          | 44 |
| IV. Diskuze .....                                            | 45 |
| V. Návrh doporučení pro praxi .....                          | 46 |
| VI. Závěr .....                                              | 47 |
| Seznam použité literatury .....                              | 48 |
| Seznam obrázků a tabulek .....                               | 51 |
| Seznam příloh .....                                          | 52 |

## Seznam užitých symbolů

| Symbol   | Jednotka                    | Význam symbolu a jednotky                                     |
|----------|-----------------------------|---------------------------------------------------------------|
| R        | [ $\Omega$ ]                | elektrický odpor [ohm]                                        |
| U        | [V]                         | elektrické napětí [volt]                                      |
| I        | [A]                         | elektrický proud [ampér]                                      |
| S        | [m <sup>2</sup> ]           | plocha průřezu [metr čtverečný]                               |
| l        | [m]                         | délka [metr]                                                  |
| $\rho$   | [ $\Omega \cdot \text{m}$ ] | měrný elektrický odpor (rezistivita) [ohm metr]               |
| $\sigma$ | [S·m <sup>-1</sup> ]        | měrná elektrická vodivost (konduktivita)<br>[siemens na metr] |
| G        | [S]                         | elektrická vodivost [siemens]                                 |
| f        | [Hz]                        | frekvence [hertz]                                             |
| t        | [°C]                        | teplota [stupeň Celsia]                                       |
| l        | [cm]                        | délka [centimetr]                                             |

## Seznam použitých zkratek

| Zkratka | Význam                                                                |
|---------|-----------------------------------------------------------------------|
| EIT     | elektrická impedanční tomografie                                      |
| MRI     | magnetická rezonance                                                  |
| UZ      | ultrazvuk                                                             |
| RTG     | rentgenové vyšetření                                                  |
| CT      | výpočetní tomografie                                                  |
| PET     | pozitronová emisní tomografie                                         |
| CHOPN   | chronická obstrukční plicní nemoc                                     |
| ARDS    | acute respiratory distress syndrome<br>(syndrom akutní dechové tísně) |
| MMG     | mamografie                                                            |
| USG     | ultrasonografie                                                       |
| EEG     | elektroencefalografie                                                 |
| EKG     | elektrokardiografie                                                   |
| 2D      | dvojměrný (obraz)                                                     |
| 3D      | trojměrný (obraz)                                                     |

# **I. Úvod**

V současné době máme v našem zdravotnictví mnoho zobrazovacích metod. V otázce kterou z nich zvolit se lékaři často přiklání k metodám, které jsou jednoduché, přesné, rychlé a pokud možno neinvazivní, tudíž šetrné a bezpečné pro pacienta. Kromě běžných zobrazovacích metod jako jsou například magnetická rezonance (MRI), výpočetní tomografie (CT), vyšetření pomocí ultrazvuku (UZ) či rentgenového záření (RTG), tu máme další zobrazovací metodu, která využívá elektrických vlastností lidského těla. Jedná se o elektrickou impedanční tomografii. Tato metoda našla své uplatnění v mnoha lékařských oborech, včetně kardiologie, neurologie, onkologie nebo například v respirační péči.

Přestože je vyšetření pomocí elektrické impedanční tomografie bezpečnou a relativně levnou záležitostí, její výpočty jsou náročné a ovlivněné mnoha obrazovými artefakty (nejčastěji biologickými). Také rozlišovací schopnost elektrické impedanční tomografie je poměrně nízká.

V mé bakalářské práci bych nejprve ráda popsala princip a použití této metody. Následně ji budeme ve výzkumné části práce aplikovat na vzorky vepřových a hovězích tkání (kůže, svalovina, játra, ledvina, plíce a kost), čímž se zároveň naučím pracovat s tímto typem přístroje. Na závěr bude naším úkolem vytvořit praktické cvičení pro studenty, aby se mohli i oni v rámci předmětu Tomografické zobrazovací systémy blíže seznámit s touto metodou.

## **II. Teoretická část**

### **2.1 Elektrická impedanční tomografie**

#### **2.1.1 Historie EIT**

Počátky vývoje EIT sahají do 20. let minulého století, kdy se vědci zabývali pasivními elektrickými vlastnostmi biologických tkání. O dvacet let později (ve 40. letech 20. století) se tato metoda poprvé uplatňuje v praxi, a to při tzv. impedanční kardiografii. Použití v kardiologii dalo veliký impuls pro její další vývoj a zanedlouho se tato metoda objevila i v jiných lékařských oborech, jako je například onkologie, neurologie nebo pneumologie (Sedlář, Staffa a Mornstein, 2014).

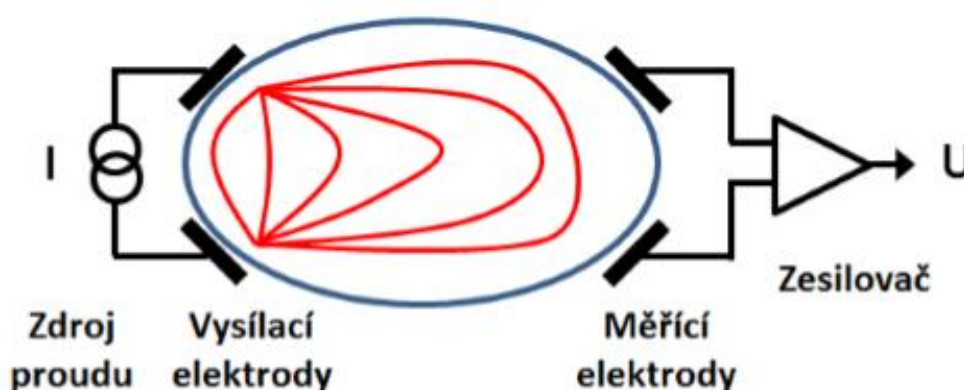
V roce 1978 se objevuje první pokus o vytvoření zobrazovacího systému založeného na měření impedance, který sestavil p. Webster. Pro klinickou aplikaci je však použitelný systém vytvořen až o šest let později (Sedlář, Staffa a Mornstein, 2014). Toto zařízení, pojmenované systém Maltron Sheffield Mk I, sestavili David C. Barber a Brian H. Brown (Teschner, Imhoff a Leonhardt, 2015). Díky tomuto systému pořídili jako první obraz řezu lidského předloktí. Systém měří konduktivitu pomocí digitálně generovaného sinusového proudového impulsu o frekvenci 20,83 kHz a velikostí proudového impulsu 5 mA (Grünes a Roubík, 2008). Měření se provádí pomocí sady 8 elektrod. Tento systém byl zanedlouho poupraven a dostal označení Maltron Sheffield Mk II. Maltron, který už se pyšní 16 elektrodami, a tak je jeho obraz i kvalitnější.

Do poloviny 90. let se do výzkumu souvisejícího s EIT aktivně zapojilo více než 30 výzkumných skupin (Teschner, Imhoff a Leonhardt, 2015). Dalším vývojovým krokem byl systém GOE MF II sestavený skupinou Gerharda Helliga a Guentera Hahna v Göttingenu (Grünes a Roubík, 2008). Tento systém rovněž využívá 16 elektrod s amplitudou proudového impulsu 5 mA a frekvencí impulsu až 70kHz (Grünes a Roubík, 2008). Jednalo se o první systém EIT na světě, který se systematicky využíval v experimentálních validačních studiích u zvířat, fyziologických studiích dobrovolníků a klinickém výzkumu. Tento systém byl speciálně navržen pro detekci funkce plic (Teschner, Imhoff a Leonhardt, 2015).

Mezi nejnovější komerční systémy EIT patří systém Dräger Medical EIT, jehož parametry jsou velice podobné systému GOE MF II (Grünes a Roubík, 2008).

### 2.1.2 Princip EIT

Pro měření se používá speciální elektroimpedanční systém. Mezi jeho hlavní části patří zdroj elektrického proudu, vysílací a měřicí elektrody, zesilovač signálu a obvody, které daný signál zpracují (viz Obr. 1). Počet elektrod je různý. Nejčastěji se používá 26 až 32 elektrod pro vytvoření 2D obrazu. Maximální počet elektrod je až 256, čímž můžeme získat i 3D obraz.



Obr. 1 Elektroimpedanční systém (Sedlář, Staffa a Mornstein, 2014)

Vpravováním elektrického proudu do těla se uvnitř podle jeho struktur a elektrických vlastností těla rozdělí potenciál. Potenciál se stejnou velikostí vytvoří izopotenciální hladiny, které jsou kolmé na směr šíření proudu. Tyto hladiny postupně vytvoří napěťový profil tkáně, kterou je už schopná měřicí elektroda rozpoznat. Je třeba říci, že i v lidském těle se elektrický proud řídí Kirchhoffovými zákony (Sedlář, Staffa a Mornstein, 2014).

Proud je do těla vysílán vždy jednou dvojicí elektrod a je snímán velkým počtem. Navzdory tomu je napětí vždy měřeno mezi jednotlivými dvojicemi. Provádí se stovky až tisíce měření. Dvojice měřících elektrod se postupně přepínají, což zaručí množství příslušných dat, díky nimž můžeme zrekonstruovat výsledný obraz. Toho je docíleno pomocí vhodného výpočetního algoritmu. Dodnes se používá algoritmus, který vytvořili Barber a Brown v roce 1984. Ten pracuje na principu superpozice (součtu) všech naměřených napěťových profilů na sebe. Výsledný obraz vzniká pomocí filtrované zpětné projekce. Díky selektivním filtrům lze pak odstranit či eliminovat nežádoucí artefakty. Bohužel i přesto se tento algoritmus potýká s řadou problémů. Jednou z nich je neschopnost potlačit poškozená data. Problém nastává i při měření zaoblených nebo

kulatých předmětů. V tomto případě se nabízí použití aproximativní iterativní metody (Sedlár, Staffa a Mornstein, 2014).

Výsledné obrazy můžeme získat třemi různými metodami. První dvě jsou statické. Absolutní metoda vytvoří obraz přímo z naměřených hodnot konduktivity nebo rezistivity. Diferenční metoda od sebe odečítá dva různé obrazy elektrických vlastností tkání, které jsme vytvořili po sobě v různých časech. Poslední z nich je funkční metoda, která je dynamická. Díky ní jsme schopni zaznamenat časově proměnný obraz, a to dnes již v řádu mikrosekund (Sedlár, Staffa a Mornstein, 2014).

Pokud bychom chtěli vypočítat neznámou elektrickou vlastnost tkáně, dostaneme rovnici, která nám udává vztah mezi velikostí elektrického proudu aplikovaného do těla a elektrickým napětím získaným z povrchu těla pomocí měřících elektrod. Řešení se označuje jako Calderónův inverzní problém. Pro toto řešení je však třeba znát přesné umístění elektrod a hranice měřených objektů, resp. jejich povrch. Princip výpočtu vychází z Maxwellových rovnic elektrického pole a Ohmova zákona (Sedlár, Staffa a Mornstein, 2014).

