



ČESKÉ VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V PRAZE

FAKULTA BIOMEDICÍNSKÉHO INŽENÝRSVÍ
Katedra biomedicínské techniky

**Měření krevních ztrát metodou elektrické
impedanční tomografie**

**Blood loss measurement using electrical
impedance tomography**

Diplomová práce

Studijní program: Biomedicínská a klinická technika

Studijní obor: Biomedicínský inženýr

Vedoucí práce: Ing. Václav Ort

Bc. Martin Kučera

Kladno 2021

I. OSOBNÍ A STUDIJNÍ ÚDAJE

Příjmení: **Kučera** Jméno: **Martin** Osobní číslo: **456569**
Fakulta: **Fakulta biomedicínského inženýrství**
Garantující katedra: **Katedra biomedicínské techniky**
Studijní program: **Biomedicínská a klinická technika**
Studijní obor: **Biomedicínský inženýr**

II. ÚDAJE K DIPLOMOVÉ PRÁCI

Název diplomové práce:

Měření krevních ztrát metodou elektrické impedanční tomografie

Název diplomové práce anglicky:

Blood loss measurement using electrical impedance tomography

Pokyny pro vypracování:

Navrhněte studii zjišťující možnost měření krevních ztrát metodou elektrické impedanční tomografie. Získejte souhlas etické komise s provedením studie a studii zaregistrujte na serveru clinicaltrials.gov. Provedte studii na dobrovolnících zjišťující možnost měření krevních ztrát elektrickou impedanční tomografií.

Seznam doporučené literatury:

- [1] Leonhardt Steffen, Lachmann Burkhard, Electrical impedance tomography: the holy grail of ventilation and perfusion monitoring?, Intensive Care Medicine, ročník 38, číslo 12, 2012, 1917-1929 s.
- [2] Frerisch et al., Chest electrical impedance tomography examination, data analysis, terminology, clinical use and recommendations: consensus statement of the TRanslational EIT developmeNt stuDy group, Thorax, ročník 72, číslo 1, 2016

Jméno a příjmení vedoucí(ho) diplomové práce:

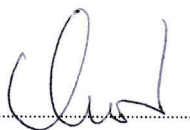
Ing. Václav Ort

Jméno a příjmení konzultanta(ky) diplomové práce:

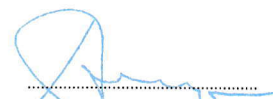
Ing. Kristýna Koldová, Ing. Vladimír Sobota

Datum zadání diplomové práce: **10.02.2020**

Platnost zadání diplomové práce: **19.09.2021**



prof. Ing. Peter Kneppo, DrSc., dr.h.c.
podpis vedoucí(ho) katedry



prof. MUDr. Ivan Dylevský, DrSc.
podpis děkana(ky)

Prohlášení

Prohlašuji, že jsem diplomovou práci s názvem „Měření krevních ztrát metodou elektrické impedanční tomografie“ vypracoval samostatně a použil k tomu úplný výčet citací použitých pramenů, které uvádím v seznamu přiloženém k diplomové práci.

Nemám závažný důvod proti užití tohoto školního díla ve smyslu §60 Zákona č. 121/2000 Sb., o právu autorském, o právech souvisejících s právem autorským a o změně některých zákonů (autorský zákon), ve znění pozdějších předpisů.

V Kladně dne

.....

Bc. Martin Kučera

Poděkování

Mé poděkování patří Ing. Václavovi Ortovi za odborné vedení, trpělivost a ochotu, kterou mi v průběhu zpracování diplomové práce věnoval. Mé poděkování patří též personálu oddělení hematologie a transfuze a probandům zúčastněných experimentu.

ABSTRAKT

Měření krevních ztrát metodou elektrické impedanční tomografie:

Zvýšením objemu extracelulární tekutiny transfuzí krve anebo infuzí Ringerova roztoku, dochází ke snížení relativní impedance měřené elektrickou impedanční tomografií (EIT). V případě, kdy by krvácení bylo doprovázeno opačnou změnou relativní impedance, by EIT představovala zajímavou diagnostickou metodu pro krvácení.

EIT je zcela bezpečná, neinvazivní monitorovací technika, která umožňuje kontinuální monitorování přímo u lůžka pacienta 24 hodin denně. Metoda slouží k zobrazení elektrických vlastností tkání v těle pacienta. Snížením objemu krve vlivem krvácení v tomografické rovině EIT by mělo dojít k vzestupu relativní impedance. Cílem této práce bylo navrhnout studii, která by ověřila možnost měření krevních ztrát pomocí EIT.

Experiment proběhl na oddělení hematologie a krevní transfuze v Ústřední vojenské nemocnici v Praze a zúčastnilo se jej 8 mužských probandů. Během měření bylo odebráno probandům 450 ml plné krve s různou rychlostí odběru. Probandi během odběru spontánně dýchali. Výsledkem je, že odběr plné krve způsobí v tomografické rovině statisticky významné zvýšení relativní impedance na hladině významnosti 5 %. Průměrně se zvýšila relativní impedance během odběru o 94,97 % k poměru hodnotě průměrného dechu probanda.

Klíčová slova

Elektrická impedanční tomografie, PulmoVista 500, krvácení, detekce krvácení

ABSTRACT

Blood loss measurement using electrical impedance tomography:

The increase of the extracellular fluid volume mediated by blood transfusion or infusion of Ringer's solution causes reduction of the relative impedance measured by electrical impedance tomography (EIT). In the case when the bleeding would be accompanied by an opposite change in the relative impedance, EIT would provide an interesting diagnostic method for bleeding.

EIT is a completely secure, non-invasive monitoring technique that allows continuous observation directly at the patient's bedside 24 hours a day. The method is used to display the electrical properties of tissues in the patient's body. The reduction in blood volume due to bleeding in the EIT tomographic plane should increase the relative impedance. The aim of this work was to design a study which would verify the possibility of measuring blood loss using EIT.

The experiment took place at the Department of Hematology and Blood Transfusion at the Military University Prague and was attended by 8 male probands. The probands had their whole blood taken in the extent of 450 ml with different collection rates. The probands breathed spontaneously during the blood draw. As a result, the blood sampling caused a statistically significant increase in relative impedance at the 5 % level of significance at the tomographic plane. On average, the relative impedance increased during sampling by 94,97 % to the ratio of the average breath value of each proband.

Key words

Electrical impedance tomography, PulmoVista 500, bleeding, bleeding detection

Obsah

Seznam symbolů zkratk	8
Seznam tabulek	9
Seznam obrázků	10
1 Úvod	12
2 Přehled současného stavu	13
2.1 Krev	13
2.2 Krvácení	14
2.2.1 Hemoragický šok	15
2.2.2 Reakce na krevní ztrátu	15
2.2.3 Diagnostika krvácení	20
2.3 Elektrická impedanční tomografie	21
2.3.1 Fyzikální princip EIT	21
2.3.2 Princip snímání	25
2.3.3 EIT systém Dräger PulmoVista 500	26
2.3.4 Využití EIT v medicíně	28
2.4 Teoretické předpoklady	30
3 Cíle práce	33
4 Metody	34
4.1 Souhlas etické komise	34
4.2 Charakteristika probandů	34
4.3 Realizace experimentu	34
4.3.1 Vstupní vyšetření	34
4.3.2 Dokumenty k zaznamenání průběhu měření a údajů o proban- dech	35
4.3.3 Použití systému EIT PulmoVista 500	35
4.3.4 Realizace krvácení	36
4.4 Zpracování a analýza naměřených dat	38
4.4.1 Programové vybavení	38
4.4.2 Předzpracování dat	39
4.4.3 Statistické vyhodnocení dat	41
5 Výsledky	43
6 Diskuse	44

7 Závěr	46
Seznam použité literatury	47
Příloha A: Stanovisko etické komise k projektu	50
Příloha B: Informovaný souhlas a informace pro subjekt hodnocení .	54
Příloha C: Karta probanda	57
Příloha D: Protokol měření	60

Seznam symbolů a zkratek

Seznam symbolů

Symbol	Jednotka	Význam
U	V	Fázor elektrického napětí
Z	Ω	Elektrická impedance
I	A	Fázor elektrického proudu
Z_R, Z_C, Z_L	Ω	Elektrická impedance odporu, kondenzátoru, cívky
<i>R</i>	Ω	Elektrický odpor
<i>C</i>	F	Kapacita kondenzátoru
<i>L</i>	H	Indučnost cívky
<i>f</i>	Hz	Frekvence střídavého proudu
ω	$rad \cdot s^{-1}$	Úhlový kmitočet
Z_b, Z_i, Z_m	Ω	Elektrická impedance buňky, ICT, buněčné membrány
<i>R_i, R_m</i>	Ω	Ideální odpor ICT, buněčné membrány
<i>C_m</i>	F	Kapacita buněčné membrány

Seznam zkratek

Zkratka	Význam
EIT	Elektrická impedanční tomografie
CNS	Centrální nervová soustava
RAS	Renin-angiotenzinový systém
ECT	Extracelulární tekutina
ICT	Intracelulární tekutina
ANG II	Angiotensin-II
CT	Výpočetní tomografie
ROI	Region of interest
FEM	Metoda konečných prvků
AU	Libovolná jednotka
RI	Rezistivity index

Seznam tabulek

2.1	Rezistivita jednotlivých tkání a orgánů pro frekvence 20 - 100 kHz. Převzato z [4], upraveno.	23
4.1	Antropometrické charakteristiky probandů	34
4.2	Průměrná rychlost průtoku krve jednotlivých probandů při odběru krve. Vypočtena průměrná rychlost průtoku krve všech probandů se směrodatnou odchylkou.	37
5.1	Procentuální změna relativní impedanční křivky k poměru průměrnému dechu probanda.	43
5.2	Výsledky statistického zpracování dat. Vypočteny hodnoty průměrné procentuální změny a směrodatná odchylka. P - hodnota získaná po- mocí t-testu	43

Seznam obrázků

2.1	Porovnání velikosti a tvaru krevních elementů. Zleva: erytrocyt, trombocyt, leukocyt. Převzato z [8].	14
2.2	Přehled mechanismů regulace krevního tlaku. Z krátkodobých mechanismů je zobrazen baroreceptorový reflex a hormonální systém představuje renin-angiotenzinový systém. U krátkodobých mechanismů můžeme vidět rychlou reakci, avšak jejich účinnost se postupem času vyhasíná (adaptace). Převzato z [17].	16
2.3	Zobrazení cévního oběhu. Vidíme zde paralelní uspořádání systémového oběhu umožňující centralizaci krevního oběhu. Převzato z [19].	17
2.4	Grafické znázornění poklesu tlaku vinou krvácení a účinku Renin-angiotenzinového systému. Převzato z [20].	18
2.5	Renin-angiotenzinový systém. Můžeme vidět postupnou přeměnu angiotenzinogenu na ANG II a jeho rozsáhlé účinky. Výsledkem je mj. zvýšený objem krve. Převzato z [21].	19
2.6	Elektrický model buňky a extracelulární tekutiny. Ideální odpory R_i a R_e představující intracelulární a extracelulární tekutinu, paralelní kombinace ideálního rezistoru R_m a kapacitorem C_m představující buněčnou membránu. Převzato z [25].	23
2.7	Znázornění šíření střídavého elektrického proudu buňkou . Při 5 kHz se proud šíří výhradně přes extracelulární tekutinu, při 50 kHz proud mírně změní směr šíření a při 100 kHz proud prochází přímo buňkou. Převzato z [25].	24
2.8	Znázornění měřící metody Neighboring využívající sousedící elektrody. Vlevo aktivní elektrody 16 a 1. Vpravo aktivní elektrody 1 a 2. Převzato z [6].	25
2.9	Grafické znázornění velikosti napětí závislé na vzdálenosti mezi aktivní a měřící elektrodou. Převzato z [24].	26
2.10	Barevné odlišení velikostí elektrodového pásu od firmy Dräger. Shora: velikost XXL, XL, L, M a S. Převzato z [24].	27
2.11	Grafické znázornění šířky tomografické roviny. Hnědá část představuje šířku elektrod - 4 cm. Čísla v různě tmavých modrých zónách představují z jaké části se podílejí na celkové impedanci. Celková šířka tomografické roviny činí 20 cm. Převzato z [25].	28
2.12	V levé části je zobrazení segmentace obrazu na 340 trojúhelníků. V pravé části je k těmto částem přiřazena barva z barevné škály dle hodnoty relativní impedanční změny. Převzato z [6].	29
2.13	V levé části je zobrazeno převedení trojúhelníkové sítě na pixelovou matici 32 x 32 a aplikace Gaussova filtru. Vpravo je výsledný snímek po bilineární interpolaci. Převzato z [6].	29

2.14	Vznik křivky relativní impedance jednoho dechového cyklu vznikající součtem hodnot relativních impedančních změn v příslušných snímcích. Převzato z [6].	30
2.15	Vlevo: Křivka relativní impedance (modrá) během infuze Ringerova roztoku. Červená křivka vyjadřuje lokální minima. Vpravo: Křivka lokálních minim proložena trendem. Převzato z [6].	32
4.1	Zobrazení umístění elektrodového pásu a polohy probandova těla během odběru. Proband drží v pravé ruce pěnový míček, který mačká pro případné zvýšení rychlosti odběru krve. Nad odběrovou jehlou je kolem probandovy ruky omotáno škrtidlo.	36
4.2	Odběrové vaky položené na odběrové váze MACOMIX DCN7 od firmy Macopharma. Na displeji je zobrazen aktuální odebraný objem plné krve. Fotografie:autor	38
4.3	Grafické zobrazení spojených dat probanda A2102 v software Dräger EIT Data Analysis Tool. Pro zpracování dat byla načtena horní křivka představující globální impedanci. Při nastavení kurzoru na zelené svislé čáry se v levém dolním rohu zobrazí čas odpovídající začátku či konci odběru.	39
4.4	Zobrazení křivky globální relativní impedance probanda A2102 společně s vymezeným úsekem odběru krve a vyfiltrovanými lokálními maximy a minimy. Vertikální čerchované čáry vymezují odběr krve.	40
4.5	Proložení lokálních minim polynomem 1. stupně u probanda A2102.	41
4.6	Odstranění trendu odečtením proloženého polynomu před začátkem odběru. Polynom černé barvy byl využit k získání fyziologické změny způsobenou krvácením.	42
6.1	Vyznačení změny relativní impedance, která by mohla souviset s povelím škrtidla po odběru krve. Proband A2108	45

1 Úvod

Krvácení je stav, kdy dochází k úniku krve přes porušenou cévní stěnu. Krvácení může být vnitřní či vnější a vzniká mechanickým nebo chemickým poškozením cév. [1] Jak je uvedeno v [2], krvácení je stále jedním z největších problémů dnešní medicíny, který se objevuje skrz všechny obory medicíny. Proto je velmi důležité, objevovat nové metody pro detekci a měření krevních ztrát.