Základem je definice elektrického pole. To se definuje jako gradient elektrického potenciálu (viz Rovnice 1).

$$E = -\nabla\phi$$

Rovnice 1 (Sedlár, Staffa a Mornstein, 2014, s. 143)

Hustota elektrického proudu  $j$  je definována jako součin intenzity elektrického pole  $E$  a rezistivity neboli měrné elektrické vodivosti  $\sigma$  (viz Rovnice 2).

$$j = \sigma E$$

Rovnice 2 (Sedlár, Staffa a Mornstein, 2014, s. 144)

Dosazením první rovnice do druhé dostáváme Ohmův zákon (viz Rovnice 3).

$$j = -\sigma\nabla\phi$$

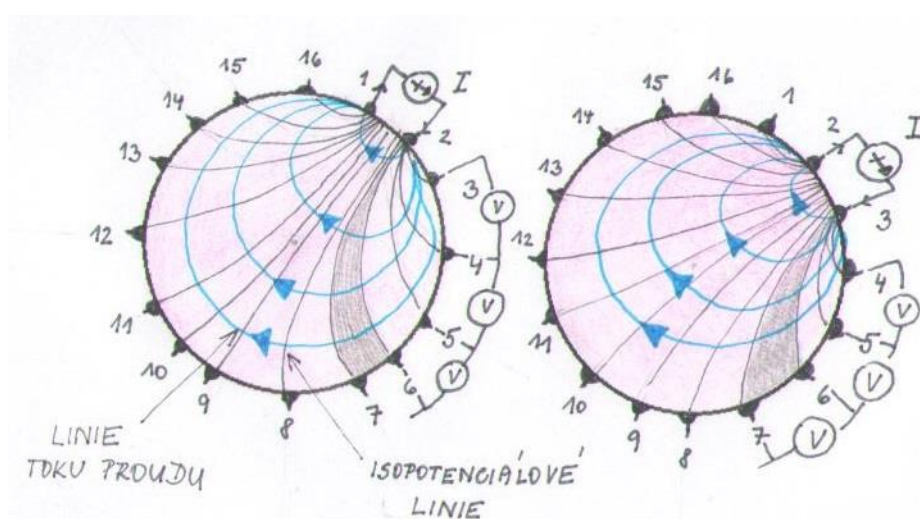
Rovnice 3 (Sedlár, Staffa a Mornstein, 2014, s. 144)

Pokud jako jediný zdroj elektrického proudu považujeme zdroj z vnějšího prostředí přivedený do těla pomocí elektrod, což znamená, že zanedbáme elektrické vlastnosti vzniklé přímo ve tkáních, pak platí Kirchhoffův zákon (viz Rovnice 4).

$$\nabla \cdot \sigma \nabla \varphi = 0$$

Rovnice 4 (Sedlář, Staffa a Mornstein, 2014, s. 144)

Na závěr této kapitoly bych ráda zmínila metody umístění elektrod okolo měřeného objektu, ať už je jedná o lidské tělo, nebo pouze biologickou tkáň. V základu máme čtyři možné metody. Jednou z nich je Neighboring metoda (viz Obr. 2), kterou navrhli Brown a Segar. Jak už z názvu napovídá, proud je do systému aplikován skrz sousední elektrody a napětí je postupně měřeno na všech ostatních přilehlých párech. Pokud proud aplikujeme např. mezi první pár elektrod (1. a 2.), bude mezi nimi nejvyšší proudová hustota, která bude v závislosti na vzdálenosti klesat. Napětí je postupně měřeno na páru 3-4, následně 4-5 a tak dále. Celkem získáme 13 napětových profilů, které jsou nezávislé (Harikumar, Prabu a Raghaven, 2013). Za další metodu Cross se zasloužila trojice vědců, konkrétně Hua, Webster a Tompkins. V této metodě se vezmou 2 přilehlé elektrody – první je určena jako proudová elektroda a druhá jako napěťová referenční elektroda. Vedlejší elektroda je označená jako druhá proudová elektroda a napětí je měřeno na zbylých 13. Tato metoda má dobrou citlivost uvnitř měřených tkání (vzorků), naopak je horší v periferiích. Další z metod EIT je metoda Opposite, při které je proud aplikován přes dvě protilehlé elektrody. Výsledkem získáme 13 měření. Poslední z nich je Adaptivní metoda, kterou navrhli Gisser, Isaacson a Newell. Při této metodě je proud vpravován skrze všechny elektrody (Vala, 2013).



Obr. 2 Neighboring metoda (Vala, 2013)

## 2.2 Elektrické vlastnosti lidských tkání

Každá tkáň v lidském těle se prokazuje jistými elektrickými vlastnostmi. Tyto vlastnosti můžeme rozdělit podle dvou aspektů. Pokud zdroj elektrického proudu pochází z vnějšího prostředí, hovoříme o pasivních elektrických vlastnostech. Naopak o aktivních elektrických vlastnostech lidské tkáně hovoříme, vzniká-li elektrický proud v lidském organismu jako výsledek fyziologických dějů na membránách buněk vzrušivých tkání a orgánů. Můžeme je zpozorovat například při činnosti srdce či mozku (Rosina et al, 2013).

### 2.2.1 Pasivní elektrické vlastnosti tkání

Prostředí lidských tkání je komplikovaným vodičem elektrického proudu hlavně díky jeho nehomogenitě. Je to dáno zejména tím, že různé typy tkání mají různá chemická složení a strukturu, ať už se jedná o mezibuněčné prostředí, buněčné membrány či cytoplazmu. Tato prostředí můžeme charakterizovat určitou měrnou vodivostí (Rosina et al, 2013). Nitrobuněčné a mezibuněčné prostředí se obvykle vykazuje vysokou měrnou vodivostí, která se pohybuje v rozmezí kolem 0,2 až 1,0 S/m. Oproti tomu měrná vodivost buněčných membrán dosahuje mnohem nižších hodnot, v řádech  $10^{-6}$  až  $10^{-8}$  S/m. Ačkoli se stejnosměrný i střídavý proud dostávají do těla stejně, tj. cestou nejmenšího odporu, jejich pohyb v organismu je rozdílný (Sedlář, Staffa a Mornstein, 2014).

Tímto se dostáváme k fyzikálním veličinám popisující schopnost organismu vést elektrický proud. Jednou ze základních veličin je elektrický odpor  $R$ . Ten popisuje vztah mezi napětím a stejnosměrným elektrickým proudem a definujeme ho pomocí Ohmova zákona (viz Rovnice 5). Jednotkou je ohm  $\Omega$  (Rosina et al, 2013).

$$R [\Omega] = \frac{U}{I}$$

Rovnice 5 (Sedlář, Staffa a Mornstein, 2014, s. 131)

Pro nás však bude důležitější rezistivita a konduktivita. Rezistivita  $\rho$  (neboli měrný elektrický odpor) popisuje odpor vodiče jednotkové délky ( $l$ ) a jednotkového průřezu

(S), (viz Rovnice 6), (Sedlář, Staffa a Mornstein, 2014). Jedná se o materiálovou konstantu. Jednotkou měrného elektrického odporu je ohm metr  $\Omega \cdot m$  (Rosina et al, 2013).

$$\rho [\Omega \cdot m] = \frac{RS}{l}$$

Rovnice 6 (Sedlář, Staffa a Mornstein, 2014, s. 133)

Rezistivitu pro jednotlivé části lidského těla nalezneme v následující tabulce (Tab. 1):

Tab. 1 Rezistivita tkání a orgánů pro  $f = 20\text{--}100\text{kHz}$  (Grünes a Roubík, 2008, s. 43)

| Tkáň              | Rezistivita ( $\Omega \text{ cm}$ )                   |
|-------------------|-------------------------------------------------------|
| Mozkomíšní mok    | 65                                                    |
| Plasma            | 66                                                    |
| Krev              | 150                                                   |
| Játra             | 350–550                                               |
| Kosterní svalstvo | 125–150 (longitudinálně)<br>1800–2300 (transverzálně) |
| Srdeční sval      | 160–575 (longitudinálně)<br>424–5181 (transverzálně)  |
| Nervová tkáň:     |                                                       |
| bílá hmota        | 580                                                   |
| šedá hmota        | 284                                                   |
| šedá hmota        | 682                                                   |
| Plíce             | 727–2363                                              |
| Tuková tkáň       | 2060–2720                                             |
| Kostní tkáň       | 16600                                                 |

Konduktivita  $\sigma$  (neboli měrná elektrická vodivost) se definuje jako převrácená hodnota měrného elektrického odporu (viz Rovnice 7), (Sedlář, Staffa a Mornstein, 2014).

$$\sigma [1/\Omega \cdot m] = \frac{1}{\rho}$$

Rovnice 7 (Sedlář, Staffa a Mornstein, 2014, s. 134)

Tato veličina popisuje schopnost materiálu vést elektrický proud. Izolanty budou mít měrnou elektrickou vodivost malou, naopak u materiálu, který je dobrým vodičem, je hodnota konduktivity vyšší (Rosina et al, 2013). Jednotkou konduktivity je siemens na metr ( $S \cdot m^{-1}$ ), popřípadě  $\Omega^{-1} \cdot m^{-1}$ , pokud vyjadřujeme z převrácené hodnoty rezistivity. Měrnou elektrickou vodivost také můžeme vyjádřit, známe-li délku tělesa

(l), elektrickou vodivost látky (G) a plochu (S), (viz Rovnice 8), která je kolmá na směr proudu (Sedlář, Staffa a Mornstein, 2014).

$$\sigma [S/m] = \frac{lG}{S}$$

Rovnice 8 (Sedlář, Staffa a Mornstein, 2014, s. 134)

### 2.2.2 Aktivní elektrické vlastnosti tkání

Aktivní elektrické vlastnosti tkání jsou ty vlastnosti, které vznikají vlastní aktivitou tkáně, popř. celého orgánu. Tyto elektrické jevy vznikají např. při činnosti mozku (ty můžeme sledovat pomocí EEG – projevují se jako různé typy vln, které dělíme podle jejich frekvence), činnosti srdce (ty snímáme pomocí EKG), (Rosina et al, 2013).

Pokud v buňce nastane akční potenciál, na určitou dobu se změní polarita membrány, která dosáhne kladných hodnot, tuto změnu jsme schopni zaznamenat. „Řada těchto elektrických jevů je pro probíhající procesy charakteristická, avšak při onemocnění organismu se mění.“ (Vala, 2013, s. 2) Zkrátka každá buňka má jakýsi klidový transmembránový potenciál a v případě absence takového potenciálu můžeme jasně říci, že se jedná o buňku nefunkční, resp. mrtvou (Romanenko et al., 2017).

### 2.2.3 Vedení proudu a odpor tkání

V předchozí kapitole jsme už lehce zmínili složení lidské tkáně. Ta je tedy tvořena mezibuněčnou tekutinou (extracelulární), jejíž hlavní složkou je tkáňový mok, krevní plazma a lymfa. Tyto tři složky tvoří především voda, bílkoviny, enzymy, hormony, aminokyseliny, soli, elektrolyty atd. Buňka je ohraničena plazmatickou membránou. Uvnitř je intracelulární tekutina, kterou nazýváme cytoplazma. Dále pak obsahuje jádro a různé buněčné organely (Sedlář, Staffa a Mornstein, 2014).

„Ve vztahu k elektrickému proudu se biologická tkáň chová jako zvláštní druh vodiče, který se od klasických kovových vodičů a elektrolytů odlišuje svojí velmi složitou mikroskopickou i makroskopickou strukturou, nehomogenitou a anizotropií.“ (Sedlář, Staffa a Mornstein, 2014, s. 142) Elektrický proud je veden tkání kladnými a zápornými ionty, které obsahuje právě extracelulární a intracelulární tekutina. Vodivost tkáně pro střídavý elektrický proud lze odhadnout pomocí tohoto vztahu (viz Rovnice 9).

$$G \sim = \sigma_e \frac{2(1-b)\sigma_e + (1+2b) \left( \frac{\sigma_i(\sigma_m + i\omega C_m)a}{\sigma_i + (\sigma_m + i\omega C_m)a} \right)}{(2+b)\sigma_e + (1-b)a \left( \frac{\sigma_i(\sigma_m + i\omega C_m)a}{\sigma_i + (\sigma_m + i\omega C_m)a} \right)}$$

Rovnice 9 (Sedlář, Staffa a Mornstein, 2014, s. 135)

$\sigma_e$ : vodivost extracelulární tekutiny

$\sigma_i$ : vodivost intracelulární tekutiny

$\sigma_m$ : vodivost buněčné membrány

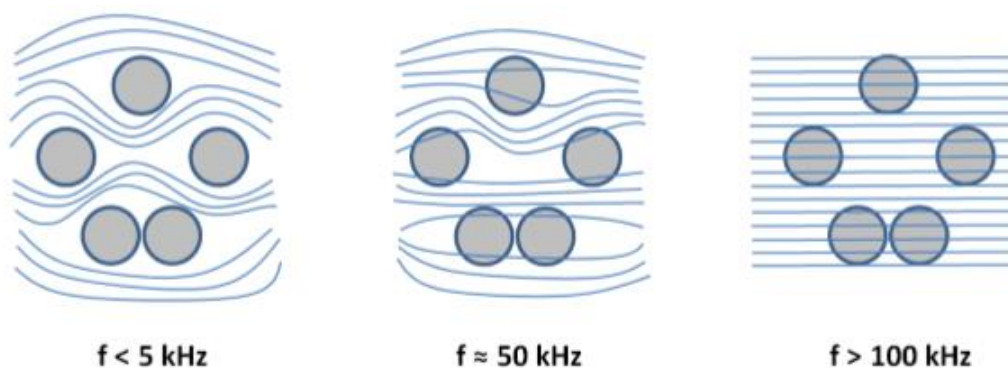
$C_m$ : kapacita buněčné membrány

$\omega$ : úhlová frekvence střídavého proudu

$a$ : poloměr buňky

$b$ : objemový podíl buněk z celkového objemu tkáně

Při průchodu střídavého elektrického proudu záleží hlavně na jeho frekvenci (viz Obr. 3). Pokud je frekvence proudu nízká, střídavý proud buňkou neprojde. To platí pro frekvence nižší než 5 kHz. Pokud budeme frekvenci postupně zvyšovat, buňka začne být pomalu průchodná. Při hodnotách vyšších než 100 kHz už elektrický proud plně prochází (Sedlář, Staffa a Mornstein, 2014).

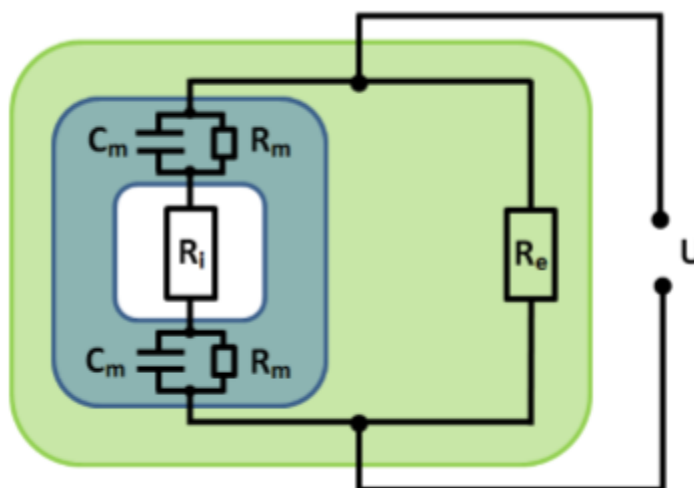


Obr. 3 Průchod střídavého elektrického proudu o různých frekvencích buňkou  
(Sedlář, Staffa a Mornstein, 2014)

Při vyšetření pomocí EIT využíváme hodnoty střídavého elektrického proudu od 0,1 do 1 mA (Sedlář, Staffa a Mornstein, 2014). Podle normy je maximální bezpečný střídavý proud do 3,5 mA, avšak takto to je definováno pro frekvenci 10-100 Hz. U EIT používáme frekvenci 10 kHz až 1 MHz, načež pro 10 kHz se uvádí maximální hodnota

1 mA (Kříž, 2014). Proud, který jsou vysílány do biologické tkáně, ji nesmí v žádném případě poškodit (Sedlář, Staffa a Mornstein, 2014).

Jestliže mluvíme o vedení proudu, je třeba také zmínit, že to, že elektrický proud při nízkých frekvencích neprojde buňkou, je dáno jejím odporem, tzv. bioimpedancí (Sedlář, Staffa a Mornstein, 2014). Celkový odpor lidského těla je průměrně 1000 – 3000  $\Omega$ . (Kříž, 2014) Tkáně s vysokým obsahem vody budou mít hodnotu odporu nízkou. Oproti tomu tuk nebo kost mají hodnotu bioimpedance vysokou. Pro usnadnění výpočtu bioimpedance je dobré si biologickou tkáň nahradit vhodným elektrickým obvodem (Sedlář, Staffa a Mornstein, 2014). „Obvyklým modelem biologické tkáně je čtyřprvkové odporově-kapacitní zapojení tvořené odporem extracelulární tekutiny ( $R_e$ ), odporem intracelulární tekutiny ( $R_i$ ) a paralelním zapojením odporu buněčné membrány ( $R_m$ ) a kapacity membrány ( $C_m$ ).“ (Sedlář, Staffa a Mornstein, 2014, s. 137)



Obr. 4 Elektrický obvod – model biologické tkáně

(Sedlář, Staffa a Mornstein, 2014)

## 2.3 Elektrická impedanční tomografie v medicíně

Jak už bylo zmíněno, EIT našla své uplatnění v mnoha lékařských oborech. Ačkoli její využití v nemocniční praxi je spíše výjimkou, zájem o ni je zřejmý (Frerichs, Becher a Weiler, 2014). Pro lepší přehled je zde vložena tabulka (viz Tab. 2), která zobrazuje čtyři hlavní lékařské obory, kde se EIT využívá, popř. by se dala využít.

Tab. 2 Přehled použití EIT v různých oborech medicíny. (Adler a Boyle, 2017)

| <i>Application</i>           | <i>Description</i>                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                           |
|------------------------------|----------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|
| Lung function                | <ul style="list-style-type: none"> <li>- Distribution of tidal volume</li> <li>- Regions of overdistension, atelectasis</li> <li>- Recruitment/derecruitment of lung tissue</li> <li>- Respiratory system mechanics</li> <li>- Regional compliance (<math>\Delta Z/\Delta P</math>)</li> <li>- Opening and closing pressures</li> <li>- Edema and extra-vascular lung water</li> <li>- Alarms: one-lung ventilation, pneumothorax</li> </ul> |
| Perfusion & cardiac function | <ul style="list-style-type: none"> <li>- Regional Distribution of blood flow</li> <li>- Contrast-based perfusion measurement</li> <li>- Pulsatility-based perfusion measurement</li> <li>- Cardiac output</li> <li>- Systemic blood pressure (via pulse timing)</li> <li>- Pulmonary blood pressure (via pulse timing)</li> <li>- Intravascular fluid responsiveness</li> <li>- Ventilation-perfusion matching</li> </ul>                    |
| Neural & brain activity      | <ul style="list-style-type: none"> <li>- Stroke (Hemorrhagic vs. Ischemic)<sup>†</sup></li> <li>- Epileptic regions and foci<sup>†</sup></li> <li>- Cerebral perfusion</li> <li>- Neural activation (via opening of ion channels)</li> <li>- Cerebral activation pattern for evoked potentials</li> <li>- Cerebral edema</li> </ul>                                                                                                          |
| Cancerous tissue             | <ul style="list-style-type: none"> <li>- Breast cancer screening<sup>†</sup></li> <li>- Prostate cancer screening<sup>†</sup></li> <li>- EIT + mammography<sup>†</sup></li> <li>- EIT + ultrasound<sup>†</sup></li> </ul>                                                                                                                                                                                                                    |
| Other                        | <ul style="list-style-type: none"> <li>- Gastric and Intestinal motility</li> <li>- Pharyngeal transit times</li> <li>- Bladder volume and emptying</li> <li>- Edema<sup>†</sup></li> <li>- Hemorrhage and blood accumulation<sup>†</sup></li> </ul>                                                                                                                                                                                         |

<sup>†</sup>indicates use of aEIT or fdEIT imaging; others use tdEIT

Kromě nemocničního prostředí se díky fenoménu zdravého životního stylu EIT přenesla i do specializovaných center, kde se zabývají měřením bioimpedometrie. V těchto centrech dokáží převést naměřené hodnoty impedance na hodnoty objemů pro jednotlivé kompartmenty tělesných tekutin. Získají tak přehled o nutričním stavu člověka, množství jeho tělesného tuku (tj. pasivní tělesná hmota) a naopak aktivní tělesné hmoty (např. svaly, kosti, ale také voda). Tímto způsobem můžeme dokonce získat absolutní hodnotu zavodnění, což má uplatnění v dialyzační léčbě (Lopot, 2016).

### 2.3.1 EIT v respirační péči

V respirační péči má EIT velké uplatnění hlavně kvůli anatomické struktuře plic. V závislosti na obsahu vzduch v alveolárním prostoru se mění měrná vodivost, což dokáže detekovat jen málo přístrojů. Rovněž dokáže rozpoznat přítomnost tekutiny v alveolárním prostoru, patologické změny či neobvyklou strukturu plicního parenchymu (Grünes a Roubík, 2008). Na rozdíl od RTG dokáže EIT spolehlivě odhadnout objem plicní tekutiny (Trepte et al., 2016). Díky kontrastu obrazu může EIT jednoznačně přepočítat také objem vzduchu v plicích (Grünes a Roubík, 2008).

Na rozdíl od CT umožňuje i dlouhodobé monitorování plic. Výhodou je vizualizace ventilace a optimalizaci ventilační terapie u kriticky nemocných pacientů (Trepte et al., 2016). Ta lze provádět přímo u lůžka pacienta a je neinvazivní. Monitorování umožňuje sledovat regionální i celkovou distribuci plynu v plicích, zobrazuje plicní atelektázy (nevzdušnost plicní tkáně) či místa postižené hyperinflací, která jsou dominantním patofyziologickým rysem CHOPN (Grünes a Roubík, 2008).

EIT také zvládá detekovat pneumotorax, čímž je označeno nahromadění vzduchu či jiného plynu v pleurální dutině (Costa, Lima a Amato, 2009). Své uplatnění také našla při vyšetření ARDS. Ten je charakterizován difúzním alveolárním poškozením, které je spojeno se zvýšením alveolární a kapilární propustnosti a může vést k intersticiálnímu a alveolárnímu edému (Lobo et al., 2018).

Vize budoucnosti je i kontinuální 3D monitorace plic, kde se však zatím potýkáme s řadou problémů. Hlavním z nich je citlivost na nesoulad tvaru při pohyby hrudníku během dýchání (Schulcke, Gong a Moeller, 2015).

### **2.3.2 EIT v kardiologii**

V kardiologii má EIT své uplatnění téměř minimální. Nicméně lze pomocí ní měřit a sledovat směr a rychlost proudění krve srdečními oddíly, dokonce i srdeční výdej. Napomáhá k určení systémového a plicního arteriálního tlaku. V neposlední řadě se využívá k měření plicní perfuze (Adler a Boyle, 2017). Je třeba zmínit, že vpravování střídavého proudu do těla může vyvolat interferenci, a tak ovlivnit funkci přístrojů a implantátů. Z tohoto důvodu se nesmí EIT aplikovat u lidí, kteří mají implantovaný kardiostimulátor, defibrilátor nebo jiný kovový přístroj (Sedlář, Staffa a Mornstein, 2014).

### **2.3.3 EIT v neurologii**

Není vyloučeno, že se zanedlouho dočkáme nějakého pokroku použití EIT i v neurologii. Už teď se povedlo pomocí této metody zaznamenat mozkovou aktivitu. Při nervové aktivitě mozku se otevrou iontové kanály, čímž se změní koncentrace, která zapříčiní změnu vodivosti, kterou jsme schopni pomocí EIT snímat. Vzhledem k tomu,

že ischemická tkáň má jinou elektrickou vodivost na rozdíl od zdravé, bylo by využití EIT v tomto oboru na místě (Adler a Boyle, 2017). To by nám dovolilo zobrazit například mozkovou mrtvici či krvácení. Už teď se EIT využívá při lokalizaci epileptických ložisek (Sedlár, Staffa a Mornstein, 2014).

### 2.3.4 EIT v onkologii

Ačkoli by EIT našla uplatnění i v onkologii, většina lékařů se od této metody odvrací. Elektroimpedanční mamograf MEIK není při diagnostice karcinomu prsu spolehlivější než klasický mamograf. Přestože nezatěžuje tělo RTG zářením na rozdíl do klasického mamografu, spousta lékařů se s touto metodou neztotožňuje (Skovajsova a Daneš, 2019). Přesto však ji lze v některých nemocnicích nalézt, a to nejen při diagnostice karcinomu prsu, ale třeba také prostaty (Adler a Boyle, 2017). EIT zobrazí zánět prsní žlázy, který se jako všechny patologie projeví sníženou impedancí tkáně (Sedlár, Staffa a Mornstein, 2014).

Celkově můžeme vyšetření karcinomu prsu rozdělit do dvou instrumentálních skupin. Do první skupiny zahrnujeme rentgenovou MMG a USG. Tyto dvě metody jsou založeny na studii anatomie mléčné žlázy. Zjišťují, zdali není struktura orgánu patologická (Skovajsova a Daneš, 2019). „*Do druhé skupiny patří diagnostické metody založené na fyziologii a na zvláštnosti metabolismu v tkáních prsu v normě a patologii. Určují přítomnost nebo nepřítomnost patologie ve struktuře orgánu.*“ (Skovajsova a Daneš, 2019)

Primářka MUDr. Miroslava Skovajsová, Ph.D., a profesor MUDr. Jan Daneš, CSc., z komise odborníků pro mamární diagnostiku tvrdí, že systém MEIK není schopen rozpoznat zhoubný nádor v počátečním stádiu s dostatečnou spolehlivostí. Při prevenci rakoviny prsu dávají přednost mamografu či vyšetření ultrazvukovou metodou (Skovajsova a Daneš, 2019). Přesto vše je ale například v Rusku klinicky schválen. Dokonce se od roku 2015 prodává tzv. gynekologická impedanční tomografie (GIT), která se zaměřuje na onkologické onemocnění děložního čípku (Aleksanyan, Gorbatenko a Tarason, 2014). V následující tabulce je zobrazená analýza s pravděpodobností pro různé patologie (viz Tab. 3).