System EIT je neinvazivní zobrazovací metoda využívající vysokofrekvenčního proudu o nízké intenzitě. Metoda slouží k zobrazení elektrických vlastností tkání v těle pacienta. Při měření pomocí EIT přístroje se přikládá na tělo pacienta pás s elektrodami. Pomocí těchto elektrod se přivádějí proudy s frekvencí v řádech kHz o amplitudě 5 mA a měří se výsledné napětí závislé na měrném elektrickém odporu tkání pacienta (udávaný v ωm). Tento odpor se mění v závislosti na objemu vzduchu a tekutiny v zobrazovací rovině [3].

Mezi hlavní výhody monitorování pomocí EIT patří absence ionizujícího záření a možnost kontinuální diagnostiky pacienta přímo na jeho lůžku bez nutnosti převozu na jiné oddělení nemocnice. Nevýhodou této metody je nižší rozlišovací schopnost, která je závislá na počtu použitých elektrod. [4] Další nevýhodou je, že při špatném kontaktu elektrody s pokožkou (například způsobený pohybem pacienta) nezískáme odpovídající data [3].

Z velké části se využívá EIT pro monitorování plicních vlastností, jelikož jejich konduktivita se mění v závislosti na dechové činnosti. Z tohoto důvodu lze s výhodou využít EIT při umělé plicní ventilaci pro kontrolu stavu plic. [3] Mezi další možnosti použití EIT patří sledování srdeční aktivity či vyšetření gastrointestinálního traktu [5]. Ve studii [6] posuzují možnost využití metody EIT pro sledování změn vodní bilance. Během této studie byla intravenózně podána krevní transfuze o objemu 1200 ml. Následně byla změna vodní bilance způsobena pomocí Ringerova roztoku. Z výsledků této studie je patrné, že je závislost mezi relativní impedancí a intravenózním podáním tekutin. Není však zřejmé, zda tyto změny byly způsobeny krevní transfuzí, nebo infuzí Ringerova roztoku. [6] Cílem této práce je prozkoumat, zda je možné pomocí metody EIT měřit krevní ztrátu způsobující změnu relativní impedance.

2 Přehled současného stavu

2.1 Krev

Krev je červená tělní tekutina obsahující tři základní elementy (erytrocyty – červené krvinky, leukocyty – bílé krvinky a trombocyty – krevní destičky), které jsou rozptýleny v krevní plasmě umožňující pohyb elementů [7]. Objem krevních elementů v krvi se pohybuje v rozmezí od 41 do 46 %. Z celkového počtu krevních elementů tvoří 96 % erytrocyty, 3 % leukocyty a 1 % trombocyty. Objem krve u dospělého člověka je asi 8 % tělesné hmotnosti (dle věku, pohlaví, hydratace), což odpovídá okolo 4 – 5 litrům krve. [8, 9] Jako součást oběhového systému má krev několik důležitých funkcí:

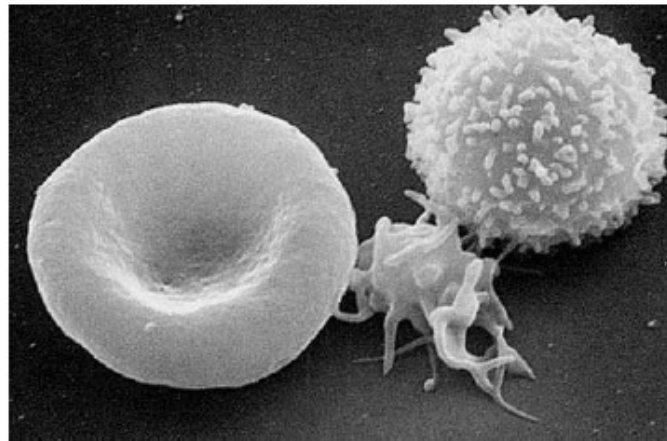
- do všech tkání v těle přivádí kyslík a odvádí oxid uhličitý a zplodiny metabolismu;
- transport živin, katabolitů, hormonů, vitamínů a iontů;
- pomocí řízení prokrvení umožňuje termoregulaci organismu;
- udržuje stálost vnitřního prostředí (pH, osmotický tlak apod.);
- umožňuje činnost hemostatických mechanismů, které se uplatňují při krvácení;
- v rovnováze s těmito mechanismy jsou ty, které brání srážení krve. [10]

Krevní plasma je nažloutlá kapalina, skládající se z vody (96 % objemu), organických a anorganických látek. Tvoří cca 25 % objemu extracelulární tekutiny a 55 % objemu krve. [10] Vzhledem k velkému procentuálnímu zastoupení vody v plasmě, a tedy i v krvi, je krev velmi vodivou tkání. Orgány, které jsou více prokrvené mají nižší impedanci, nežli orgány neprokrvené [11]. Objem plasmy u dospělého člověka činí přibližně 2,8 až 3,5 litrů. Anorganické látky v plasmě dělíme na kationty a anionty (dle náboje, který nesou). Mezi hlavní ionty patří sodík a chlorid udržující objem krevní plasmy. Hlavními organickými součástmi krevní plasmy jsou bílkoviny, které se rozdělují na albumin, globulin a fibrinogen. [12] Bílkoviny v krevní plasmě mj. udržují stálý objem plasmy a zajišťují stabilní onkotický tlak. Plasma dále obsahuje velký počet sacharidů, močovinu, kreatin apod. [13]

Erytrocyt, neboli červená krvinka, je bezjaderná buňka, která během svého vývoje v kostní dřeni ztratila své jádro a většinu organel. Hlavním úkolem erytrocytů je přenos kyslíku z plic do tkání a oxidu uhličitého v opačném směru. Ztrátou buněčného jádra, které má živý metabolismus, spotřebuje erytrocyt pouze minimum přenášeného kyslíku. Erytrocyt má bikonkávní (dvojdutý) tvar, čímž získává větší difúzní plochu pro transportované plyny. [8, 10, 12]

Leukocyt, neboli bílá krvinka, je bílá kulovitá buňka, která obsahuje jádro. Leukocyty se podílejí na obraně organismu a na jeho imunitních reakcích. Leukocyty mají schopnost fagocytózy, což je schopnost pohlcovat a následně likvidovat bakterie, viry apod. Počet leukocytů se výrazně zvyšuje při infekčních onemocněních. [8, 10, 12]

Trombocyty, neboli krevní destičky, jsou nejmenší elementy krve (viz obrázek 2.1). Jsou to bezjaderné buňky s tvarem hladkých okrouhlých disků o průměru 2 - 4 μm . Hlavní funkcí trombocytů je zástava krvácení (hemostáza), která brání ztrátě krve při porušení integrity cévní stěny. [10, 12]



Obrázek 2.1: Porovnání velikosti a tvaru krevních elementů. Zleva: erytrocyt, trombocyt, leukocyt. Převzato z [8].

2.2 Krvácení

Krvácení je jedním z největších problémů dnešní medicíny. Postihuje jak muže, tak ženy bez ohledu na věk nebo zdravotní stav. Krvácení hraje významnou roli v traumatologii, chirurgii, onkologii, porodnictví či v gynekologii, ale i v jiných oborech. Jak je uvedeno v [14], nezvladatelné krvácení je stále ve 40 % důvodem smrti u pacientů s válečným, ale i civilním poraněním. Příčinou krvácení mohou být poruchy krevního srážení, nebo k němu dochází v souvislosti s úrazem, poraněním, operací či porodem. Je velmi důležité podchytit krvácení co nejdříve a zahájit včas terapii. [2]

Krvácení je definováno jako únik krve přes porušenou cévní stěnu. Při definici krvácení je zásadní, zda se jedná o krvácení tepenné či žilní. Zatímco u tepenného krvácení dochází k prudké krevní ztrátě, u žilního krvácení dochází k pozvolnějšimu úbytku krve. Významná z hlediska prognózy je lokalita, v níž ke krvácení dochází. Podle lokality dělíme krvácení na zjevné (např. kožní, slizniční) a na skryté (např.

krvácení vzniklé zlomeninou kosti v oblasti bérce). Projevy zjevného krvácení jsou zcela evidentní, jelikož vidíme výron krve navenek. Složitější situace je u případů skrytého krvácení, které se může různě projevit s odstupem času. Doba časového odstupu objevení příznaku krvácení (např. krev ve stolici, krvácení z konečníku, vykašlávání krve apod) je závislá na intenzitě krvácení. Život ohrožující krvácení je různě definováno dle objemu a době krvácení, které svým charakterem ohrožuje nemocného na životě. [2] Definice se mohou lišit podle těchto dvou parametrů, např:

- ztráta jednoho celého objemu během 24 hodin,
- ztráta 50 % krevního objemu během 3 hodin,
- ztráta krve rychlostí 150 ml/min a větší. [2]

Krvácení může být časné, kdy krevní ztráty následují ihned po poranění či úrazech, jelikož vážně základní proces zástavy krvácení - tedy výstavba primární cévní zátky. Při opožděném krvácení vznikají krevní ztráty s určitým zpožděním z důvodu pomalé tvorby fibrinového koagula, které zpevňuje primární zátku. Pokud k tomuto zpevnění nedojde, může se primární zátka odtrhnout a rána se znovu otevře. [2]

2.2.1 Hemoragický šok

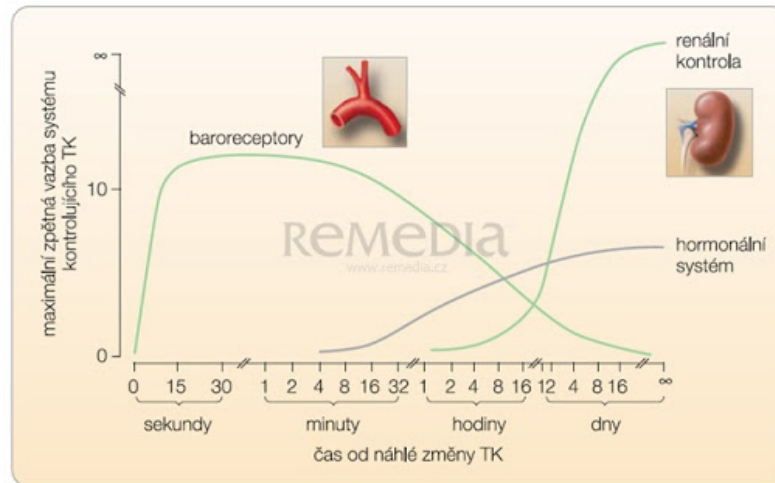
Šok je akutní, život ohrožující selhání krevního oběhu. Při šoku dochází k neadekvátní systémové perfúzi tkání ve vztahu k jejich aktuálním metabolickým potřebám. V důsledku nedostatečného tkáňového zásobení kyslíkem dochází k funkčnímu a následně i morfologickému (změna tvaru či struktury) poškození buněk. [15] Šok dělíme dle příčin na hypovolemický šok (snížený objem krve), distribuční šok (výrazná vazodilatace), kardiogenní šok (nedostatečný výdej srdce) a obstrukční šok (zamezení průtoku). Hypovolemický šok, který je způsoben krvácením se nazývá šokem hemoragickým. [7]

2.2.2 Reakce na krevní ztrátu

Pokles objemu krve vyvolaný krvácením snižuje žilní návrat a srdeční výdej. Tepová frekvence při tom roste se slabým a někdy nepravidelným vjemem pulzu. Při velké ztrátě krve může být přítomna i bradykardie. Při těžších krváceních se vždy dostaví pokles krevního tlaku. U mírnějších ztrát (5 až 15 ml/kg tělesné hmotnosti) je pulsový tlak snížen (rozdíl mezi systolickým a diastolickým tlakem), ale střední tlak může být zachován. Kůže je chladná a bledá. Dýchání je zrychlené a hlavním příznakem je intenzivní žízeň. Během krvácení se aktivují krátkodobé, střednědobé a dlouhodobé kompenzační mechanismy. [7]

Krevní tlak je charakterizován poměrem mezi kapacitou řečiště a náplní v něm. [16] Mechanismy reagující na změnu krevního tlaku způsobený krvácením mohou tento poměr měnit dvěma způsoby:

- snížením, nebo zvýšením kapacity řečiště;
- zmenšením, nebo zvětšením objemu krve. [16]

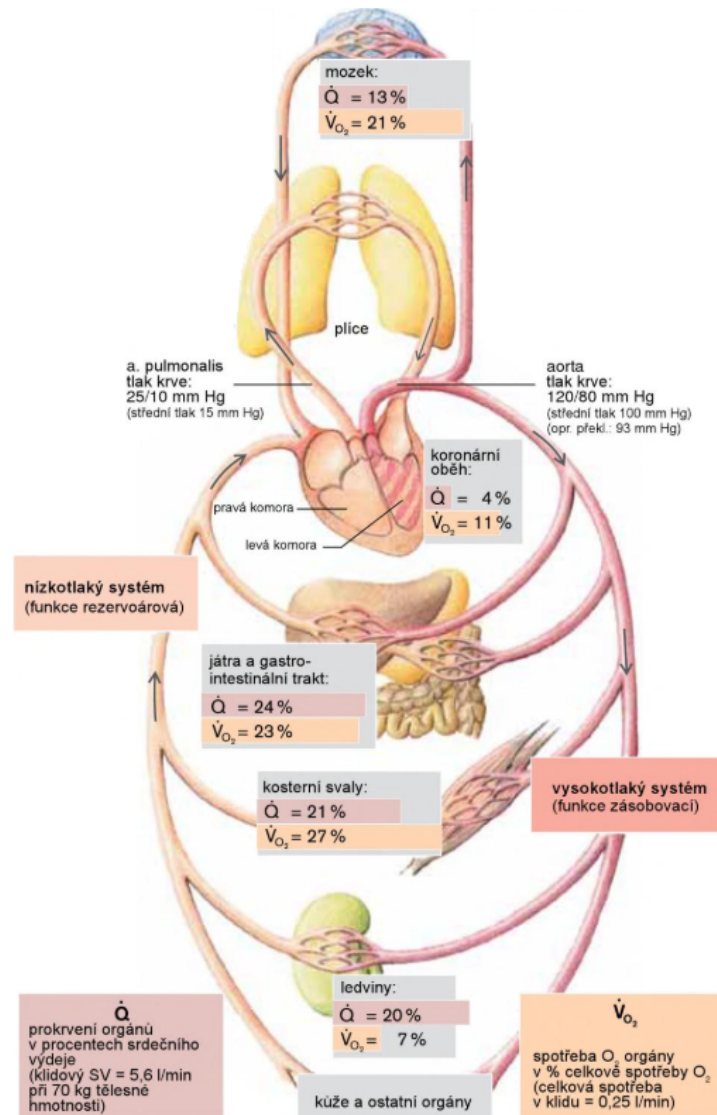


Obrázek 2.2: Přehled mechanismů regulace krevního tlaku. Z krátkodobých mechanismů je zobrazen baroreceptorový reflex a hormonální systém představuje renin-angiotenzinový systém. U krátkodobých mechanismů můžeme vidět rychlou reakci, avšak jejich účinnost se postupem času vyhasíná (adaptace). Převzato z [17].