Tab. 3 Analýza patologických jevů při karcinomu prsu  
(Akhtari-Zavare a Latiff, 2015)

| *Histopathological Entities | Sensitivity           |                       |                                    |
|-----------------------------|-----------------------|-----------------------|------------------------------------|
|                             | Mammography (MG)      | Ultrasonography (USG) | 3D Electrical Impedance Tomography |
| Fibrocystic mastitis        | 83.3%,                | 94.4%,                | 77.8%,                             |
|                             | 95% CI 58.6% to 96.4% | 95% CI 72.7% to 99.9% | 95% CI 52.4% to 93.4%              |
| Cyst                        | 81.0%,                | 100%,                 | 100%,                              |
|                             | 95% CI 58.1% to 94.6% | 95% CI 83.9% to 100%  | 95% CI 83.9% to 100%               |
| Fibroadenoma                | 87.5%,                | 75.0%,                | 68.8%,                             |
|                             | 95% CI 61.7% to 98.5% | 95% CI 57.2% to 92.7% | 95% CI 41.3% to 88.9%              |
| Carcinoma                   | 100%,                 | 100%,                 | 75.0%,                             |
|                             | 95% CI 39.8% to 100%  | 95% CI 39.8% to 100%  | 95% CI 19.4% to 99.4%              |

### 2.3.5 Další použití EIT

Prozatím zde byly zmíněny hlavní lékařské obory, kde se může EIT využít nebo se už plně využívá. Z dalších klinických aplikací se také využívá při sledování gastrického vyprazdňování, zejména pak při průchodu tenkým střevem, ale také žaludkem. I tyto vnitřní orgány se projevují jistými elektrickými vlastnostmi, které lze snímat pomocí elektrogastrografie. Dále můžeme EIT použít při hypertermických terapiích, protože se změnou teploty se mění také elektrický proud (Sedlář, Staffa a Mornstein, 2014).

Když opomeneme lékařské obory, je třeba zmínit, že jsme dnes už schopni v biologickém vzorku sledovat i dynamické změny hodnoty pH například během elektrolýzy, což své uplatnění v oblasti medicíny jistě nalezne také (Meir a Rubinsky, 2015).

## 2.4 Výhody a nevýhody elektrické impedanční tomografie

EIT má ve srovnání s jinými zobrazovacími metodami mnoho výhod. Hlavní z nich je, že je tato metoda neinvazivní. Elektrody se lepí přímo na tělo pacienta, což ho nijak nepoškozuje, takže nezpůsobuje žádné trvalé následky ani jiné kosmetické vady, jako jsou například jizvy. To vede hned k další výhodě, a to je její bezpečnost. Metoda EIT není založena na ionizujícím záření, ani nepracuje s žádnými toxickými látkami na rozdíl od jiných zobrazovacích metod, jako jsou např. CT nebo PET. Navíc podle několika studií, které byly provedeny, proud, který tělem při EIT prochází, neohrožuje

zdraví (Lympelopoulos et al., 2017). V neposlední řadě je to rychlost, ale také nízká cena toho vyšetření (Sedlář, Staffa a Mornstein, 2014). EIT umožňuje záznam časově proměnného obrazu, což je obrovská výhoda pro dlouhodobou monitoraci i u lůžka pacienta (Lympelopoulos et al., 2017).

Na druhou stranu má tato metoda samozřejmě i řadu nevýhod, které brání jejímu širšímu použití. Tou hlavní je rozlišovací schopnost a kvalita obrazu. To je dáno především počtem elektrod, které dávají omezené množství informací (Lympelopoulos et al., 2017). Tuto chybu měření může způsobit také špatné a nepřesné rozmístění elektrod. Vzhledem k tomu, že se elektrický proud nešíří lidským tělem po přímce, výsledný obraz nemusí zobrazit přesnou pozici (umístění) sledovaného objektu. Problém nastává i při zobrazení hluboko uložených tkání. Měřicí elektrody nemusí mít dostatečný dosah pro kvalitní zobrazení. Nevýhodou je také výpočetní náročnost a složitost vyhodnocení obrazu. V poslední řadě to jsou hlavně obrazové artefakty. (Sedlář, Staffa a Mornstein, 2014) *„Obrazové artefakty mohou způsobovat např. impedanční změny v hrudníku vlivem dýchání (až o 300 %) a srdeční činnosti (až o 3 %), změny pozice elektrod, změny odporu vrstvy na rozhraní elektroda – povrch objektu, pohybové artefakty, artefakty vlivem průtoku krve a pulsace cév nebo artefakty způsobené elektromagnetickými poli z okolí“* (Sedlář, Staffa a Mornstein, 2014, s. 145)

### **III. Výzkumná část**

#### **3.1 Cíle bakalářské práce**

V teoretické části práce jsme zdárně splnili první cíl, což bylo popsání principu metody elektrické impedanční tomografie. Vzhledem k tomu, že jsme zdravotnický obor, doplnili jsme toto téma ještě o konkrétní aplikace v praxi, a to zejména v nemocničním prostředí. V následující části se budeme věnovat zbylým cílům. Pokusíme se sami aplikovat tuto metodu na vzorky biologický tkání. Díky tomu se naučíme pracovat s tímto typem přístroje, a tak i lépe pochopit princip fungování. Získané výsledky porovnáme s tabulkovými hodnotami.

#### **3.2 Metodika výzkumu**

Ve výzkumné části se tedy zabýváme aplikací elektrické impedanční tomografie na biologické tkáně, a to zejména na tkáně vepřové, ale také hovězí. Jako vzorky jsme použili vepřovou kost, kus vepřového tuku i s kůží a svalovinu. Mimo jiné jsme se zaměřili i na vnitřní orgány. Jako vzorky jsme si zvolili vepřovou ledvinu a část jater. Na závěr jsme zkusili do tomografu vložit hovězí plíci (a srdce). Výzkumná část bakalářské práce probíhala na Technické univerzitě v budově L, kde se nachází Laboratoř mechaniky tekutin.

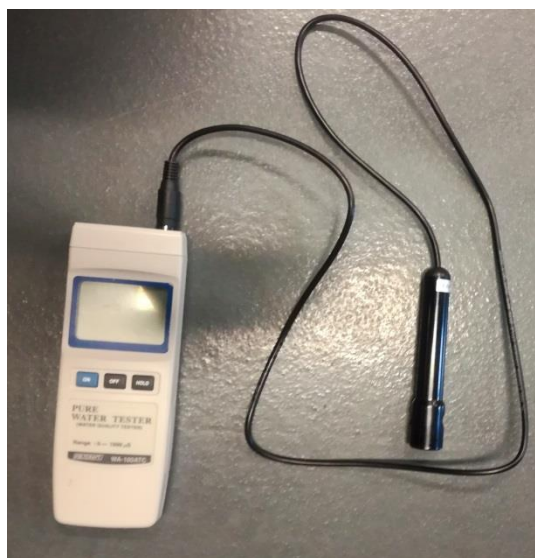
##### **3.2.1 Seznámení s přístrojem**

V Laboratoři mechaniky tekutin mě pan doktor Jiří Primas a pan doktor Michal Malík seznámili s přístrojem *P2+ Elektrical Resistance Tomography* od firmy *Industrial Toography Systems plc* (ITS). Tento systém může mít až 128 elektrod. Pro naše měření jsme použili celkem 64 elektrod, které byly umístěny ve 4 řadách po 16 elektrodách. Tento průmyslový elektrický impedanční tomograf má 3 stupně nastavení elektrického proudu, a to v rozmezí 0-1,5 mA, 1,5-15 mA a 15-75 mA. Pro naše měření jsme použili druhý stupeň, což je tedy rozsah střídavého proudu od 1,5 do 15 mA.

Velikost střídavého elektrického proudu musí být nastavena tak, aby byla pro měření dostatečná, ale naopak je třeba pohlídat, aby nebyla moc velká. Rozsah frekvence, kterou lze na přístroji nastavit, je 75 Hz – 153,6 kHz.

Co se týče softwaru, využívá se VC++Class. Systém celkově poskytuje tři základní funkce. Nejprve nastaví přístroj tak, aby odpovídal podmínkám procesu (měření). Následně analyzuje měření neupraveného napětí pomocí inverzních algoritmů pro zajištění mapy vodivosti. Nakonec díky vestavěným nástrojům umožní analýzu a export tomografických dat.

Kromě samotného tomografu jsme také použili konduktometr WA-100ATC od firmy VOLTCRAFT. Tento přístroj slouží k měření konduktivity tekutin, kterou zjistí pomocí sondy, která obsahuje 2 drobné grafitové elektrody vzdálené 1 cm. Naměřená hodnota se pak rovnou zobrazuje v jednotkách  $\mu S \cdot cm^{-1}$ .



Obr. 1 Konduktometr WA-100ATC (autor)

Sady elektrod jsou pevně umístěny na plastovém válci, který naplníme vodou. Při plnění nádoby musíme brát v potaz objem vzorků, které budeme měřit, aby nám nevytlačily vodu ven z nádoby. Zároveň musí být všechny elektrody ponořené pod vodou. Pro měření nemusí být použita voda destilovaná, postačí nám voda z vodovodního řádu. Vzhledem k tomu, že kohoutková voda má nízkou hodnotu vodivosti, kolem  $140\text{--}145 \mu S \cdot cm^{-1}$ , je třeba její měrnou vodivost zvýšit. Proto použijeme kuchyňskou sůl pro zvýšení vodivosti. Do vody přidáme 2-3 polévkové lžíce soli, aby se nám vodivost zvýšila alespoň na  $1 mS \cdot cm^{-1}$ . My jsme přidali nejspíše více, takže konduktivita vody byla  $1,5 mS \cdot cm^{-1}$ . To nám ovšem nevadilo. Alespoň byl rozdíl

vodivosti mezi elektrolytem a vzorkem více zřejmý. Na závěr je třeba zmínit, že je dobré, aby voda měla pokojovou teplotu, takže kolem 20-25°C.



Obr. 2 P2+ Elektrical Resistance Tomography (autor)

### 3.2.2 Kalibrace EIT a měření

#### 3.2.2.1 Kalibrace EIT

Poté, co jsme připojili měřicí nádobu pomocí kabelů k EIT, zapnuli jsme přístroj. K EIT jsme se připojili pomocí počítače, na kterém jsme si spustili program p2+.

1) Zvolili jsme si nové měření (*single data set*). V záložce *Configuration* jsme si měření pojmenovali a nastavili následující parametry:

- počet požadovaných snímků na 1 snímek
- počet rovin elektrod na 1 rovinu
- počet vzorků na jeden snímek na 4 vzorky
- počet snímků pro stáhnutí na 1 snímek
- proud přibližně na 4 mA
- frekvenci na 19 200 Hz

- počáteční rovinu elektrod na 1 a zpoždění na 20.
- 2) V záložce *Sensor* jsme se ujistili, že máte zvolenou kruhovou nevodivou nádobu a že budete vyžadovat parciální zisk.
  - 3) V záložce *Comms* jsme zkontrolovali, že hodnota Baudrate je shodná s frekvencí ze záložky *Configuration*.
  - 4) Po potvrzení počáteční konfigurace se nám v dalším okně objevil požadavek na určení uložení hodnot. V dotaze zda se mají příliš malé naměřené hodnoty nulovat – jsme zvolili ANO.
  - 5) Následně v menu ITS jsme zvolili „*Auto Current Calibration*“. Zde jsme museli zadat přístupové heslo (heslo – *its8eng*) a zapsali jsme si první hodnotu, která se nám objevila. Dále jsme v položce DAS zvolili *Calibrate Current* a vložili do kolonky proud zaznamenanou hodnotu. Nakonec jsme v položce DAS zvolili *Calibrate Gain*.
  - 6) Nyní jsme už mohli pomocí zeleného tlačítka provést kalibraci (nádobu jsme měli stále naplněnou pouze vodou).

### 3.2.2.2 Samotné měření

Před samotným měřením jsme si vzorky řádně připravili. Očistili od jiných druhů tkání, které by nám na výsledném obraze mohly vytvořit nežádoucí artefakty. Změřili a zapsali jsme si velikosti jednotlivých vzorků. Od každého z nich jsme měli alespoň tři různé velikosti. Bohužel jsme po prvním měření zjistili, že to bylo zbytečné a používali jsme od každého typu pouze ten největší vzorek.

Vzorky jsme vkládali do nádoby tak, aby zasahovaly do úrovní rovin elektrod. Pokoušeli jsme se, aby alespoň v jedné z nich zasahoval vzorek celým svým průřezem. První rovina elektrod nám bohužel ve všech případech měření zobrazovala artefakt. Velké vzorky (jako např. kost) šlo vložit do měřicího válce bez jakéhokoli zajištění. Menší vzorky bylo třeba upevnit tak, aby v čase měření zůstaly v rovině měřících elektrod a neklesaly ke dnu. Toho jsme docílili pomocí tenkého provázku, na nějž jsme vzorky upevňovali. Pevně a klidu jsme vzorky drželi na shodném místě. Pokud jsme byli s měřeným obrazem spokojeni, tak jsme pomocí červeného tlačítka změřili napětí na elektrodách, pozastavený obraz měření jsme si uložili. V menu *File*, jsme zvolili

*Close*. Následně jsme otevřeli uložený soubor a v menu *File* → *Export Data* zvolili *Voltage Measurements*. S těmito daty jsme mohli dále pracovat.

Nevýhodou byly vzorky tkání, které měly vysoký obsah krve, např. játra nám vodu ve válci značně znečistila, což mohlo změnit vodivost vody, a tudíž i kvalitu výsledného obrazu. Avšak po přeměření pomocí konduktometru jsme zjistili, že změna není tak velká, aby nám výsledek měření nějak zásadně znehodnotila. Problém jsme měli i se vzorkem plic. Kvůli vzduchovým bublinám, které se uvnitř tkáně začaly tvořit při vkládání do válce, ji nešlo ponořit a zůstávala nám plavat na hladině. Naměřit hodnoty se nám povedlo až po zatížení tkáně.

### **3.3. Analýza výzkumných dat**

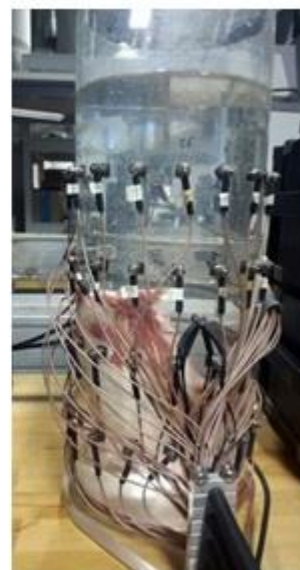
Na výzkum jsme měli celkem 6 druhů různých typů tkání. To, že se nebudou naměřené hodnoty shodovat s tabulkovými, jsme předpokládali již před začátkem měření, to však pro nás nebylo důležité. Jak už bylo několikrát řečeno, nám šlo o to, se naučit s přístrojem pracovat.

### 3.3.1 Přehled výsledků z měření vzorků

#### 1) Vepřová kost

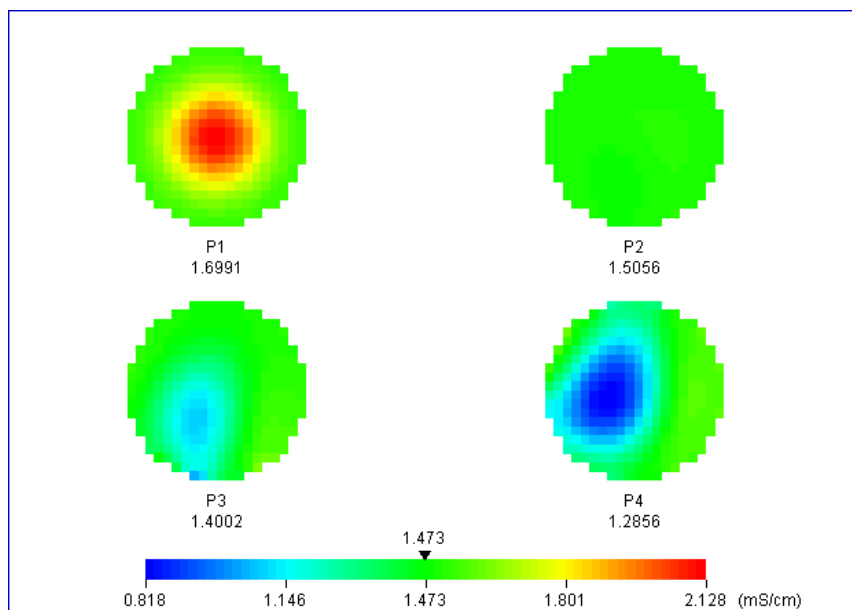
Rozměry vzorku: 18 x 3-6 cm (velice nepravidelný tvar)

Tabulková hodnota rezistivity: cca 16 500  $\Omega \cdot \text{cm}$

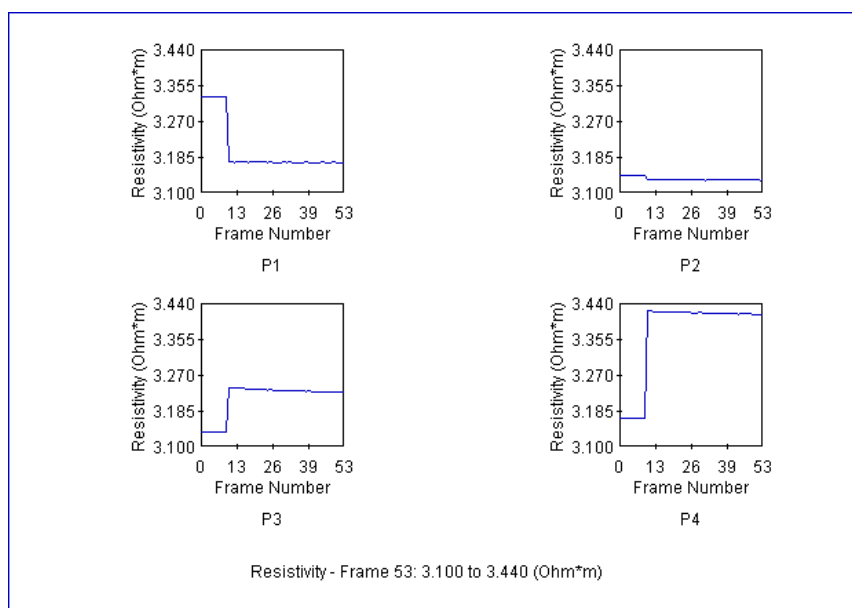


Obr. 3 Vepřová kost a Obr. 4 Kost ve válci s elektrodami (autor)

Jako první vzorek jsme použili vepřovou kost. Vzhledem k její velikosti bylo měření poměrně jednoduché. Po vložení kosti do válce bylo jisté, že nám nejpřesnější jasný obraz vytvoří čtvrtá řada elektrod. V první úrovni elektrod se nám zobrazuje artefakt, který však není možno nijak ovlivnit. Vzorek se nám zobrazuje jako modře stíněný ovál z důvodu, že konduktivita kosti je menší, než slaného roztoku ve válci.



Obr. 5 Hodnoty konduktivity pro 4 úrovně elektrod – vepřová kost [mS/cm]



Obr. 6 Hodnoty rezistivity pro 4 úrovně elektrod – vepřová kost [ $\Omega \cdot m$ ]

Konduktivita nám vyšla kolem 0,9 – 1,0 mS/cm. V grafech rezistivity můžeme vidět na obrázku P4 skokovitý vzestup, který se však na hodnotě 3,420  $\Omega \cdot m$  zastaví a pokračuje téměř konstantně. Přestože nám vepřová kost dosahovala nejvyšší hodnoty rezistivity ze všech naměřených vzorků, tabulkové hodnoty nedosáhla. Ta je několikanásobně vyšší než tato.

## 2) Tuková tkáň s kůží

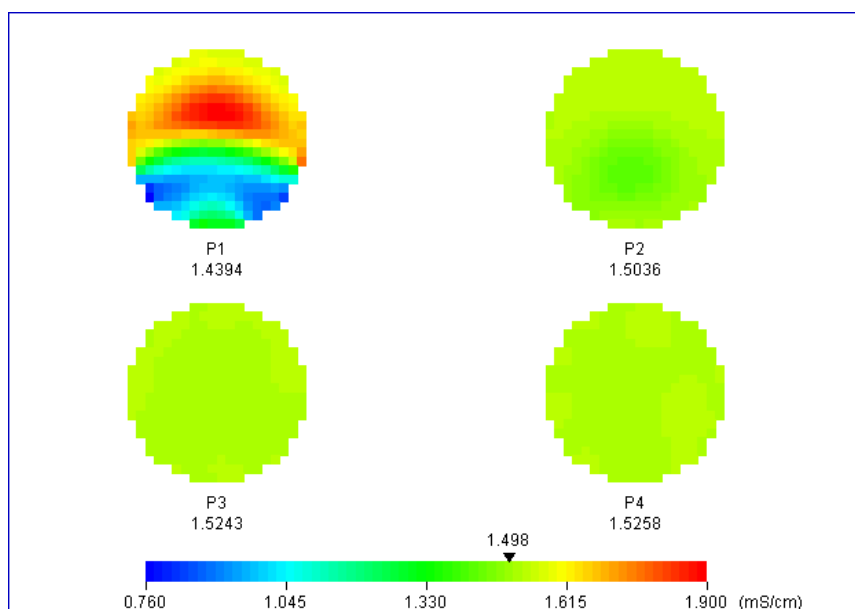
Rozměr vzorku: 10 x 8 x 1,5 cm

Tabulková hodnota rezistivity: cca 3000  $\Omega \cdot \text{cm}$  (2060 – 2720  $\Omega \cdot \text{cm}$ )

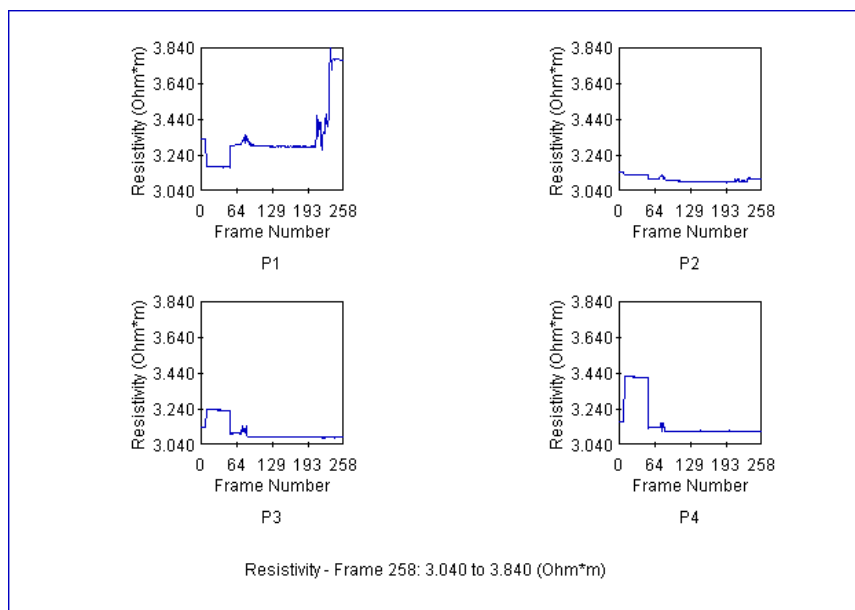


Obr. 7 Vepřový tuk s kůží a Obr. 8 Vepřový tuk s kůží ve válci s elektrodami (autor)

Tento vzorek jsme už museli připevnit na provázek. Zajímavostí zde bylo, že jsme tukové tkáni záměrně nechali kůži, takže jsme zkoušeli měřit dva různé typy tkání. Zajímalo nás, jestli se rozdílná konduktivita kůže a tuku zobrazí na výsledcích EIT.



Obr. 9 Hodnoty konduktivity pro 4 úrovně elektrod – vepřová kůže [mS/cm]



Obr. 10 Hodnoty rezistivity pro 4 úrovně elektrod – vepřová kůže [ $\Omega \cdot m$ ]

V tomto měření jsme vzorek měli umístěný pouze v první úrovni elektrod. Vzhledem k tomu, že má nižší konduktivitu než roztok, zobrazuje se modrou barvou. To odpovídá hodnotám okolo 0,8 mS/cm, což je podobné jako u kosti. Úspěch tohoto měření vidíme v tom, že EIT rozpoznal kůži od tukové tkáně. Měrná elektrická vodivost kůže je menší než tuku, proto nám ji graf vykreslil zelenou barvou. Ta charakterizuje hodnoty okolo 1,4 – 1,5 mS/cm. Na grafech rezistivity, konkrétně P1, vidíme schodovitý vzestup až na hodnotu 3,8  $\Omega \cdot m$ . Pro nás je podstatná konstantní hodnota v 3,3  $\Omega \cdot m$ . To nám ale také zdaleka nedosahuje tabulkových hodnot.