V lidském těle jsou přítomny kompenzační mechanismy, které se vlivem krvácení aktivují. Níže jsou popsány krátkodobé a střednědobé kompenzační mechanismy, jenž by mohly svým působením ovlivnit výsledky měření této diplomové práce.

Krátkodobé kompenzační mechanismy Krátkodobé mechanismy působí především prostřednictvím změn objemu kapacity cirkulace a rozvíjejí svou činnost v průběhu sekund, maximálně minut. Na obrázku 2.2 je patrné, že tyto mechanismy mají omezenou dobu účinnosti. Mezi krátkodobé mechanismy patří baroreceptorový reflex, chemoreceptorový reflex a tzv. ischemickou odpověď centrální nervové soustavy (CNS).[16]

Při ztrátě krve a poklesu tlaku nastává vazokonstrikce a centralizace krevního oběhu. V důležitých orgánech nastává vazodilatace, čímž se zvýší prokrvení těchto orgánů krví. Mezi tyto orgány patří zejména mozek a srdce. Naopak, vazokonstrikcí se snižuje průtok krví v orgánech jako jsou slezina, játra, střeva, kůže a svaly. Tělo je schopno centralizovat krevní oběh díky paralelnímu uspořádání velkého oběhu do jednotlivých okruhů. Tyto okruhy jsou znázorněny na obrázku 2.3. [16, 18]



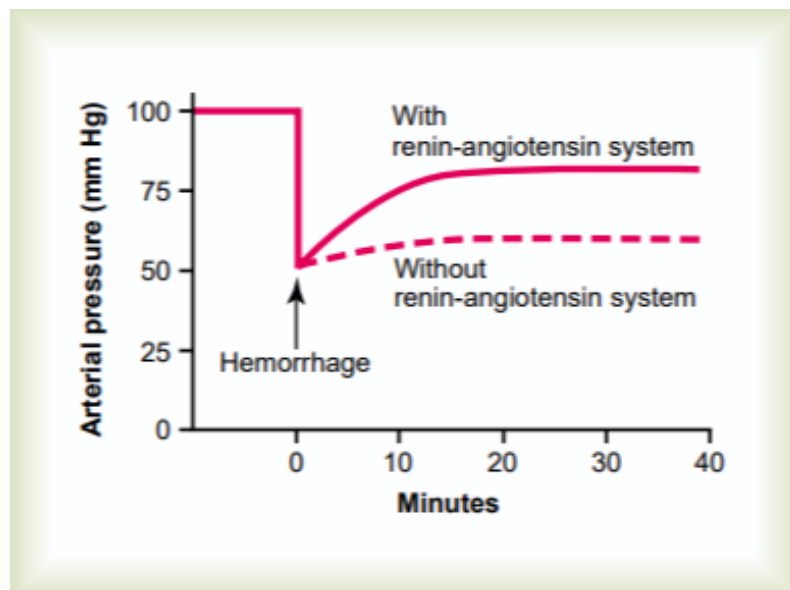
Obrázek 2.3: Zobrazení cévního oběhu. Vidíme zde paralelní uspořádání systémového oběhu umožňující centralizaci krevního oběhu. Převzato z [19].

Srdce svoji činnost neustále přizpůsobuje měnícím se nárokům organismu, jako jsou třeba spánek, fyzická námaha atd. Reaguje hlavně na změny žilního návratu a na změny náplně arterií. Baroreceptory v oblouku aorty monitorují objem krve vytékající ze srdce (srdeční výdej), měříme také jako tlak krve. Nervový systém bezprostředně reaguje na změny objemu krve, který do srdce přitéká i je ze srdce vypuzován. Informace z receptorů se zpracovávají v mozkovém kmeni, který pomocí vegetativního systému reguluje srdeční činnost tak, aby byla zachována adekvátní perfúze všech důležitých orgánů. Během krvácení se sníží tlak na baroreceptorech, čímž se aktivuje sympatikus, který zvyšuje srdeční frekvenci a sílu stahu, a tím i samotný srdeční výdej. Tento děj se nazývá baroreceptorový reflex představující okamžitý regulační okruh. [18]

Chemoreceptorový reflex je podobný baroreceptorovému, s tím rozdílem, že reaguje na nedostatek kyslíku a přebytek oxidu uhličitého v krvi. Ztráta červených krvinek snižuje transportní kapacitu krve pro kyslík. Výsledná anémie a hypoxie stimulují chemoreceptory umístěné v oblouku aorty. Stimulace chemoreceptorů vede nejen k prohloubení dýchání, ale také k vazokonstrikci a tachykardii. [7]

Ischemická odpověď CNS reaguje na možnou ischemii mozku. Mechanismus zvyšuje srdeční frekvenci a má velmi silné vazokonstrikční účinky. Například ledviny často úplně zastaví tvorbu moči. Proto je ischemická odpověď CNS jedna z nejsilnějších odpovědí na snížený tlak. Tento mechanismus je však aktivován až při extrémně nízkých tlacích a je využíván jako nouzový systém. [20]

Vzhledem k rychlosti nástupu prvních dvou uvedených kompenzačních mechanismů a délce trvání odběru krve je možné, že by mohly ovlivnit měření vzniklých krevních ztrát pomocí systému EIT. Při darování krve by se vzhledem k nízkému objemu odebrané krve neměl aktivovat mechanismus ischemické odpovědi CNS.



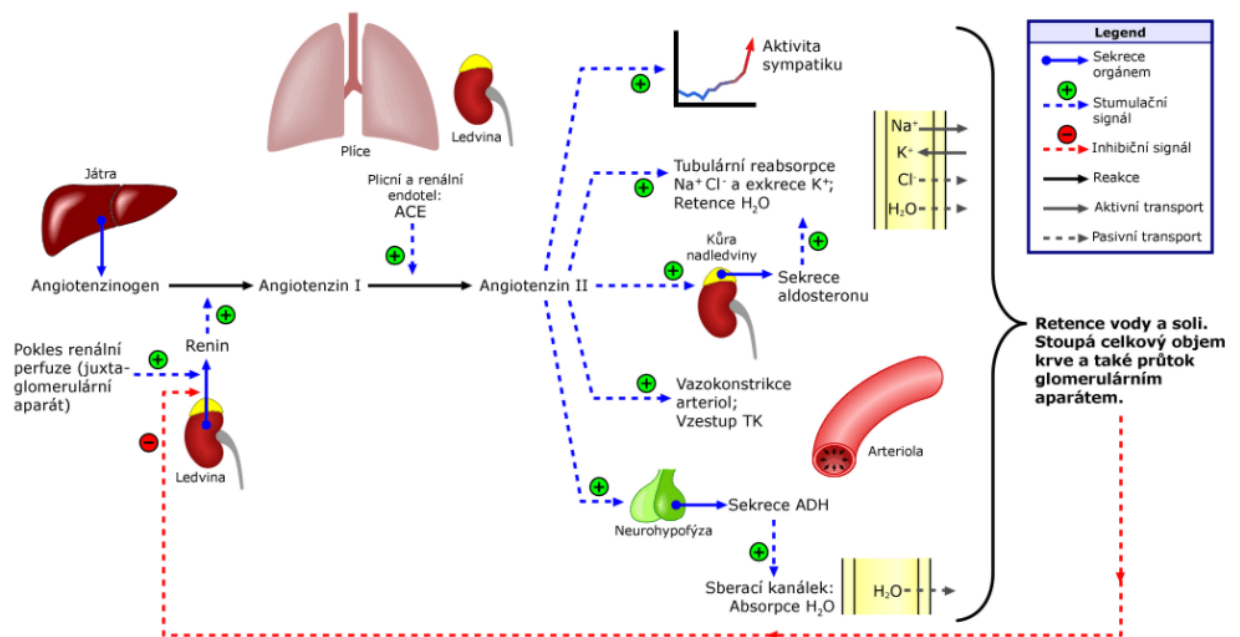
Obrázek 2.4: Grafické znázornění poklesu tlaku vinou krvácení a účinku Renin-angiotenzinového systému. Převzato z [20].

Střednědobé kompenzační mechanismy Střednědobé mechanismy rozvíjejí svou činnost od desítek minut až do jednotek hodin. Mezi základní střednědobé mechanismy, které se aktivují během krvácení, jsou Renin-angiotenzinový systém (RAS) a přesun tekutin mezi plazmou a tkáňovým mokem. [16]

Po 20 minutách se plně aktivuje RAS, avšak jeho účinky jsou přítomny hned od začátku krvácení (viz 2.4). Základní funkcí RAS je udržovat konstantní složení elektrolytů, objem ECT a arteriální tlak. RAS je aktivován při krvácení, poklesu krevního

tlaku, sníženém příjmu solí a tekutin s následným snížením objemu ECT. Při poklesu krevního tlaku se taktéž snižuje tlak v cévách ledvin. V kůře ledvin se díky sníženému tlaku produkuje renin, který zapříčiní vznik angiotensinu-II (ANG II). Mechanismus RAS systému a účinky ANG II jsou zobrazeny na obrázku 2.5. V kůře nadledvin stimuluje uvolňování aldosteronu, který způsobuje reabsorpci Na^+ . Reabsorpce Na^+ je doprovázena změnou osmotického gradientu, která má za následek zvýšení objemu ECT. ANG II taktéž stimuluje sekreci antidiuretického hormonu, který má významný vliv na resorpci vody v ledvinách. Zvýšení hladiny ANG II vyvolává při krvácení žížen. Příjem tekutin pomáhá obnovit objem ECT. Výsledkem aktivace RAS je mj. zvýšený objem krve. [7, 21, 22]

Množství Na^+ je rozhodujícím faktorem ovlivňující objem ECT. Mechanismy regulující bilanci Na^+ jsou zároveň mechanismy, které ochraňují objem ECT. Z toho důvodu má ANG II klíčovou úlohu v regulaci objemu ECT. Při zvýšení koncentrace Na^+ začne přecházet voda z buněk do ECT. [7]



Obrázek 2.5: Renin-angiotenzinový systém. Můžeme vidět postupnou přeměnu angiotenzinogenu na ANG II a jeho rozsáhlé účinky. Výsledkem je mj. zvýšený objem krve. Převzato z [21].

Krevní zásoby Při zmenšení objemu krve v cévním řečišti se mohou ze specifických krevních rezervoárů uvolnit zásoby krve pro životně důležité orgány (např. pro potřebné kontinuální prokrvení mozku). Dle [7, 18, 23] játra pomáhají udržovat objem cirkulující krve. Představují totiž její velký rezervoár. Průtok krve játry je řízen pomocí svěračů, které jsou na jaterních cévách. Stah svěračů může přidat do oběhu litr krve během méně než minuty [7]. Při velkém poklesu krevního tlaku

se průtok krve játry natolik omezí, že může dojít k poškození jaterní tkáně. Kromě toho se v játrech tvoří plasmatické bílkoviny, které svým onkotickým tlakem zabraňují přestupu tekutiny z plasmy do intersticia. [7, 23]

Díky poddajnosti plicních cév se může v plicích hromadit velké množství krve. Jen samotnou změnou polohy těla (z lehu do stoje) se může do systémového oběhu plicními žilami přesunout až 400 ml krve, proto je cévní řečiště v plicích označováno jako plicní rezervoár. [7, 10, 23] Dle [13] se může v případě akutní potřeby uvolnit přibližně 300 ml krve z plicních cév.

Mezi další rezervoáry krve patří svaly a kůže [23]. I přesto, že hlavní význam změny průtoku krve kůží je termoregulace, podílí se kůže na udržování objemu cirkulující krve [13]. Často se jako krevní rezervoár označuje slezina. Obsahuje sice velké množství krevních buněk, ale její vyprazdňovací schopnost pro uvolnění buněk do cirkulace je malá. [23].

Z celkového objemu krve se nachází zhruba 80 % v tzv. nízkotlakém systému (viz obrázek 2.3), do kterého spadají žíly, pravé srdce a cévy malého (plicního) oběhu. Pro svoji značnou roztažnost a velkou kapacitu slouží nízkotlaký systém jako krevní rezervoár. Při zmenšení objemu cirkulující krve se snižuje objem krve především z nízkotlakého systému. [19]

2.2.3 Diagnostika krvácení

Pro diagnostiku krvácení se využívá laboratorní diagnostika, která vychází z anamnestických údajů, klinického stavu a laboratorních nálezů. V prvním kroku se provádějí screeningové testy, pomocí kterých můžeme detekovat určité látky v plasmě. Tyto látky se v plasmě vyskytují díky fyziologickým procesům, které udržují v těle hemostázu. [2] Mezi screeningové testy patří:

- protrombinový test,
- aktivovaný parciální tromboplastinový test,
- trombinový test. [2]

Podle výsledků screeningových testů se následně provádějí speciální testy se zaměřením na defekty v systému koagulačních faktorů, na poruchy primární hemostázy a fibrinolytického systému a cílené vyšetření na von Willebrandovu chorobu (jedno z nejčastějších onemocnění srážlivosti krve). Vzhledem k časové náročnosti těchto testů (jen příprava plasmy centrifugací trvá přibližně 15 minut) se zejména na operačních sálech a akutních lůžkách využívají „bed-side“ testy. Tyto testy se provádějí z plné krve a výsledky jsou dostupné v krátkém časovém intervalu. [2]

V chirurgii se pro lokalizaci skrytého krvácení využívají různé zobrazovací metody. Rentgenové snímky hrudníku mohou prokázat krvácení do dutiny hrudní. Rentgenové snímky břicha jsou v tomto ohledu méně užitečné. V případech, kdy převyšuje přínos pomocného vyšetření možnou škodu časové prodlevy se při podezření na krvácení do tělních dutin uplatňuje ultrazvukové vyšetření a CT vyšetření. V případech krvácení do gastrointestinálního traktu se využívá endoskopické vyšetření horních i dolních částí traktu s možností léčebného zásahu. Při poranění břišní dutiny se v posledních letech využívají miniinvazivní techniky - laparoskopie a toraskopie. Ve specifických případech může mít důležitou funkci angiografické vyšetření. [2]

Jak můžeme vidět, v dnešní době stále chybí neinvazivní metoda, která by dokázala kontinuálně monitorovat pacienta s možností včasného detekování vnitřního krvácení.

2.3 Elektrická impedanční tomografie

Systém EIT je neinvazivní zobrazovací metoda využívající vysokofrekvenčního proudu o nízké intenzitě. Metoda slouží k zobrazení řezu v tomografické rovině na základě elektrických vlastností tkání v těle pacienta.[24] Vlivem snížení objemu krve v tomografické rovině by mohlo dojít ke změně elektrických vlastností tkání ležící v této tomografické rovině.

2.3.1 Fyzikální princip EIT

Elektrická impedance Základním vztahem vyjadřující elektrické vlastnosti je Ohmův zákon

$$\mathbf{U} = \mathbf{Z}\mathbf{I}, \quad (2.1)$$

kde \mathbf{U} je fázor elektrického napětí, \mathbf{Z} je elektrická impedance a \mathbf{I} je fázor elektrického proudu. [6] Z Ohmova zákona je patrné, že elektrická impedance vyjadřuje vztah mezi elektrickým napětím a proudem. Takto můžeme vyjádřit impedanci \mathbf{Z} jako komplexní číslo

$$\mathbf{Z} = |\mathbf{Z}| e^{j\phi}, \quad (2.2)$$

kde $|\mathbf{Z}|$ představuje poměr mezi amplitudou napětí a proudem, j je imaginární jednotka a ϕ je fázový posun. [6]

Elektrická impedance \mathbf{Z} lze vyjádřit tzv. kartézském tvaru

$$\mathbf{Z} = R + jX, \quad (2.3)$$

kde R je elektrický odpor a X je reaktance. Z uvedeného vztahu vyplývá, že elektrický odpor R je reálnou částí impedance \mathbf{Z} a reaktance X je složkou imaginární. [6] Ideální rezistor má pouze reálnou složku impedance a platí pro něj tedy vztah

$$\mathbf{Z}_R = R. \quad (2.4)$$

Oproti ideálnímu rezistoru mají ideální cívka a kondenzátor pouze imaginární složku. Jsou dány následujícími vztahy

$$\mathbf{Z}_C = \frac{1}{j\omega C}, \quad (2.5)$$

$$\mathbf{Z}_L = j\omega L, \quad (2.6)$$

kde \mathbf{Z}_C je impedance kondenzátoru (nebo-li kapacitance), C je kapacita kondenzátoru, \mathbf{Z}_L je impedance cívky (nebo-li indukance), L je indukčnost cívky a ω je uhlový kmitočet, který lze vypočítat dle následujícího vzorce:

$$\omega = 2\pi f, \quad (2.7)$$

kde f je frekvence střídavého proudu. [6] Ze vztahu 2.4 je patrné, že velikost impedance rezistoru \mathbf{Z}_R není frekvenčně závislá. Naopak, vztahy 2.5 a 2.6 ukazují, že velikost kapacitance \mathbf{Z}_C a indukance \mathbf{Z}_L frekvenčně závislé jsou. [6] Se zvyšující se frekvencí kapacitance klesá, indukance se zvyšuje.

Bioimpedance Biologické tkáně jsou schopny vést elektrický proud díky iontům, které fungují jako nosiče náboje. Lidské tkáně vedou elektrický proud různě díky rozdílným vnitřním strukturám tkáně (popsáno v této kapitole níže). Bioimpedance, nebo-li elektrická impedance buněčné tkáně, kvantitativně vyjadřuje reakci organismu na externě aplikovaný střídavý proud [5].

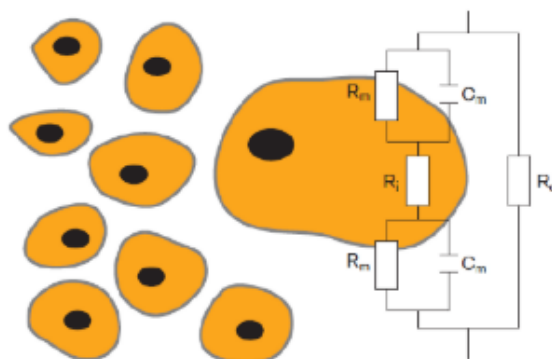
Elektrické vlastnosti buňky budeme dále popisovat pomocí elektrické impedance. V praxi se také používají veličiny měrná elektrická vodivost σ (Sm^{-1}) a elektrická rezistivita ρ (Ωcm). Tyto veličiny na rozdíl od elektrické impedance zohledňují velikost tkáně či orgánu. [6]

Tabulka 2.1: Rezistivita jednotlivých tkání a orgánů pro frekvence 20 - 100 kHz. Převzato z [4], upraveno.

Tkáň	Rezistivita (Ωcm)
Mozkomíšní mok	65
Plasma	66
Krev	150
Játra	350 - 550
Plíce, inspirium	2400
Plíce, expirium	700
Tuková tkáň	2060 - 2720
Kostní tkáň	16600

Elektrický proud snadněji prochází tkáněmi obsahující větší množství vody než tkáněmi s menším obsahem vody. Jelikož plasma je tvořena 96 % z vody je jedním z nejlepších vodičů proudu v lidském těle (viz tabulka 2.1). [11] Snížením objemu krve v plicích a tím i objemu plasmy by se měla zvýšit jejich rezistivita. Tento fakt podporuje myšlenku měření krevních ztrát metodou EIT.

Pro vytvoření elektrického modelu buňky ji můžeme zjednodušeně považovat za intracelulární tekutinu obalenou fosfolipidovou membránou. Elektrický model buňky lze vytvořit ze serioparalelní kombinace rezistorů a kondenzátorů (viz obrázek 2.6). Buněčnou membránu můžeme nahradit paralelní kombinací ideálního odporu a kapacitoru (na obrázku 2.6 odpor R_m a kapacitor C_m). K této paralelní kombinaci jsou sériově připojeny ideální odpory charakterizující intracelulární a extracelulární tekutiny (na obrázku 2.6 odpor R_i a R_e). [6]



Obrázek 2.6: Elektrický model buňky a extracelulární tekutiny. Ideální odpory R_i a R_e představující intracelulární a extracelulární tekutinu, paralelní kombinace ideálního rezistoru R_m a kapacitorem C_m představující buněčnou membránu. Převzato z [25].

Pro elektrickou impedanci \mathbf{Z}_b buňky platí

$$\mathbf{Z}_b = \mathbf{Z}_i + 2\mathbf{Z}_m, \quad (2.8)$$

kde \mathbf{Z}_i je elektrická impedance intracelulární tekutiny a \mathbf{Z}_m je elektrická impedance buněčné membrány. [6] Tyto impedance lze vyjádřit jako

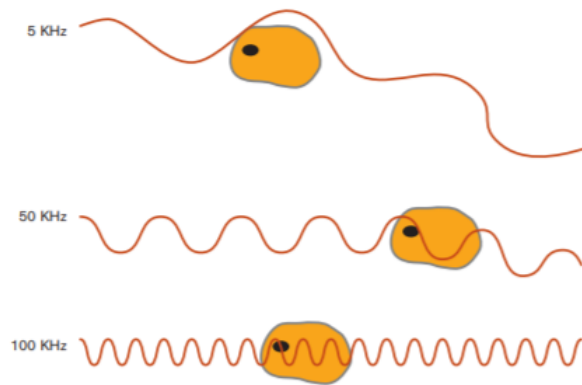
$$\mathbf{Z}_i = R_i, \quad (2.9)$$

$$\mathbf{Z}_m = \frac{R_m}{1 + j\omega R_m C_m}. \quad (2.10)$$

Dosazením vztahů 2.9 a 2.10 do vzorce 2.8 získáváme vzorec pro výpočet impedance elektrického modelu buňky \mathbf{Z}_b

$$\mathbf{Z}_b = R_i + \frac{2R_m}{1 + j\omega R_m C_m}. \quad (2.11)$$

Z tohoto vztahu je patrné, že elektrická impedance buňky je nepřímo úměrná úhlové frekvenci ω [6]. Buňka se proto chová jako filtr typu horní propust. Pro nízké frekvence (dle [25] frekvence do 5 kHz) aplikovaného střídavého proudu je impedance buňky \mathbf{Z}_b natolik vysoká, že se proud šíří přes extracelulární tekutinu (přes odpor R_e). Zvýšením frekvence střídavého proudu na hodnotu 50 kHz se začíná šířit proud skrz buňku. Při frekvenci nad 100 kHz se sníží hodnota impedance buňky \mathbf{Z}_b pod hodnotu impedance extracelulární tekutiny R_e a proud se začne šířit výhradně skrz buňku. [6, 25]



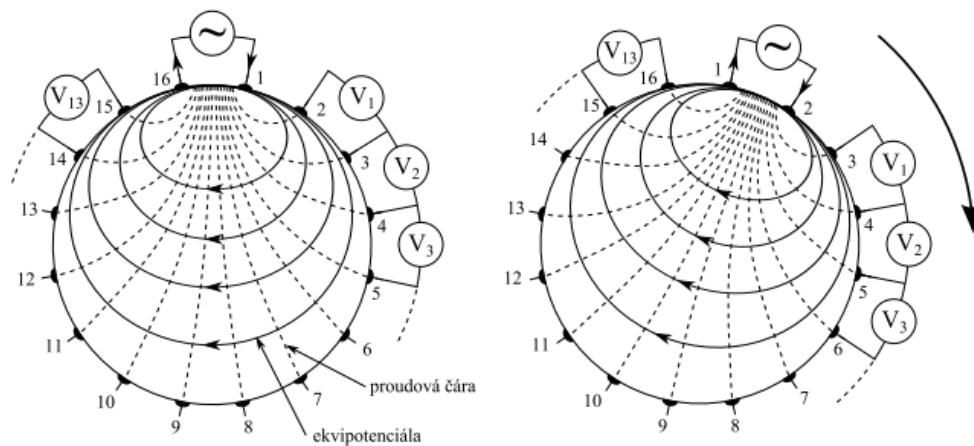
Obrázek 2.7: Znázornění šíření střídavého elektrického proudu buňkou . Při 5 kHz se proud šíří výhradně přes extracelulární tekutinu, při 50 kHz proud mírně změní směr šíření a při 100 kHz proud prochází přímo buňkou. Převzato z [25].

Jak bylo uvedeno výše (viz tabulka 2.1), různé tkáně mají rozdílnou vodivost pro střídavý elektrický proud. Budeme-li uvažovat střídavý elektrický proud o frekvenci v řádech desítek kHz, pak podle vztahu 2.3 bude impedance buňky \mathbf{Z}_b růst s rostoucím odporem intercelulární tekutiny R_i . Odpor intercelulární tekutiny R_i je přímo úměrný velikosti buňky tkáně. Znamená to tedy, že tkáň složená z větších buněk bude mít větší impedanci než tkáň složená z buněk menších. Nepřímo úměrně je impedance buňky \mathbf{Z}_b ovlivněna kapacitou buněčné membrány. Kapacita je pro různé tkáně specifická a její velikost je dána různými faktory. [6]

Šíření elektrického proudu plicní tkání je na rozdíl od ostatních tkání velmi specifické. Rezistivita plic je závislá na objemu vzduchu, který je v nich zadržován (viz tabulka 2.1). [6]

2.3.2 Princip snímání

Elektrická impedanční tomografie je metoda umožňující rovinné zobrazení konduktivity σ , nebo rezistivity ρ tkání lidského těla. Rovina zobrazení, v níž chceme pozorovat vlastnosti tkání, je dána polohou elektrod rozmístěných po obvodu vyšetřované části těla. Během měření je vždy vybrán jeden pár elektrod, který do těla aplikuje proud o frekvenci řádech kHz a amplitudě 5 mA. Ostatní elektrody mezi sebou měří vzniklé rozdíly napětí. Podle pozice aktivních elektrod rozlišujeme několik měřících metod. [5, 6]

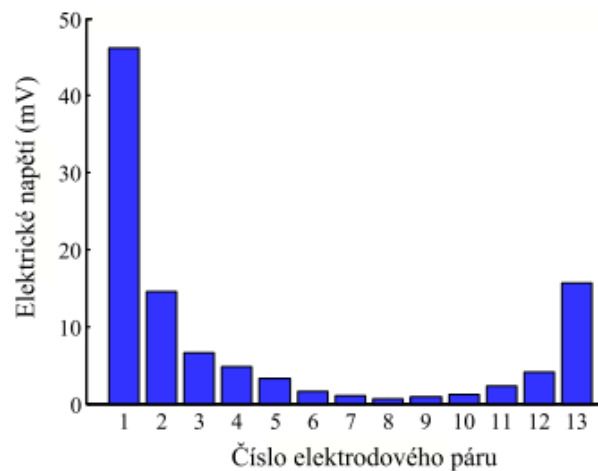


Obrázek 2.8: Znárodnění měřící metody Neighboring využívající sousedící elektrody. Vlevo aktivní elektrody 16 a 1. Vpravo aktivní elektrody 1 a 2. Převzato z [6].