### 3) Vepřová svalovina

Rozměr vzorku: 10 x 8 x 1,5 cm

Tabulková hodnota rezistivity: cca. 250  $\Omega \cdot \text{cm}$

(125 – 150  $\Omega \cdot \text{cm}$  (longitudinálně))

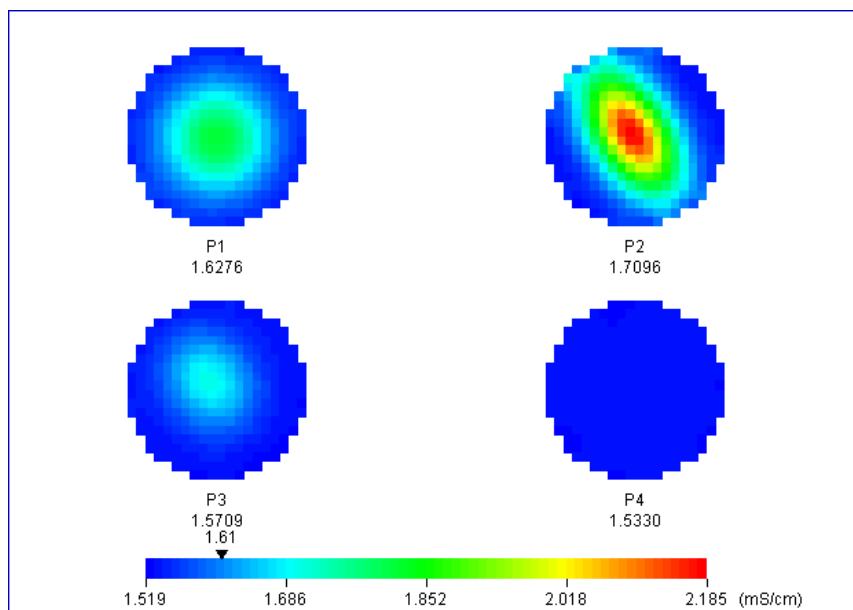
(1800 – 2300  $\Omega \cdot \text{cm}$  (transverzálně))



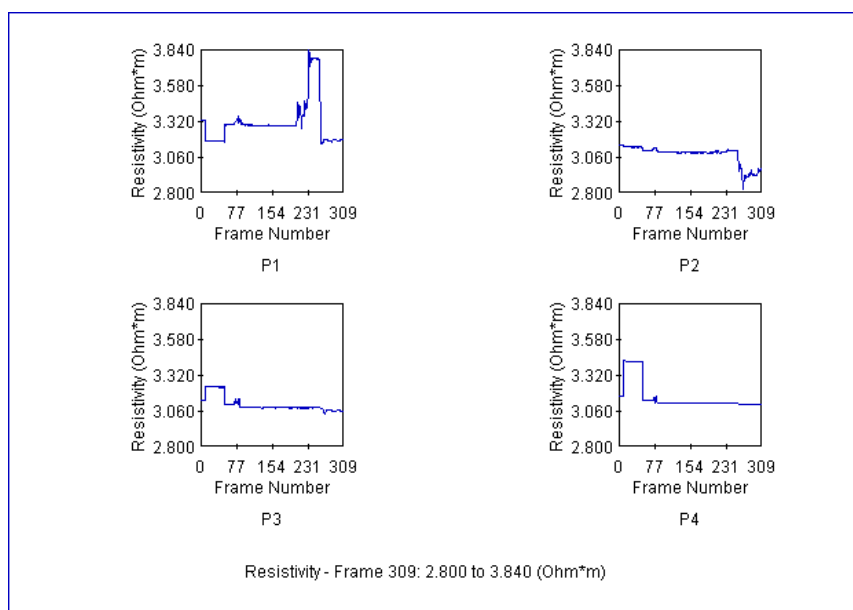
Obr. 11 Vepřová svalovina (autor)

Obr. 12 a Obr. 13 Vepřová svalovina ve válci s elektrodami (autor)

V případě vepřové svaloviny, jsem na druhé úrovni P2 získali krásný obraz. Ten získal oválný tvar stejně, jako měl náš připravený vzorek. Laboratorní podmínky nám daly výslednou hodnotu přibližně 3,18  $\Omega \cdot \text{m}$ , z něhož bychom mohli usoudit, že sval byl měřen spíše podélně než příčně. I tak jsou naše naměřené hodnoty vyšší než tabulkové.



Obr. 14 Hodnoty konduktivity pro 4 úrovně elektrod – vepřová svalovina [mS/cm]



Obr. 15 Hodnoty rezistivity pro 4 úrovně elektrod – vepřová svalovina [ $\Omega \cdot m$ ]

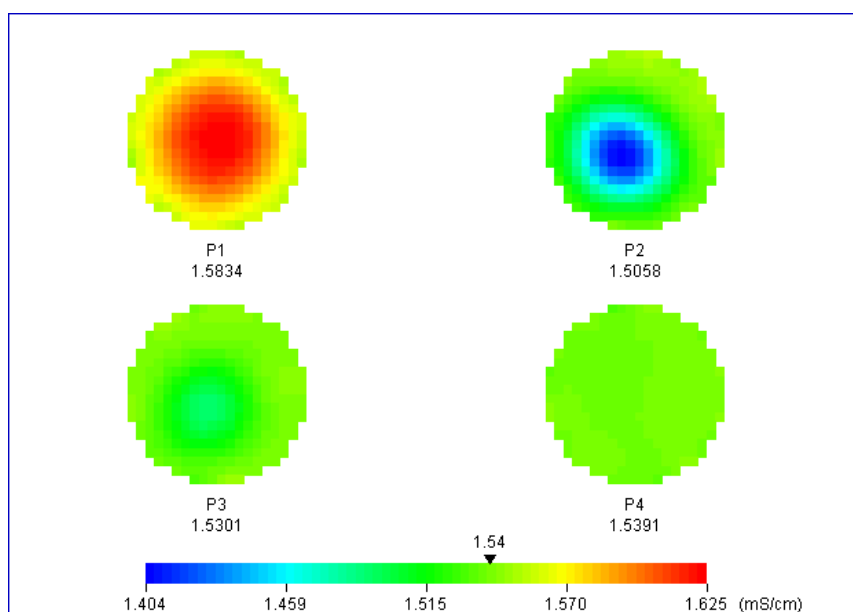
#### 4) Vepřová játra

Rozměr vzorku: 9 x 6 x 3-1,5 cm

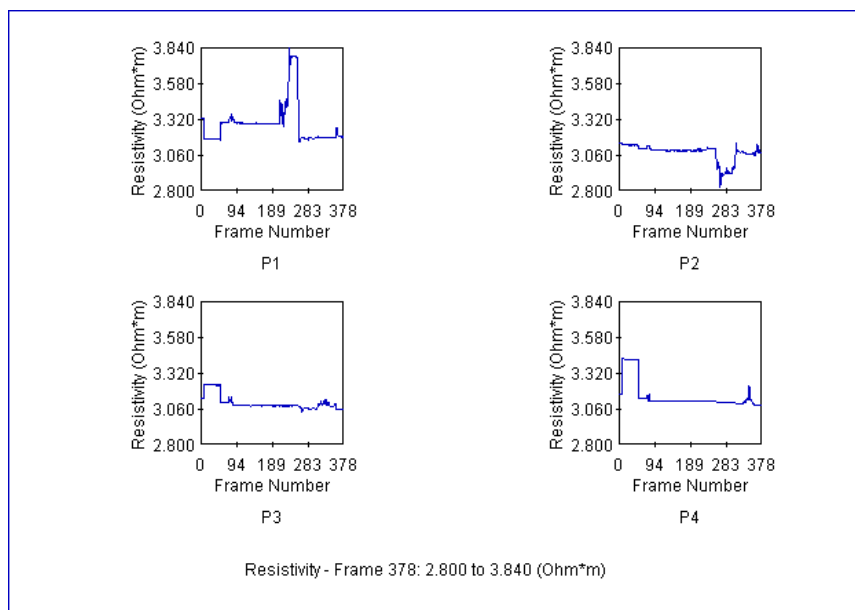
Tabulková hodnota rezistivity: 350 – 550  $\Omega \cdot \text{cm}$



Obr. 16 Vepřová játra a Obr. 17 Vepřová játra ve válci s elektrodami (autor)



Obr. 18 Hodnoty konduktivity pro 4 úrovně elektrod – vepřová játra [mS/cm]



Obr. 19 Hodnoty rezistivity pro 4 úrovně elektrod – vepřová játra [ $\Omega \cdot m$ ]

Při měření vepřových jater jsme museli brát v potaz, že se jedná o orgán, do kterého jde kromě jaterní tepny také žilní krev z vrátnicové žíly. Z toho důvodu jsou játra tkáň, která má vysoký obsah tekutiny, ačkoli při měření konduktivity záleží také na tom, zdali to je měřeno ex vivo nebo in vivo. V případě velmi vysokých hodnot (915 MHz) je tento rozdíl téměř dvojnásobný (in vivo – 1,16 S/m a ex vivo – 0,81 S/m). Naše konduktivita na druhé úrovni elektrod nabývá hodnot okolo 1,42 mS/cm a rezistivita okolo 3,15  $\Omega \cdot m$ . To je ale v závěru více, než nám říkají tabulkové hodnoty.

## 5) Vepřová ledvina

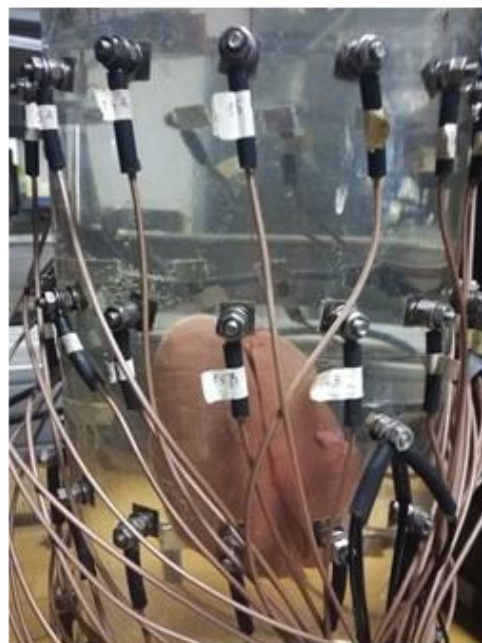
Rozměr vzorku: 12 x 6 x 2 cm

Tabulková hodnota rezistivity: cca. 600  $\Omega \cdot \text{cm}$

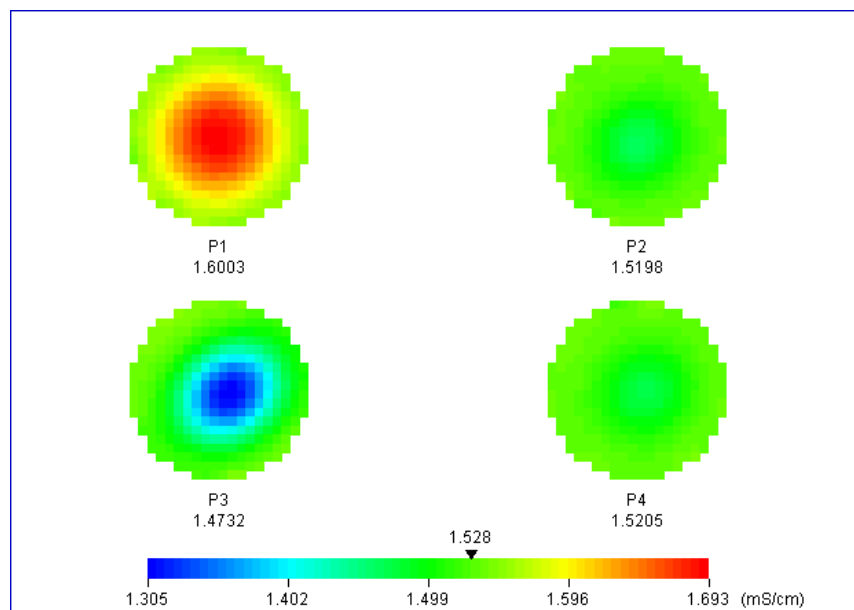


Obr. 20 Vepřová ledvina (autor)

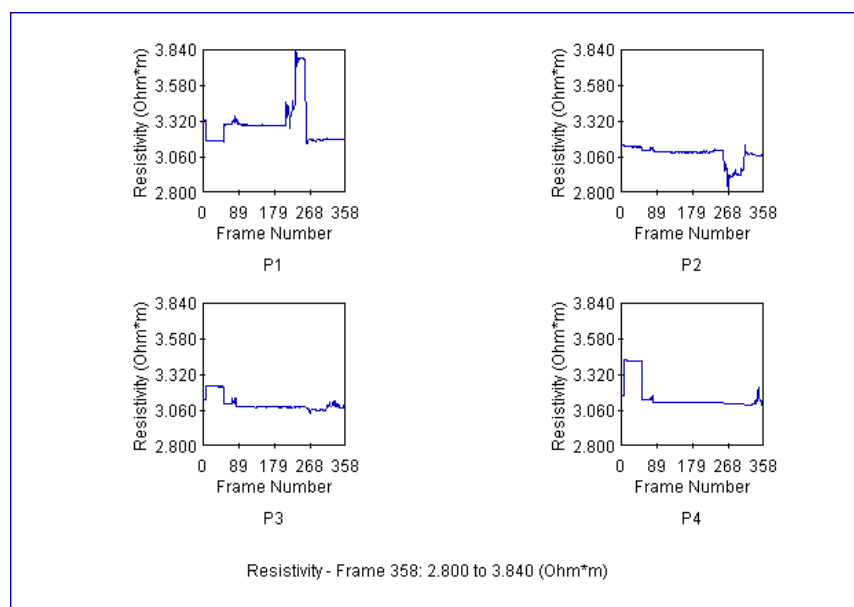
Obr. 21 a Obr. 22 Vepřová ledvina ve válci s elektrodami (autor)



Při měření posledního vepřového vzorku, jsme opět na první řadě elektrod zaznamenali rušení. Naštěstí je tento artefakt natolik rozdílný od měřeného vzorku, že ho nelze zaměnit. Vzorek tkáně se nám plně zobrazil ve třetí řadě elektrod. Podle tabulkových hodnot by měla být rezistivita ledviny cca. 6  $\Omega \cdot \text{m}$ , ale takových hodnot jsme během našeho měření neměli šanci dosáhnout. I v tomto případě jsme se pohybovali v intervalu hodnot 3,10 – 3,25  $\Omega \cdot \text{m}$ . Po počáteční rezistivitě, která byla vyšší, jsme se pak dostali na konstantní hodnotu 3,10  $\Omega \cdot \text{m}$ .