Nejrozšířenější metodou využívající EIT systémy je metoda Neighboring, která aplikuje proud dvěma sousedícími elektrodami (na obrázku 2.8 vlevo elektrody 16 a 1). Zbylých 14 elektrod měří napětí vždy mezi sousedícími elektrodami. Tímto způsobem je získáno 13 hodnot napětí V_1 až V_{13} . Následně se aplikuje proud vedlejším párem

elektrod (na obrázku 2.8 vpravo elektrody 1 a 2) a je změřeno dalších 13 hodnot napětí. Takto se vystřídá v aplikaci proudu všech 16 párů elektrod, díky čemuž získáme 208 hodnot napětí ($13 \cdot 16 = 208$) reprezentující jeden snímek. Napětí naměřené páry elektrod klesá v závislosti na vzdálenosti od aktivních elektrod. Napětí V_1 a V_{13} má pro každé měření nejvyšší hodnotu, zatímco napětí V_6, V_7 a V_8 hodnotu nejnižší (grafické znázornění napětí na obrázku 2.9). [6]

Časové rozlišení EIT je poměrně vysoké, může se pohybovat v rozmezí 10 - 50 snímků za minutu. Prostorové rozlišení je oproti tomu podstatně menší a je dáno počtem snímacích elektrod. Počet elektrod je přímo úměrný kvalitě obrazu. [6]



Obrázek 2.9: Grafické znázornění velikosti napětí závislé na vzdálenosti mezi aktivní a měřící elektrodou. Převzato z [24].

Známe-li pozici elektrod, hodnotu amplitudy i frekvence aplikovaného proudu a hodnoty napětí naměřené elektrodami, lze z těchto hodnot vypočítat plošné rozložení rezistivity (konduktivity) v daném řezu vodiče. [6]

2.3.3 EIT systém Dräger PulmoVista 500

PulmoVista 500 (Dräger, Lübeck, Německo) se řadí mezi první komerčně dostupné EIT systémy pro klinické použití. Umožňuje kontinuální monitorování plicní ventilace a je kompatibilní s plicními ventilátory firmy Dräger. Naměřená data se zobrazují jako transverzální řezy v rovině elektrodového pásu a v podobě impedančních křivek ΔZ . [6]

Systém využívá 16elektrodovou metodu Neighboring (viz 2.3.2). Elektrody se na tělo pacienta připevňují pomocí elektrodových pásů různých velikostí dle obvodu pacientova hrudníku (na obrázku 2.10). Kromě těchto elektrod se připevňuje na tělo pacienta referenční elektroda, která zajišťuje stejný elektrický potenciál během měření.

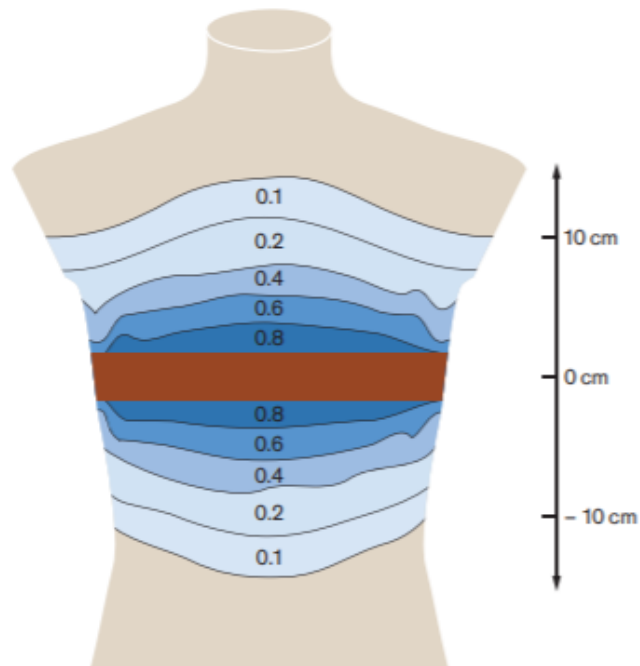


Obrázek 2.10: Barevné odlišení velikostí elektrodového pásu od firmy Dräger. Shora: velikost XXL, XL, L, M a S. Převzato z [24].

Jako referenční elektroda se používá nalepovací argentschloridová EKG elektroda. Frekvence aplikovaného proudu se pohybuje od 80 kHz do 130 kHz s amplitudou maximálně 0,1 mA. Vzorkovací frekvence systému je nastavena na 50 Hz. Pro ideální monitorování plicní ventilace se doporučuje umístit elektrodový pás mezi 4. až 6. mezižebří, avšak šířka tomografické roviny je větší než šířka elektrod, neboť se proud šíří větším objemem lidského těla a nikoliv malou částí tkáně. Tento jev je znázorněn na obrázku 2.11. Z tohoto důvodu mohou být naměřené hodnoty napětí ovlivněny změnou rezistivity i jiných tkání než jen plicní.[6]

Zpracování naměřených dat probíhá současně s měřením, což umožňuje jejich on-line sledování na obrazovce přístroje. Obrazovka PulmoVista 500 (Dräger, Lübeck, Německo) je dotyková a díky tomu nabízí intuitivní ovládání nastavení systému. [6] Nastavit můžeme také tzv. region of interest (ROI), pomocí kterých můžeme zjistit rozložení ventilace v různých částech plic [24]. Naměřená data jsou ukládána v formátu .eit. Zobrazení a částečné zpracování dat lze provést v software dodaném výrobcem společně s přístrojem. [6]

Rekonstrukce transverzálních řezů PulmoVista 500 (Dräger, Lübeck, Německo) využívá k rekonstrukci obrazu metodu konečných prvků (FEM-finite element method), která převádí 208 naměřených hodnot do EIT obrazu. Metoda FEM rozděljuje řez do 340 trojúhelníků, kterým po změření napětí na povrchu tomografického řezu algoritmus přiřadí relativní impedanční změny. Dle hodnoty změny je k danému trojúhelníku přiřazena barva z barevné škály (viz obrázek 2.12). Barevné škály jsou upravovány dle minim a maxim aktuálního snímku. Trojúhelníková síť je následně převedena do matice pixelů o dimenzi 32 x 32 a na matici je aplikován Gaussův filtr. Pro vyhlazení obrazu se využívá bilineární interpolace (viz obrázek 2.13). [26]



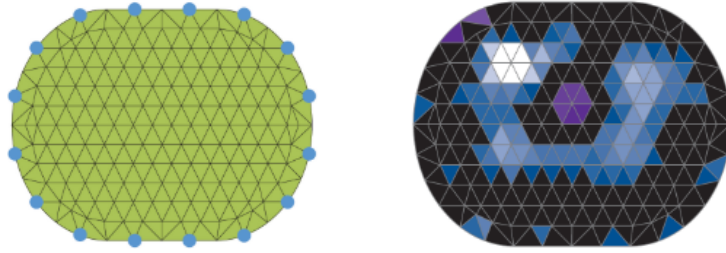
Obrázek 2.11: Grafické znázornění šířky tomografické roviny. Hnědá část představuje šířku elektrod - 4 cm. Čísla v různě tmavých modrých zónách představují z jaké části se podílejí na celkové impedanci. Celková šířka tomografické roviny činí 20 cm. Převzato z [25].

Impedanční křivka PulmoVista 500 (Dräger, Lübeck, Německo) zobrazuje časový průběh impedančních změn v podobě tzv. křivky relativní impedance (viz obrázek 2.14). Křivka vzniká součtem impedance jednotlivých pixelů v matici v daném snímku vztahené k předem definované referenci u jednotlivých měření. Z tohoto důvodu data ztrácejí fyzikální rozměr, přičemž výsledky měření jsou udávány v tzv. arbitrary units (AU, libovolná jednotka). Z tohoto důvodu je nemožné porovnávat výsledky mezi jednotlivými měřeními. [26]

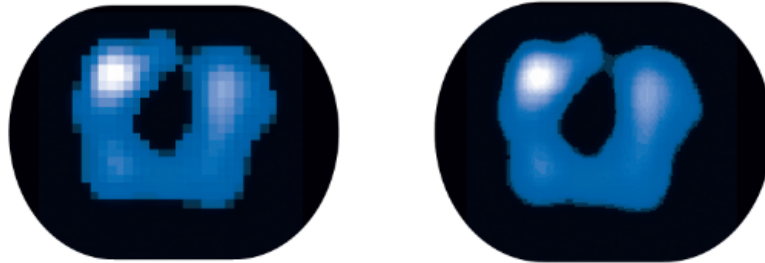
Přístroj zobrazuje celkem pět impedančních křivek pod sebou. Globální impedanční křivka zobrazuje změny impedance v celém snímku. Zbylé čtyři impedanční křivky zobrazují změny v nastavených ROI. Pomocí křivky relativní impedance lze monitorovat dechové frekvence pacienta. [26]

2.3.4 Využití EIT v medicíně

Ačkoli využití EIT v nemocniční praxi je spíše výjimkou, našla své uplatnění v mnoha lékařských oborech. Mimo nemocniční prostředí se můžeme setkat s EIT ve specializovaných centrech, kde se zabývají měřením bioimpedometrie. V těchto centrech převádějí hodnoty impedance na hodnoty objemů jednotlivých tělesných tekutin. Získají tak podíl tělesného tuku a aktivní tělesné hmoty (např. svaly, kosti atd.). Tyto hodnoty mohou mít uplatnění v dialyzační léčbě. [27]



Obrázek 2.12: V levé části je zobrazení segmentace obrazu na 340 trojúhelníků. V pravé části je k těmto částem přiřazena barva z barevné škály dle hodnoty relativní impedanční změny. Převzato z [6].

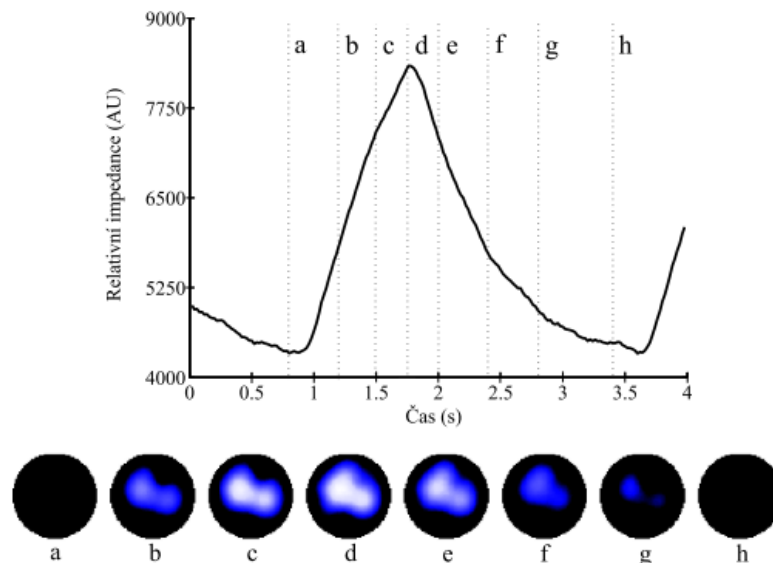


Obrázek 2.13: V levé části je zobrazeno převedení trojúhelníkové sítě na pixelovou matici 32 x 32 a aplikace Gaussova filtru. Vpravo je výsledný snímek po bilineární interpolaci. Převzato z [6].

Níže v této kapitole budou uvedeny tři základní lékařské obory, které využívají metodu EIT. Cílem této práce je ověřit předpoklad k dalšímu využití této metody při detekci vnitřního krvácení.

EIT v respirační péči Nejčastěji se můžeme setkat s EIT v respirační péči díky anatomii plic. V závislosti na objemu vzduchu v alveolárním prostoru plic se mění jejich rezistivita (viz 2.3.1). Změnu rezistivity plic může zapříčinit také přítomnost tekutiny v alveolárním prostoru či patologické změny plic. [4] Dalším důvodem, proč se stává EIT populární, je fakt, že umožňuje kontinuální monitorování plic, které je navíc neinvazivní a lze ho provádět přímo u patientského lůžka. [27]

EIT v kardiologii Menší uplatnění nachází EIT i v kardiologii. Pomocí EIT můžeme sledovat směr a rychlost proudění krve srdečními oddíly, nebo měřit srdeční výdej. Je třeba myslet na to, že elektrický proud aplikovaný EIT může ovlivnit funkci



Obrázek 2.14: Vznik křivky relativní impedance jednoho dechového cyklu vznikající součtem hodnot relativních impedančních změn v příslušných snímcích. Převzato z [6].

implantátů. Z toho důvodu se nesmí aplikovat EIT u lidí, kteří mají implantovaný kardiostimulátor nebo defibrilátor. [27]

EIT v neurologii Pomocí EIT se povedlo zaznamenat mozkovou aktivitu. Při nervové aktivitě se změní koncentrace iontů, díky čemuž dochází ke změně vodivosti, kterou snímáme pomocí EIT. EIT se využívá při lokalizaci epileptických ložisek. Další možné využití je detekování ischemické tkáně, která má jinou elektrickou vodivost oproti zdravé tkáni mozku. [27]

2.4 Teoretické předpoklady

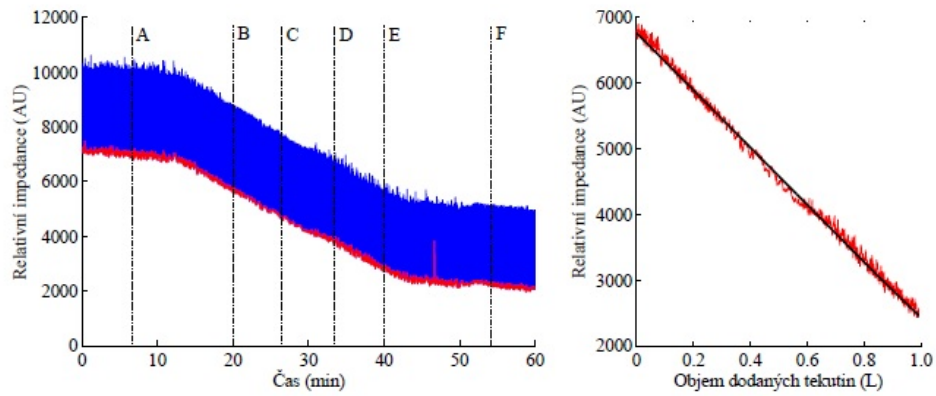
Pro monitorování fyziologických změn způsobených krvácením pomocí EIT systému je nutné, aby krvácení bylo doprovázeno změnou elektrické impedance v tomografické rovině. V případě, že krvácení vyvolá změnu impedance, je otázkou, zda změna bude dostatečně velká na to, aby byla viditelná oproti datům vzniklých dechem. V minulosti byly provedeny studie zaměřující se na detekci, kvantifikaci a monitoring změny objemu tekutiny či krvácení pomocí systému EIT.

V roce 1998 byla provedena studie [28] zaměřená na kvantifikaci volného krevního objemu v břišní dutině pomocí EIT. Byl využit válcový fantom obsahující solný roztok, jehož fyzikální charakteristiky odpovídaly břišní tkáni. Směsi vody, soli a želatiny o různém objemu byly použity k vytvoření anomálií měrného odporu podobný volné krvi v břiše. Během studie bylo mj. zjištěno, že přítomnost anomálie

ve fantomu je doprovázena změnou RI (tzv. resistivity index - součet rezistivity všech pixelů v obraze). Autoři této studie navázali studií [29], kde již byly využity probandi podstupující kontinuální ambulantní peritoneální dialýzu. Při dialýze je pacientovi katetrem podáván dialyzační roztok, jenž má podobnou rezistivitu jako krev. Elektrodový pás byl přiložen co nejbližší k pupku probanda. Tato studie prokázala, že EIT má příslib pro detekci krvácení. Byl pozorován lineární vztah mezi množstvím tekutiny přidané do těla pacienta a změny RI v rekonstruovaném obraze. Naměřená data obsahovala artefakty způsobené změnou tvaru břicha a obsahu vzduchu v plicích související s dýcháním. Ve studii [30] bylo využito pět anestetizovaných prasat, kterým bylo katetrem injikována antikoagulovaná krev, čímž se simulovalo intra-peritoneální krvácení během poškození jater. Injekce byla řízena rychlostí 100 ml/h s celkovým objemem v rozmezí od 300 - 500 ml. Výsledné obrazy monitorování krvácení umožňovaly detekci krvácení o objemu 30 ml. Výsledky studie taktéž zahrnovaly vývoj RI, jenž vykazuje identické výsledky jako rekonstruované obrazy. Na začátku krvácení (od 0 do 15 ml) se projeví artefakty dýchání, které zastiňují krvácení. Po 30 ml je krvácení zřetelné i přes přítomné artefakty. Na rozdíl od této diplomové práce výše uvedené studie nevyužívaly komerčně dostupný EIT systém. Hlavním rozdílem však je ten, že tyto práce měřily změnu rezistivity přímo v rovině krvácení (nebo simulace krvácení). Není tak známo, zda by krvácení mimo tomografickou rovinu vyvolalo v místě měření změnu rezistivity, jenž by byl EIT systém schopen detekovat.

Hlavní prací, na kterou tato diplomová práce navazuje, je bakalářská práce studenta Fakulty biomedicínského inženýrství Vladimíra Soboty, jenž pomocí systému EIT PulmoVista 500 sledoval změnu vodní bilance [6]. Změna objemu intravenózní tekutiny byla realizována krevní transfúzí a infuzí Ringerova roztoku, který svým iontovým složením připomíná intersticiální tekutinu. Celkový dodaný objem krve činil 500 ml rychlostí 1000 ml/h. Rychlostí 2000 ml/h bylo dodáno 500, 750 a 1000 ml Ringerova roztoku. Rychlost dodané tekutiny byla garantována díky využití infuzní pumpy. Data byla měřena z bezpečnostních důvodů na praseti domácím, které bylo uvedeno do celkové anestezie. Umístění elektrodového pásu bylo pokud možno identické, jako je tomu u lidských pacientů v klinické praxi. V tomografické rovině definované elektrodovým pásem byly zahrnuty plicní laloky. Byla prokázána souvislost mezi poklesem relativní křivky impedance a intravenózním podáním tekutin (viz obrázek 2.15).

Základní myšlenkou této práce je, že pokud dojde dle [6] ke snížení impedanční křivky v závislosti na zvýšení objemu intravenózní tekutiny, tak ztráta objemu krve by mohla způsobovat změnu s opačným trendem. Tuto myšlenku podporuje i fakt, že plicní cévy se označují jako jedny z mnoha krevních rezervoárů (viz kapitola 2.2.2). Játra, jakožto jeden z hlavních rezervoárů, leží celým svým objemem v tomo-



Obrázek 2.15: Vlevo: Křivka relativní impedance (modrá) během infuze Ringerova roztoku. Červená křivka vyjadřuje lokální minima. Vpravo: Křivka lokálních minim proložena trendem. Převzato z [6].

grafické rovině EIT systému. Vazokonstrikce a následné snížení objemu krve v těchto rezervoárech může zesílit růst impedanční křivky v závislosti na krvácení.

3 Cíle práce

Prostudované teoretické základy týkající se problematiky této diplomové práce, které jsou vypsány v kapitole 2, jsou v korelaci s myšlenkou, že EIT systém by měl být schopen detekovat krevní ztrátu pacienta. V bakalářské práci [6] bylo zjištěno, že relativní impedance měřená systémem EIT klesá v závislosti na dodaném objemu krve či Ringerova roztoku. Myšlenkou této diplomové práce je, že krvácení by mělo vyvolat změnu relativní impedance s opačným trendem.

EIT se nejčastěji využívá pro měření rezistivity plic. Plíce, ale také játra, spadající do měřené tomografické roviny a jsou označovány jako jedny z hlavních krevních rezervoárů. Proto by se během krvácení měl snížit objem krve v tomografické rovině natolik, aby bylo krvácení detekováno EIT systémem i přes křivky znázorňující dechový cyklus probanda.

Cílem této diplomové práce bylo navrhnout a provést pilotní studii, která ověří hypotézu o možnosti měření krevních ztrát metodou elektrické impedanční tomografie.

4 Metody

V této kapitole jsou popsány veškeré postupy a metody, které byly využity k zhotovení této diplomové práce. Na začátku je popsán postup, jak byla získána data a následuje popis jejich zpracování.

4.1 Souhlas etické komise

Tato práce byla schválena jakožto prospektivní observační studie etickou komisí Ústřední vojenské nemocnice - Vojenské fakultní nemocnice Praha. Stanovisko etické komise k studii je přiloženo jako příloha A.

4.2 Charakteristika probandů

Měření se zúčastnilo měření 8 mužských probandů bez zdravotních komplikací a žádný proband nebyl vyřazen ze studie. Všichni probandi byli nekuřáci a dva z nich trpí Astma bronchiale. Přehled antropometrických charakteristik dobrovolníků je zaznamenán v tabulce 4.1.

Tabulka 4.1: Antropometrické charakteristiky probandů

Věk (roky)	$25,30 \pm 3,55$
Výška (m)	$1,80 \pm 0,054$
Váha (kg)	$80,38 \pm 11,95$
BMI ($\text{kg}\cdot\text{m}^{-2}$)	$24,78 \pm 2,77$

4.3 Realizace experimentu

Měření probíhalo na Oddělení hematologie a krevní transfuze (OHKT) v Ústřední vojenské nemocnici. Odběr krve byl proveden odborným personálem oddělení a na jeho průběh dohlížel MUDr. Aleš Rára.

4.3.1 Vstupní vyšetření

Probandi, stejně jako běžní dárci krve, se při vstupu zaregistrovali a byli zaznamenáni do počítačového systému. Následně vyplnili podrobný dotazník ohledně jejich zdravotního stavu apod. Dále proband svým podpisem potvrdil, že nepatří mezi osoby s rizikovým chováním vzhledem k nákaze a přenosu infekčních onemocnění, zejména AIDS.

V dalším kroku se proband podrobil laboratornímu vyšetření - byl mu proveden odběr krve z prstu na krevní obraz. S výsledkem laboratorního vyšetření a vyplněným dotazníkem se proband podrobil vyšetření lékařem, během kterého lékař vyhodnotil anamnézu plynoucí z dodaných dokumentů. Všichni probandi úspěšně absolvovali prohlídku a bylo jim povoleno darování krve.

Proband si před samotným odběrem přečetl a podepsal informovaný souhlas a informace pro subjekt hodnocení, který je k dispozici v příloze B.

4.3.2 Dokumenty k zaznamenání průběhu měření a údajů o probandech

Dalším vyplněným dokumentem byla karta probanda, ve kterém je přiděleno identifikační číslo, pod kterým se zpracovávají a zveřejňují jeho data. Proband byl požádán o vyplnění jména, příjmení, věku, kontaktu, výšky, hmotnosti a jeho současného zdravotního stavu. Do karty probanda jsme také zaznamenali obvod hrudníku nutný pro určení správné velikosti elektrodového pásu. Karta probanda je k nahlédnutí v Příloze C.

Protokol měření slouží k zachování standardizovaného průběhu měření u všech probandů, čímž se zamezí vzniku hrubé chyby, která by ovlivnila výsledky měření. Protokol měření je k nahlédnutí v Příloze D.

4.3.3 Použití systému EIT PulmoVista 500

Po vstupní kontrole byl proband požádán o vyvlečení do půl těla a byl mu změřen obvod hrudníku, který byl zapsán do karty probanda. Dle naměřeného obvodu se zvolila vhodná velikost elektrodového pásu, který byl následně umístěn do úrovně pátého mezižebří. Před samotným umístěním pásu byl na všechny elektrody aplikován malý objem elektrodového gelu pro kvalitnější kontakt s pokožkou. Elektrodový pás byl zapnut na požadovanou velikost tak, aby bylo docíleno potřebného kontaktu mezi pokožkou a elektrodami, a zároveň, aby se proband cítil komfortně. Před začátkem měření bylo zkontrolováno, zda nedošlo vlivem aplikace elektrodového gelu na všechny elektrody k vodivému spojení mezi některými elektrodami. Vodivé spojení by dle [31] významně ovlivnilo získaná data a znemožnilo by tak jejich statistické zpracování. Dále byla nalepena referenční elektroda na probandovo břicho, který posléze zaujal polohu v polosedu. Elektrodový pás byl připojen pomocí hlavního kabelu k EIT a byly zkontrolovány kvality signálu na jednotlivých elektrodách. U žádného probanda nebylo potřeba aplikovat další množství elektrodového gelu z důvodu špatné kvality signálu. Umístění elektrodového gelu a poloha probanda při odběru krve je zobrazeno na obrázku 4.1.



Obrázek 4.1: Zobrazení umístění elektrodového pásu a polohy probandova těla během odběru. Proband drží v pravé ruce pěnový míček, který mačká pro případné zvýšení rychlosti odběru krve. Nad odběrovou jehlou je kolem probandovy ruky omotáno škrtidlo.

Proband byl poučen, aby se během odběru krve pohyboval co nejméně, za účelem eliminace pohybových artefaktů. Zvláště pak při ukončení odběru krve, kdy zdravotní sestra pohybovala s probandovou rukou. Také byl požádán o minimální verbální komunikaci mimo komunikaci se zdravotní sestrou v případě zhoršeného zdravotního stavu probanda (např. pocitu na omdlení).

Po zaujmutí cílené polohy byla u každého probanda provedena kalibrace, po níž byl spuštěn EIT záznam. Spuštění záznamu bylo doprovázeno spuštěním stopek z důvodu synchronizace EIT záznamu s protokolem měření. Před samotným odběrem se čekalo na ustálení signálu, které trvalo minimálně jednu minutu. V momentu, kdy byl signál posouzen jako stabilní, byl zahájen odběr krve a časový údaj ze stopek byl zapsán do protokolu měření. Po dosažení cílového objemu 450 ml byl zapsán čas do protokolu měření ze stopek a byl ukončen odběr. Po vyjmutí odběrové jehly pokračovalo měření do doby, kdy byl signál dlouhodobě stabilní. Následně bylo měření dat ukončeno a probandovi byl sejmут elektrodový pás. Pro kontrolu během zpracování dat byl začátek a konec odběru krve zaznamenán i přímo v EIT systému. Po celou dobu experimentu proband dýchal spontánně.

4.3.4 Realizace krvácení

Krvácení bylo simulováno běžným odběrem plné krve, kdy porušení cévní stěny bylo způsobené odběrovou jehlou. Krev byla odebírána do specializovaných trojvaků,

kteřé jsou navzájem propojeny hadičkami. Vaky jsou během odběru položeny na odběrových vahách, které svým kývavým pohybem neustále promíchávají vtékající krev s antikoagulačním roztokem. Odběrová váha je zobrazena na obrázku 4.2. Na displeji je zobrazen pravidelně aktualizovaný odebraný objem krve a průtok krve v ml/min. Při dosažení 420 ml odebrané krve odběrová váha upozorní sestru k blížícímu se konci odběru krátkým zvukem. Po dosažení cílového objemu odebrané krve se tento zvuk znovu rozezní do doby, dokud jej sestra nevypne.

Tabulka 4.2: Průměrná rychlost průtoku krve jednotlivých probandů při odběru krve. Vypočtena průměrná rychlost průtoku krve všech probandů se směrodatnou odchylkou.