Obr. 23 Hodnoty konduktivity pro 4 úrovně elektrod – vepřová ledvina [mS/cm]

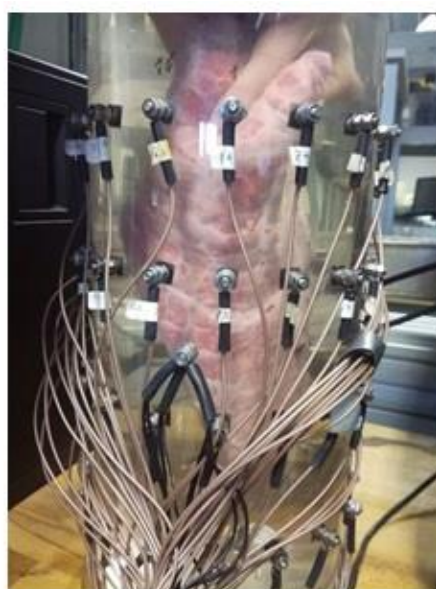


Obr. 24 Hodnoty rezistivity pro 4 úrovně elektrod – vepřová ledvina [ $\Omega \cdot m$ ]

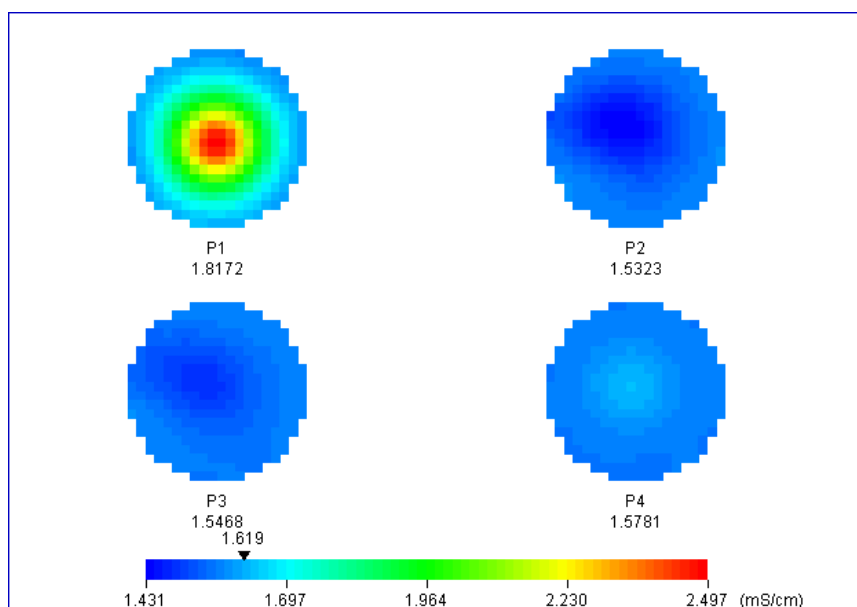
## 6) Hovězí plíce

Rozměr vzorku: 23 x 21 x 2 cm (trojúhelníkovitý tvar)

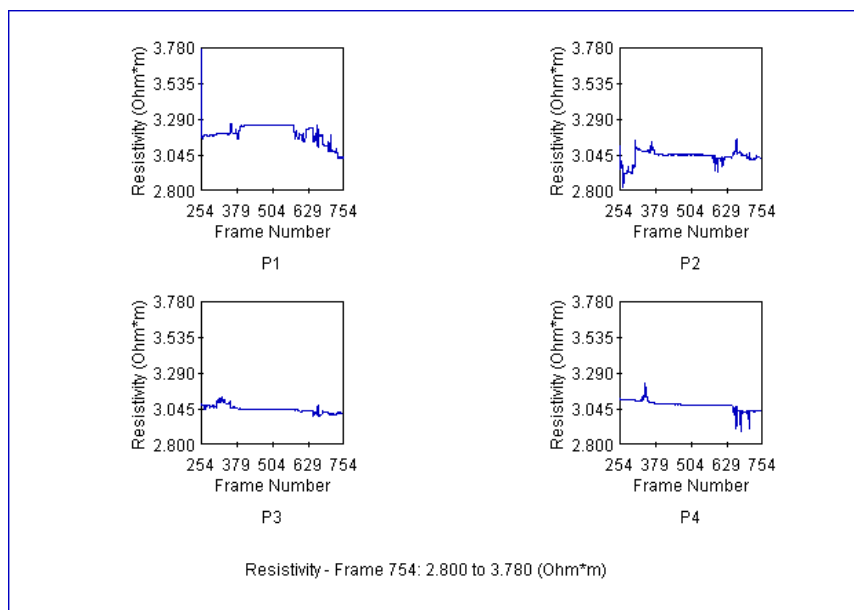
Tabulková hodnota rezistivity: cca.  $1400 \Omega \cdot \text{cm}$  ( $727 - 2363 \Omega \cdot \text{cm}$ )



Obr. 25 Hovězí plíce a Obr. 26 Hovězí plíce ve válci s elektrodami (autor)



Obr. 27 Hodnoty konduktivity pro 4 úrovně elektrod – hovězí plíce [mS/cm]



Obr. 28 Hodnoty rezistivity pro 4 úrovně elektrod – hovězí plíce [ $\Omega \cdot m$ ]

Posledním vzorkem byly hovězí plíce. I v tomto případě by se výsledek lišil, pokud bychom měřili uvnitř těla. Tam by tkáň obsahovala větší množství vzduchu, jehož rezistivita je okolo  $10 \Omega \cdot cm$ . I přesto plíce mají poměrně vysokou rezistivitu, okolo  $1400 \Omega \cdot cm$ . Té jsme ale v laboratorních podmínkách nedocílili. Při vládání tkáně do válce jsme museli použít zatížení, protože vzorek nám z důvodu vzduchových bublin uvnitř plaval na hladině. Po jeho úplném ponoření se nám vycházeli hodnoty okolo  $3,05 \Omega \cdot m$ . Je poněkud komplikované to srovnat se správnou hodnotou právě z toho důvodu, že se všude uvádí hodnoty za běžného fungování plic.

### 3.4 Shrnutí naměřených hodnot

Tab. 1 Přehled vzorků a jejich naměřených hodnot

| Vzorek     | Tabulková hodnota [ $\Omega \cdot cm$ ] | Naměřená hodnota [ $\Omega \cdot cm$ ] |
|------------|-----------------------------------------|----------------------------------------|
| Kost       | 16 500                                  | 342                                    |
| Kůže + Tuk | 2000                                    | 330                                    |
| Svalovina  | 225                                     | 318                                    |
| Játra      | 450                                     | 315                                    |
| Ledvina    | 600                                     | 310                                    |
| Plíce      | 1400                                    | 305                                    |

## IV. Diskuze

Na začátek diskuze je třeba opakovaně zmínit, že se jednalo o elektrický impedanční tomograf zaměřený na průmyslové aplikace. Tento tomograf je primárně určen k změření impedancí dvou heterogenních složek, jež se uplatňuje zejména v míchání směsí, separacích nebo například v provozním sledování chemických reakcí. V konkrétním případě se používá například k detekci zanešení trubky pískem či vodním kamenem. U našeho tomografu jsme navíc také použili frekvenci okolo 19 kHz, což je skoro na spodní hranici, jaká se používá v medicíně. Myslím, že velikost střídavého elektrického proudu neměla v tomto směru žádný velký vliv.

My jsme tímto přístrojem zkoušeli zobrazit biologické vzorky, které byly na bázi vody, nikoli pevných částí. Proto byla rozlišovací schopnost opravdu špatná. Nicméně podle mého názoru by se naše výsledky neshodovaly s tabulkovým ani v případě použití lékařského impedančního tomografu, protože použité vzorky již nebyly v živém organismu, a tak by už jevíly známky nějakých patologických změn. V první řadě by to byla ztráta vody z buněk, v případě plic pak dýchacích plynů, které tabulkovou hodnotu také jistě ovlivňují. Pokud bychom chtěli kvalitní snímky lidských tkání, já osobně bych se přikláněla k volbě jiné zobrazovací metody. Vybrala bych například počítačovou tomografii. Ač tato metoda zatěžuje pacienty ionizujícím zářením, které vysílá rentgenka, její kvalita zobrazení je nepochybně jedna z nejlepších. V případě, že by se jednalo čistě o měkké tkáně, je na místě zvolit magnetickou rezonanci.

Podstatou, a podle mě nejdůležitějším cílem práce, bylo osobně se seznámit a vyzkoušet si tuto metodu na konkrétních vzorcích. Teorie nám dá hodně, ale samotná praxe ještě více. Mně osobně určitě dala. Proto bych i druhý cíl považovala za splněný a to s velkou zkušeností do budoucna. Po přečtení literatury a zjištěných výsledcích bych na závěr diskuze chtěla konstatovat, že v České republice má elektrická impedanční tomografie své zastoupení opravdu spíše v průmyslové sféře. Čeští lékaři se ve srovnání se zahraničím s touto metodou příliš neztotožňují, naopak ji spíše kritizují. Nicméně vývoj je nezastavitelný a není vyloučeno, že tato neinvazivní zobrazovací technika nabyde mnohem vyšších kvalit a budeme se s ní i ve zdravotnictví u nás běžně potkávat.

## **V. Návrh na doporučení v praxi**

Mnozí by se mohli pozastavit nad tím, proč pracujeme na bakalářské práci, u které už na počátku víme, že nebudeme mít precizních výsledků z provedených měření. Pravdou je, že o to nám v zásadě vůbec nešlo. Hlavní myšlenka této práce byla, aby se student zdravotnické techniky seznámil a naučil vyhodnocovat zobrazovací metodu, která je založena čistě na fyzikálních principech měření odporu.

V této souvislosti jsme se s vedoucím práce, panem doktorem Primasem, rozhodli změnit i výstup z bakalářské práce. Místo původního článku jsme se rozhodli vytvořit praktické cvičení pro studenty v rámci předmětu Tomografické zobrazovací systémy, kde si studenti sami vyzkouší aplikaci této metody. Pochopí tak lépe její princip a zajisté to pro ně bude přínosné. Návrh na zadání cvičení nalezneme v příloze (viz Příloha A).

## **IV. Závěr**

Z tabulky v kapitole „Shrnutí naměřených hodnot“ je patrné, že žádný z našich vzorků nedosáhl přesně tabulkové hodnoty. U kosti byla naměřená hodnota dokonce více než 45krát větší, než jakou nám udává tabulka. Nicméně to pro nás není důležité. Podstatné je, že jsem získala mnoho zkušeností s přístrojem a dotyčnou zobrazovací metodou, že jsem byla schopná navrhnout a zpracovat praktické cvičení pro ostatní studenty oboru Biomedicínský technik, aby se s ní i oni blíže seznámili. Ačkoli se EIT zatím v našich zdravotnických zařízeních příliš nevyskytuje, není vyloučeno, že ji neustálý pokrok ve vědě a technice brzy nezařadí mezi běžné zobrazovací metody.

## Seznam použité literatury

ADLER, Andy a Alistair BOYLE. 2017. Electrical Impedance Tomography: Tissue Properties to Image Measures. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*. **64**(11), 2494 – 2504. DOI 10.1109/ TBME. 2017.2728323.

AKHTARI-ZAVARE, Mehrnoosh a Latiffah Abdul LATIFF. 2015. Electrical Impedance Tomography as a Primary Screening Technique for Breast Cancer Detection. *Asian Pacific Journal of Cancer Prevention*. **16**(14), 5595-5597. DOI 10.7314/APJCP.2015.16.14.5595

ALEKSANYAN G. K., GORBATENKO N. I. a A. D. TARASOV. 2014. Modern Trends in Development of Electrical Impedance Tomography in Medicine. *Biosciences. Biotechnology Research Asia*. **11**(2), 85-91. DOI 10.13005/bbra/1444. Dostupné také z: <http://www.biotechasia.org/absdoic.php?snoid=1444>

COSTA, L. M., LIMA R. G. a M. B. AMATO. 2009. Electrical impedance tomography. *Current Opinion in Critical Care*. **15**(1), 18-24. DOI 10.1097/MCC.0b013e3283220e8c.o

GRÜNES, Richard a Karel ROUBÍK. 2008. Elektrická impedanční tomografie a její využití v respirační péči. *Lékař a technika*. **38**(1), 42-47.