Proband	Rychlost (ml·min ⁻¹)	Potíže během a po odběru
A2101	60,0	Ne
A2102	55,2	Ne
A2103	49,2	Ne
A2104	63,0	Ne
A2105	52,2	Ne
A2106	58,8	Ne
A2107	40,2	Ano - pocit na omdlení
A2101	52,2	Ne
Průměrná rychlost	53,9 ± 7,2	

Odběr začal dezinfekcí pokožky v místě vpichu a následným utažením škrtidla kolem paže. Poté sestra provedla vpich jehly a začal samotný odběr krve. Během odběru byly kontrolovány zobrazené průtoky krve na odběrové váze. Při přiblížení průtoku krve k hodnotě 40 ml/min byl proband vyzván k mačkání balónku, čímž se průtok krve zrychlil. Tato hodnota byla zvolena odborným personálem oddělení Hematologie a krevní transfuze jako standard. Horní limit průtoku nebyl nastaven. V tabulce 4.2 jsou zobrazeny průměrné rychlosti průtoku krve jednotlivých probandů a vypočtena průměrná rychlost krvácení všech probandů se směrodatnou odchylkou. Po odebrání 450 ml plné krve byla jehla vyňata a škrtidlo bylo zcela povoleno. Následně byl proband požádán, aby si na místě vpichu podržel druhou rukou tampon, který sestra několikrát obtočila obídnadlem. S výjimkou probanda A2107 neměli probandi během i po odběru zdravotní potíže vyplývající z odběru krve. Probandovi A2107 se během odběru přitížilo a po opuštění odběrového lůžka došlo u něj k pocitu na omdlení. Byl umístěn zpět na odběrové lůžko do polohy v leže se zvednutýma nohama dokud nedošlo ke zlepšení jeho stavu. Následně byl propuštěn personálem OHKT.



Obrázek 4.2: Odběrové vaky položené na odběrové váze MACOMIX DCN7 od firmy Macopharma. Na displeji je zobrazen aktuální odebraný objem plné krve. Fotografie:autor

4.4 Zpracování a analýza naměřených dat

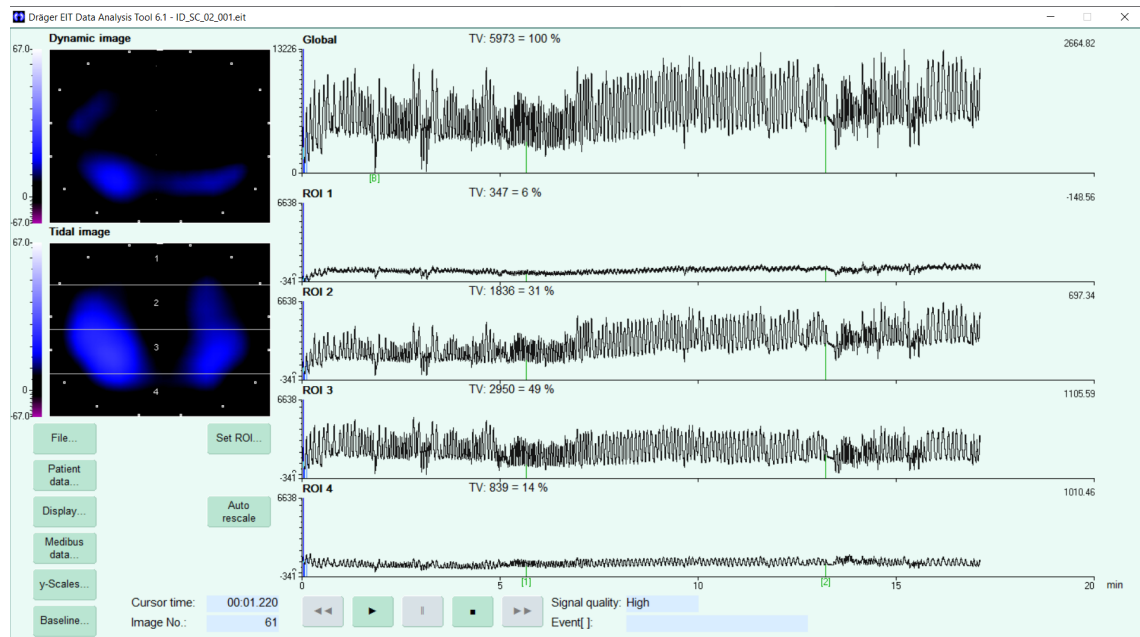
Systém EIT PulmoVista 500 (Dräger, Lübeck, Německo) je vybaven dvěma USB porty pro export dat do externího disku či paměti Flash. V nastavení systému lze vybrat soubory pro přenos dat, které následně za účelem jejich zpracování můžeme uložit do osobního počítače.

PulmoVista 500 (Dräger, Lübeck, Německo) ukládá data jako soubor typu .eit vyvinutý společností Dräger. Ukládaná data mají maximální délku 10 minut, přičemž delší záznamy jsou rozděleny do několika souborů.

4.4.1 Programové vybavení

Společnost Dräger dodává společně s PulmoVista 500 software Dräger EIT Data Analysis Tool umožňující zobrazení a předzpracování dat a jejich ukládání do souborových formátů .asc, .bin a .get. Vzhledem k tomu, že u každého probanda bylo měření dat delší než 10 minut, bylo potřeba ve zmíněném software jednotlivé sou-

bory pro jednoho probanda spojit a nastavit společnou baseline z prvního souboru dat probanda. Takto vzniklé data byly uloženy ve formátu .bin pro další zpracování v programovém prostředí MATLAB. Na obrázku 4.3 je znázorněno grafické rozhraní Dräger EIT Data Analysis Tool. Pro kontrolu časových údajů začátku a konce krvácení jsou zde zelené svislé úsečky, jež by se měly shodovat s časovými údaji v protokolu měření.



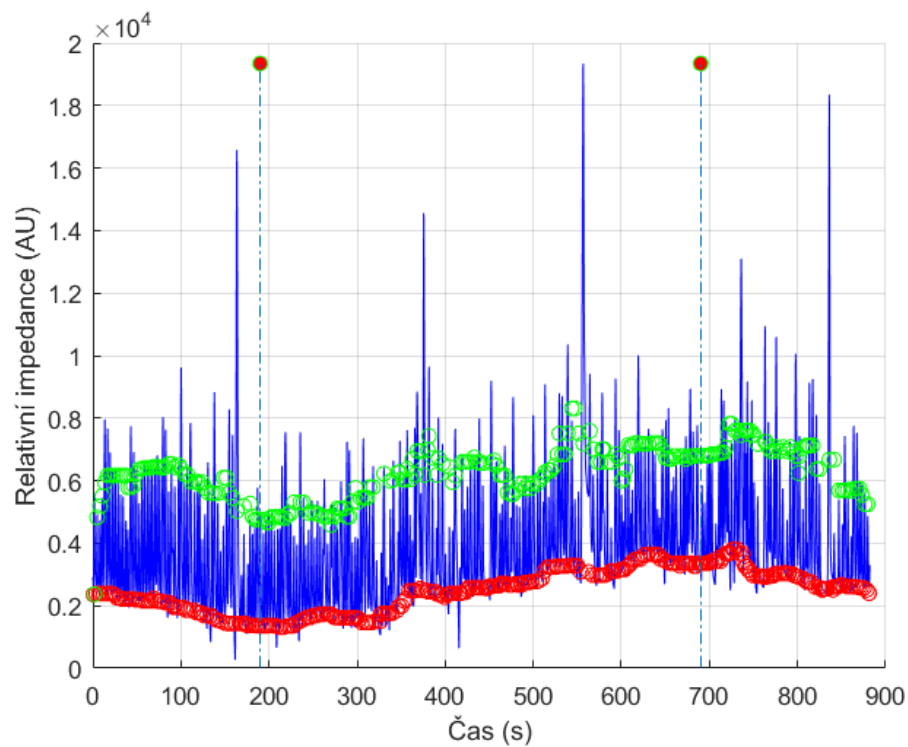
Obrázek 4.3: Grafické zobrazení spojených dat probanda A2102 v software Dräger EIT Data Analysis Tool. Pro zpracování dat byla načtena horní křivka představující globální impedanci. Při nastavení kurzoru na zelené svislé čáry se v levém dolním rohu zobrazí čas odpovídající začátku či konci odběru.

Hlavním prostředkem pro zpracování dat pro tuto diplomovou práci byl MATLAB R2016a. V programovacím prostředí MATLAB byla načtena a předzpracována naměřená data dle kapitoly 4.4.2. Popsané statistické vyhodnocení dat v kapitole 4.4.3 bylo provedeno v software Statistica od společnosti StatSoft. Výsledky tohoto zpracování dat jsou prezentovány v kapitole 5

4.4.2 Předzpracování dat

Hlavní problematikou statistického vyhodnocení dat naměřených EIT PulmoVista 500 (Dräger, Lübeck, Německo) jsou různě definované reference u jednotlivých probandů a ztráta fyzikální veličiny (viz 2.3.3). Díky tomuto fenoménu byly zamítnuty běžné varianty zpracování a statistického vyhodnocení dat. Z výše uvedeného důvodu byl statisticky zpracován vliv odběru plné krve na křivku relativní impedance k poměru průměrnému dechu probanda.

Data, která následovala po odběru krve nebyla zahrnutá do předzpracování a statistického vyhodnocení. Po konci odběru krve se objevily významné artefakty, které jsou spojené s pohybem probanda související s procesem darování krve a s povelím škrtdla kolem probandovy ruky. Dalším důvodem, proč byla tato data vyřazena byl ten, že i po konci odběru krve mohou být aktivní kompenzační mechanismy, jenž by mohly data ovlivnit (viz 2.2.2).

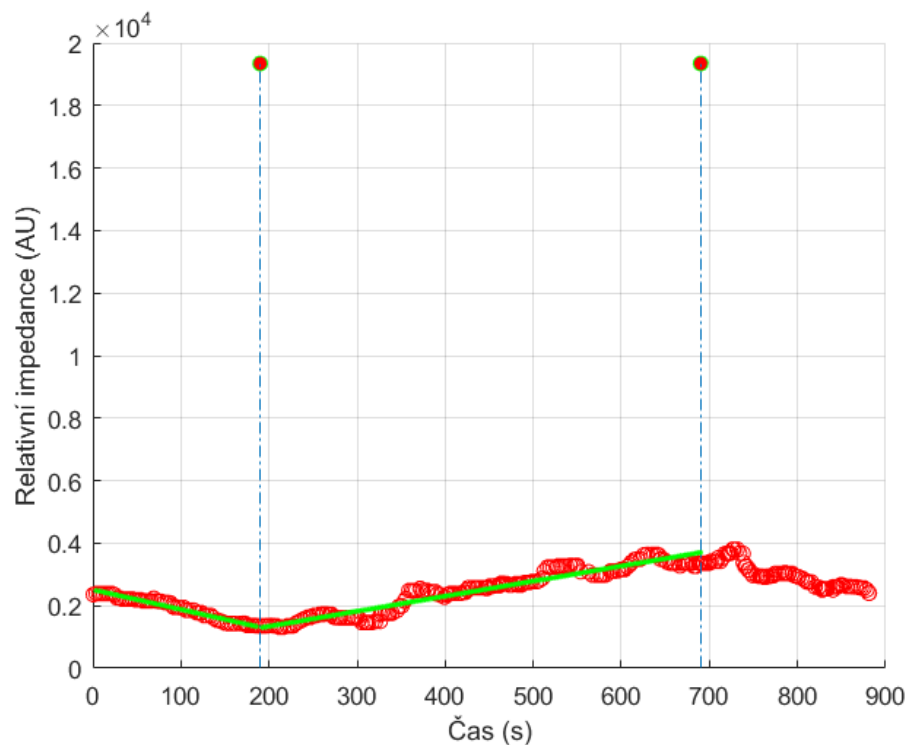


Obrázek 4.4: Zobrazení křivky globální relativní impedance probanda A2102 společně s vymezeným úsekem odběru krve a vyfiltrovanými lokálními maximy a minimy. Vertikální čerchované čáry vyznačují odběr krve.

Po načtení sjednocených dat jednotlivých probandů souborového formátu .bin bylo nejdříve nutné v programovacím prostředí MATLAB zobrazit, v jakých okamžicích začínal a končil odběr krve. K tomu byly využity informace z protokolu měření a dat z Dräger EIT Data Analysis Tool (viz obrázek 4.3).

Následně byla nalezena lokální maxima a minima globální relativní impedance, na která se aplikoval mediánový filtr s oknem 10 vzorků (pro lokální minima) a 15 vzorků (pro lokální maxima). Rozdílnost mezi okny pro lokální maxima a minima je dána větším šumem v lokálních maximech. Takto zpracovaná data jsou zobrazena na obrázku 4.4. Lokální minima byla využita pro níže popsané statistické vyhodnocení dat, jelikož vypovídají o dějích v hrudníku, kdy není zahrnut vliv dýchání. Lokální minima byla proložena polynomy 1. stupně pomocí metody nejmenších čtverců (viz

obrázek 4.5). Pro polynomy byly vypočteny lineární koeficienty určující strmost klesání, případně stoupání.



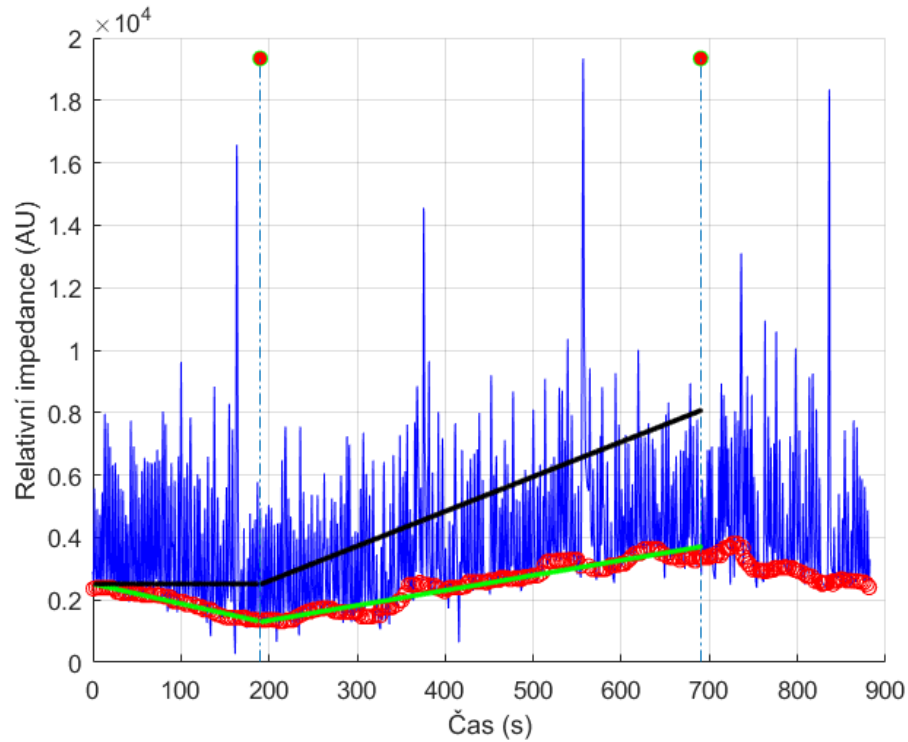
Obrázek 4.5: Proložení lokálních minim polynomem 1. stupně u probanda A2102.