FRERICHS, I., T. BECHER a N. WEILER. 2014. Electrical impedance tomography imaging of the cardiopulmonary system. *Current Opinion in Critical Care*. **20**(3), 323-332. DOI 10.1097/MCC.0000000000000088. Dostupné také z: <http://content.wkhealth.com/linkback/openurl?sid=WKPTLP:landingpage&an=00075198-201406000-00016>

HARIKUMAR R., R. PRABU a S. RAGHAVAN. 2013. Electrical Impedance Tomography (EIT) and Its Medical Applications: A Review. *International Journal of Soft Computing and Engineering*. **3**(4), 193-198. ISSN 2231-2307.

KŘÍŽ, Michal. 2014. *Příručka pro zkoušky elektrotechniků: požadavky na základní odbornou způsobilost*. 10. vyd. Praha: Elektro (IN-EL). ISBN 978-80-87942-01-7.

LOBO, Beatriz et al. 2018. Electrical impedance tomography. *Annals of Translational Medicine*. **6**(2), 26. DOI 10.21037/atm.2017.12.06. Dostupné také z: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC5799136/>

LOPOT, František. 2016. Bioimpedometrie a její využití v dialyzační léčbě. *Vnitřní lékařství*. **62**(6), 47-54. ISSN 0042-773x. Dostupné také z: <http://www.prolekare.cz/vnitni-lekarstvi-clanek/bioimpedometrie-a-její-vyuziti-v-dialyzacni-lecbe-60096>

LYMPEROPOULOS, Georgios et al. 2017. Applications for Electrical Impedance Tomography (EIT) and Electrical Properties of the Human Body. *Advances in Experimental Medicine and Biology*. **2017**(989), 109-117. DOI 10.1007/978-3-319-57348-9\_9. Dostupné také z: [http://link.springer.com/10.1007/978-3-319-57348-9\\_9](http://link.springer.com/10.1007/978-3-319-57348-9_9)

MEIR, Arie a Boris RUBINSKY. 2015. Electrical impedance tomography of electrolysis. *PloS One*. **10**(6), e0126332. DOI 10.1371/journal.pone.0126332. eCollection 2015. Dostupné také z: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC4454594/>

ROMANENKO, Sergeii et al. 2017. The interaction between electromagnetic fields at megahertz, gigahertz and terahertz frequencies with cells, tissues and organisms: risks and potential. *Journal of The Royal Society Interface*. **14**(137). 20170585. DOI 10.1098/rsif.2017.0585. Dostupné také z: <http://rsif.royalsocietypublishing.org/lookup/doi/10.1098/rsif.2017.0585>

ROSINA, Jozef et al. 2013. *Biofyzika: pro zdravotnické a biomedicínské obory*. Praha: Grada. ISBN 978-80-247-4237-3.

SEDLÁŘ, M., E. STAFFA a V. MORNSTEIN. 2014. *Zobrazovací metody využívající neionizující záření*. Praha: Masarykova univerzita – biofyzikální ústav LF MU, ISBN 978-80-210-7156-8. Dostupné také z: <https://munispace.muni.cz/index.php/munispace/catalog/view/160/325/227-1>

SCHULLCKE, B., B. GONG a K. MOELLER. 2015. Steps towards 3D Electrical Impedance Tomography. *Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC)*. 2015, 5323-5326. DOI 10.1109/EMBC.2015.7319593. Dostupné také z: <http://ieeexplore.ieee.org/document/7319593/>

SKOVAJSOVÁ, Miroslava a Jan DANEŠ. Co je MEIK? INSTITUT BIOSTATISTIKY A ANALÝZ, LÉKAŘSKÁ FAKULTA, MASARYKOVA UNIVERZITA. Mamo.cz – Program mamografického screeningu v České republice [online]. Masarykova univerzita, Brno, [cit. 2019-01-15]. Dostupné z: <http://www.mamo.cz/index.php?pg=pro-verejnost--mamograficke-vysetreni--myty--co-je-meik>. ISSN 1804-0861.

TESCHNER, E., M. IMHOFF a S. LEONHARDT. 2015. *Electrical Impedance Tomography: The realization of regional ventilation monitoring*. 2nd ed. Lübeck: Drägerwerk, Dostupné také z: [https://www.draeger.com/Library/Content/rsp\\_eit\\_booklet\\_9066788\\_en\\_2.pdf](https://www.draeger.com/Library/Content/rsp_eit_booklet_9066788_en_2.pdf)

TREPTE, Constantin J. et al. 2016. Electrical impedance tomography (EIT) for quantification of pulmonary edema in acute lung injury. *Critical Care*. **20**(18). DOI 10.1186/s13054-015-1173-5. Dostupné také z: <https://ccforum.biomedcentral.com/articles/10.1186/s13054-015-1173-5>

VALA, Peter. 2013. *Měření multifrekvenční elektrické impedanční tomografie*. Ostrava. Diplomová práce. Vysoká škola báňská – Technická univerzita Ostrava, Fakulta elektrotechniky a informatiky, Katedra kybernetiky a biomedicínského inženýrství.

## Seznam obrázků

Obr. 1: Schéma elektrické impedanční tomografie [obrázek v knize]. In: SEDLÁŘ, M., E. STAFFA a V. MORNSTEIN. *Zobrazovací metody využívající neionizující záření*. Praha: Masarykova univerzita – biofyzikální ústav LF MU, 2014, s. 139. ISBN 978-80-210-7156-8. Dostupné z: <https://munispace.muni.cz/index.php/munispace/catalog/view/160/325/227-1>

Obr. 2: Neighboring metoda (autor)

Obr. 3: Průchod proudu buňkami [obrázek v knize]. In: SEDLÁŘ, M., E. STAFFA a V. MORNSTEIN. *Zobrazovací metody využívající neionizující záření*. Praha: Masarykova univerzita – biofyzikální ústav LF MU, 2014, s. 138. ISBN 978-80-210-7156-8. Dostupné také z: <https://munispace.muni.cz/index.php/munispace/catalog/view/160/325/227-1>

Obr. 4: Elektrický model tkáně [online]. In: SEDLÁŘ, M., E. STAFFA a V. MORNSTEIN. *Zobrazovací metody využívající neionizující záření*. Praha: Masarykova univerzita – biofyzikální ústav LF MU, 2014, s. 136. ISBN 978-80-210-7156-8. Dostupné také z: <https://munispace.muni.cz/index.php/munispace/catalog/view/160/325/227-1>

## Seznam tabulek

Tab. 1: Rezistivita tkání a orgánů pro  $f = 20\text{--}100\text{kHz}$  [tabulka ve článku]. In: GRÜNES, Richard a Karel ROUBÍK. Elektrická impedanční tomografie a její využití v respirační péči. *Lékař a technika*. **38**(1), 2008, s. 43.

Tab. 2: EIT Application [obrázek ve článku]. In: ADLER, Andy a Alistair BOYLE. 2017. Electrical Impedance Tomography: Tissue Properties to Image Measures. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*. **64**(11). DOI 10.1109/TBME.2017.2728323.

Tab. 3: HPE Findings Comparative Analysis (Analýza patologických jevů při karcinomu prsu) [online]. [cit. 2018-03-20]. In: AKHTARI-ZAVARE, Mehrnoosh a Latiffah Abdul LATIFF. 2015. Electrical Impedance Tomography as a Primary Screening Technique for Breast Cancer Detection. *Asian Pacific Journal of Cancer Prevention*. **16**(14), s. 5596. DOI 10.7314/APJCP.2015.16.14.5595

## **Seznam příloh**

Příloha A: Praktické cvičení pro studenty

## Příloha A:

### Cvičení: Tomografické měření a vyhodnocení výsledků

#### Zadání:

Pomocí Elektrického impedančního tomografu (EIT) proveďte měření ponořeného předmětu do vody.

#### Předměty:

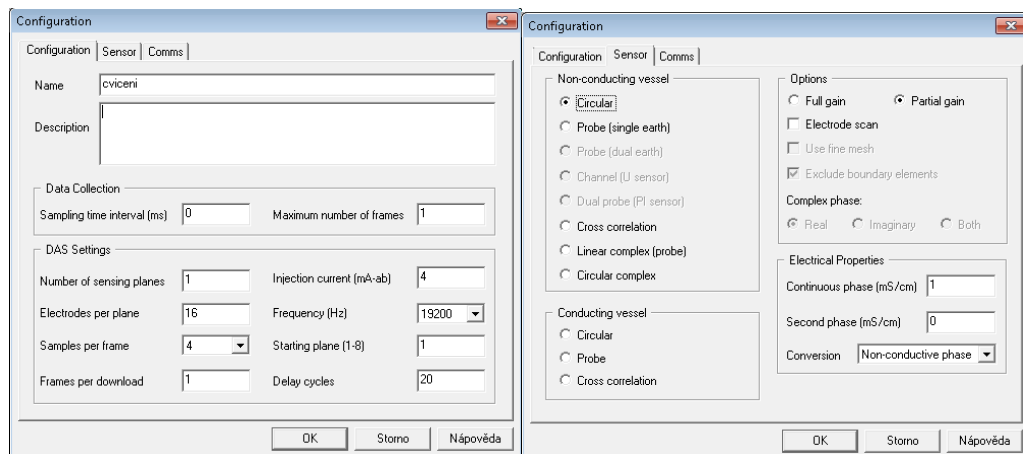
Polystyrenový blok, polyethylenová tyč, tyč z grafitu.

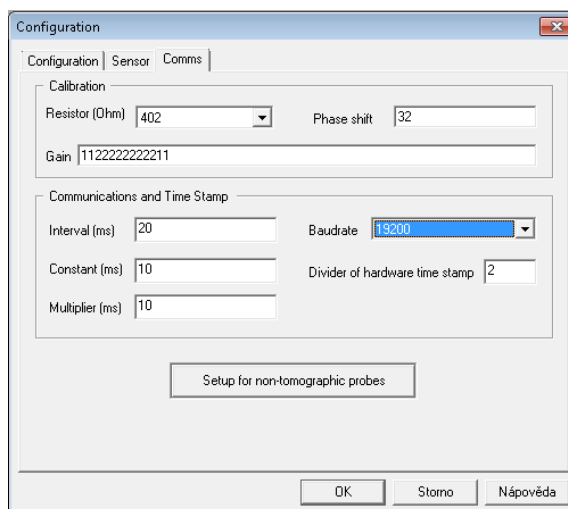
#### Postup:

- 1) Odpojte od EIT testovací nádobu a naplňte ji vodou tak aby hladina dosahovala výše přibližně 3 cm nad nejvyšší rovinou elektrod (nádobu má 4 roviny elektrod).
- 2) Připojte pomocí kabelů testovací nádobu k EIT a zapněte přístroj (tlačítko nejdříve na zadní straně a poté na přední straně).
- 3) Připojte se k EIT pomocí počítače a spusťte program p2+. Zvolte nové měření (single data set) a nastavte počet požadovaných snímků na 1 snímek, počet rovin elektrod na 1 rovinu, počet vzorků na jeden snímek na 4 vzorky, počet snímků pro stáhnutí na 1 snímek, proud přibližně na 4 mA, frekvenci na 19200 Hz, počáteční rovinu elektrod na 1 a zpoždění na 20.

V záložce Sensor, se ujistěte, že máte zvolenou kruhovou nevodivou nádobu a že budete vyžadovat parciální zisk.

V záložce Comms se ujistěte, že hodnota Baudrate je shodná s frekvencí ze záložky Configuration.





Obr. 1: Počáteční nastavení

- 4) Po potvrzení počáteční konfigurace se v dalším okně objeví požadavek na určení uložení hodnot. Dále zda se mají příliš malé naměřené hodnoty nulovat – zde zvolte ANO.
- 5) Následně v menu ITS zvolte „Auto Current Calibration“ (heslo its8eng) a zapište si první hodnotu, která se vám objeví. Dále v položce DAS zvolte Calibrate Current a vložte do kolonky proud zaznamenanou hodnotu a nakonec v položce DAS zvolte Calibrate Gain.
- 6) Nyní již můžete pomocí zeleného tlačítka provést kalibraci (nádobu je naplněná stále pouze vodou).
- 7) Vložte předmět tak, aby zasahoval mírně pod úroveň první roviny elektrod. Pevně držte na shodném místě a pomocí červeného tlačítka změřte napětí na elektrodách.
- 8) Měření proveďte pro všechny čtyři úrovně elektrod.
- 9) V menu File zvolte Close. Následně otevřete uložený soubor a v menu File -> Export Data zvolte Voltage Measurements. S těmito daty budete dále pracovat.
- 10) Na závěr vytvořte protokol z tohoto cvičení, který bude obsahovat:
  - a) popis principu měření pomocí metody EIT
  - b) zpracovaný naměřený obrázek předmětu doplněný komentářem
  - c) porovnání s tabulkovou hodnotou + vysvětlení (proč se rovná/nerovná).