U všech probandů před začátkem odběru krve měla data klesající tendenci (viz obrázek 4.5). Pro odstranění ostatních vlivů, které by měly vliv na strmost polynomu lokálních minim během krvácení byl od tohoto polynomu odečten polynom lokálních minim před krvácením. Tím se polynom charakterizující data před odběrem krve narovnal a polynom charakterizující data během odběru neobsahoval ostatní vlivy (viz obrázek 4.6).

Pro získání změny polynomu lokálních minim během krvácení byla odečtena první hodnota z polynomu od poslední hodnoty. Tato hodnota byla vydělena průměrným dechem, který byl získán rozdílem průměru lokálních minim od maxim. Takto byla dosažena procentuální změna signálu v poměru s probandovým dechem. Tyto hodnoty byly dále statisticky vyhodnoceny dle postupu popsaného v kapitole 4.4.3.

4.4.3 Statistické vyhodnocení dat

Bylo provedeno statistické vyhodnocení dat, která znázorňovala, jak fyziologické změny v hrudníku způsobené krvácením ovlivnily relativní impedanci v poměru k průměrnému dechu probanda.



Obrázek 4.6: Odstranění trendu odečtením proloženého polynomu před začátkem odběru. Polynom černé barvy byl využit k získání fyziologické změny způsobené krvácením.

K testování normality byl použit Shapiro-Wilkův test, který potvrdil normalitu dat na hladině významnosti 5 %. Po testování normality byl aplikován Grubbsův test, který nevyhodnotil žádnou z hodnot jako extrémně odhledlou na hladině významnosti 5 %. Pomocí t-testu byl porovnáván průměr dat vůči referenční hodnotě, která v tomto případě byla rovna nule. Nula byla zvolena na základě eliminace ostatních vlivů pomocí odstranění trendu charakterizující data před odběrem krve. V případě, kdy by krvácení nezpůsobilo žádnou změnu relativní impedance, by byl průměr dat blízký nule. V opačném případě by vznikl významný rozdíl mezi referenční nulou a průměrem dat. Hladina významnosti byla zvolena 5 %. Testovací hypotézy jsou následující:

- $H_0 : \mu = \mu_0$, odběr krve nezpůsobí žádnou změnu relativní impedance
- $H_1 : \mu \neq \mu_0$, odběr krve způsobí změnu relativní impedance

5 Výsledky

Zpracováním dat ze všech realizací experimentu dle 4.4.2 jsem získal procentuální změnu relativní impedanční křivky způsobenou krvácením k poměru průměrnému dechu probanda. Tyto hodnoty jsou uvedené v tabulce 5.1. Všem probandům bylo odebráno 450 ml plné krve různými rychlostmi odběru (viz tabulka 4.2).

Tabulka 5.1: Procentuální změna relativní impedanční křivky k poměru průměrnému dechu probanda.

Proband	Změna relativní impedance (%)
A2101	15,85
A2102	148,74
A2103	65,88
A2104	30,96
A2105	60,20
A2106	83,56
A2107	211,58
A2101	143,01

Tabulka 5.2: Výsledky statistického zpracování dat. Vypočteny hodnoty průměrné procentuální změny a směrodatná odchylka. P - hodnota získaná pomocí t-testu

Průměr (%)	Sm. odchylka (%)	Referenční hodnota	P - hodnota
94,97	66,91	0	0,0051

Výsledky statistického vyhodnocení popsaného v 4.4.3 pro hodnoty uvedené v tabulce 5.1 jsou uvedeny v tabulce 5.2. V závislosti na p-hodnotě jsem mohl zamítnout nulovou hypotézu na hladině významnosti 5 %. To znamená, že lokální minima během odběru se v poměru k průměrnému dechu probanda statisticky významně změnila.

6 Diskuse

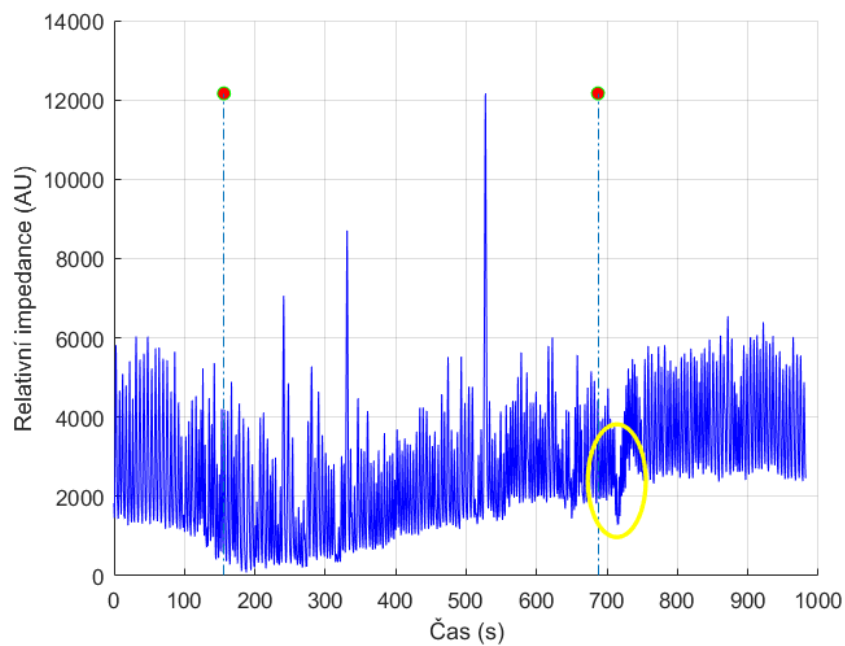
Hlavním výsledkem této práce je zjištění, že EIT systém je dostatečně citlivý pro detekci krevní ztráty o objemu 450 ml. Toto zjištění je v souladu s prostudovanými teoretickými základy uvedenými v kapitole 2, především s faktem, že plasma tvořící 55 % krve je jedna z nejvodivějších tkání v těle. Patrně z toho důvodu při snížení objemu krve v tomografické rovině dochází ke zvýšení relativní impedance. V tabulce 5.2 jsou uvedeny výsledky statistického vyhodnocení dat. Na základě p-hodnoty jsem mohl zamítnout nulovou hypotézu na hladině významnosti 5 %. To značí, že lokální minima statisticky významně vzrostla, což by mělo být dáno vlivem změny relativní impedance v důsledku odběru plné krve. Průměrný nárůst lokálních minim v průběhu odběru krve činila 94,97 % z průměrného dechu probanda se směrodatnou odchylkou 66,91 %. Příčinou takto významné změny lokálních minim může být fakt, že plíce a játra, které spadají do tomografické roviny jsou v odborné literatuře označovány za hlavní krevní rezervoáry.

I přes prokázanou schopnost detekce krvácení je stále nejasná možnost měření přesného objemu krevních ztrát pomocí EIT systému z důvodu kompenzačních mechanismů. Kompenzační mechanismy u každého probanda mohly být různě silné a mohly mít různé časy aktivace a inaktivace. V této oblasti je prostor pro další studii, která by ověřila možnost měření přesného objemu krevní ztráty pomocí EIT systému.

Zároveň kvůli nejasnému vlivu kompenzačních mechanismů nebyla nezahrnuta do zpracování a statistického vyhodnocení data, která následovala po ukončení odběru krve.

Dalším častým jevem vyskytujícím se po odběru plné krve byl rychlý výkyv relativní impedance. Dle časových údajů z protokolu měření je možné, že tento nárůst vzniká v důsledku úplného povolením škrtidla. To by znamenalo, že i malá, ale rychlá (oproti rychlosti krvácení) změna objemu krve vyprodukovala viditelný nárůst relativní impedance. Tento jev je znázorněn na obrázku 6.1

Možná limitace EIT systému v detekci (případně měření) krevních ztrát je šířka tomografické roviny. V případě, kdy by docházelo ke krvácení např. v hrudníku, játrech, žaludku apod. by krev zůstávala ve velké míře v tomografické rovině a nemuselo by docházet k nárůstu relativní impedance, jako tomu bylo u probandů v této diplomové práci. Otázkou však je, zda by hromadění krve v tomografické rovině nezpůsobilo klesání relativní impedance, jako tomu bylo v [6]. Další limitace a zároveň potenciál pro možné studie je odlišit krvácení od jiných vlivů během měření, jako jsou například dlouhodobé pomalé změny v tekutinové bilanci organismu.



Obrázek 6.1: Vyznačení změny relativní impedance, která by mohla souviset s povolením škrtidla po odběru krve. Proband A2108

V budoucnu by bylo vhodné provést další studii, která by obsahovala větší počet probandů včetně žen. Studie se zúčastnilo pouze 8 mužských probandů, kteří nemohou zahrnout veškerou variabilitu mužské populace (např. fyzická stavba těla).

7 Závěr

Byla navržena a zrealizována studie, jejímž cílem bylo ověřit možnost měření krevních ztrát metodou EIT. Krvácení bylo realizováno pomocí běžného odběru plné krve na oddělení hematologie a krevní transfuze v Ústřední vojenské nemocnici, Vojenské fakultní nemocnici Praha. Během odběru bylo osmi probandům odebráno 450 ml plné krve. Vyhodnocení experimentální části ukázalo, že i přes možné přítomné kompenzační mechanismy se během odběru plné krve statisticky významně zvýšila relativní impedance jako následek snížení objemu krve v tomografické rovině. To znamená, že metoda EIT je schopna detekovat krevní ztrátu pacienta. I přesto není zřejmé, zda lze pomocí této metody přesně změřit objem krevní ztráty. Tato skutečnost představuje možný směr, kterým se mohou navazující studie upínat.

Seznam použité literatury

1. HRDLIČKOVÁ, Šárka. *Vnější a vnitřní úrazové krvácení v přednemocniční péči*. 2018. Bakalářská práce. ZÁPADOČESKÁ UNIVERZITA V PLZNI, FAKULTA ZDRAVOTNICKÝCH STUDIÍ.
2. PENKA, Miroslav; PENKA, Igor; GUMULEC, Jaromír; KOLEKTIV. *Krvácení*. 1. vydání. Praha: Grada, 2014. ISBN 978-80-247-0689-4.
3. ŠLAJFERČÍK, David. *Vliv kalibrace a obnovovacího kmitočtu na záznam elektrické impedanční tomografie hrudníku*. 2018. Bakalářská práce. České vysoké učení technické v Praze, Fakulta biomedicínského inženýrství.
4. GRUNES, Ing. Richard; ROUBÍK, Ing. Karel. Elektrická impedanční tomografie a její využití v respirační péči. *LÉKAŘ A TECHNIKA*. 2008, roč. 38.
5. ŠKOPEK, Martin. *Vliv změny akumulace tekutin v hrudníku na záznam elektrické impedanční tomografie hrudníku*. 2016. Bakalářská práce. České vysoké učení technické v Praze, Fakulta biomedicínského inženýrství.
6. SOBOTA, Vladimír. *Využití systému elektrické impedanční tomografie pro sledování změn vodní bilance*. 2013. Bakalářská práce. České vysoké učení technické v Praze, Fakulta biomedicínského inženýrství.
7. GANONG, William F. *Přehled lékařské fyziologie*. Dvacáté vydání. Praha: Galén, 2005. ISBN 80-726-2311-7.
8. SEDLÁŘ, Martin. *Dopplerovské měření průtoku krve velkými cévami dolních končetin po zátěži*. 2008. Bakalářská práce. Masarykova univerzita v Brně, Přírodovědecká fakulta.
9. TRUSKEY, George A.; YUAN, Fan; KATZ, David F. *Transport Phenomena in Biological Systems*. Second Edition. New Jersey: Pearson, 2009. ISBN 978-0-13-156988-1.
10. LANGMEIER, Miloš; KOLEKTIV. *Základy lékařské fyziologie*. Praha: Grada, 2009. ISBN 978-80-247-2526-0.
11. MONDOK, Bc. Jan. *Metoda hodnocení tělesného složení a dat získaných za pomoci bioimpedance*. 2016. Diplomová práce. České vysoké učení technické v Praze, Fakulta elektrotechnická.
12. MOUREK, Jindřich. *Fyziologie. Učebnice pro studenty zdravotnických oborů*. 2., doplněné vydání. Praha: Grada, 2012. ISBN 978-80-247-3918-2.
13. KITTNAR, Otomar; KOLEKTIV. *Lékařská fyziologie*. 1. vydání. Praha: Grada, 2011. ISBN 978-80-247-3068-4.
14. MUDR. JAN BLATNÝ, Ph.D. Krvácení a jeho léčba – (nejen) hematologický problém. *Interní medicína pro praxi*. 2009.

15. ROLEČEK, Adam. *Specifika ošetrovatelské péče o pacienta s hemoragickým šokem*. 2020. Bakalářská práce. Technická univerzita v Liberci, Fakulta zdravotnických studií.
16. MUDR. JAROSLAV VESELÝ, CSc. prof. Fyziologie a patofyziologie regulace krevního tlaku. 2012.
17. PROF. MUDR. MIROSLAV SOUČEK, CSc. Pozice blokátorů imidazolinových receptorů v léčbě hypertenze. *Remedia*. 2009.
18. AL., Richard Rokyta et. *Fyziologie*. Třetí, přepracované vydání. Praha: Galén, 2016. ISBN 978-80-7492-238-1.
19. STEFAN, Silbernagl; FLORIAN, Lang. *Atlas patofyziologie*. Praha: Grada, 2012. ISBN 978-80-247-3555-9.
20. ARTHUR C. GUYTON, M.D; JOHN E. HALL, Ph.D. *TEXTBOOK OF MEDICAL PHYSIOLOGY*. ELEVENTH EDITION. Philadelphia, Pennsylvania: Elsevier Inc, 2006. ISBN 0-7216-0240-1.
21. KRAHULÍKOVÁ, Vendula. *Endokrinně podmíněná hypertenze*. 2013. Bakalářská práce. Univerzita Palackého v Olomouci, 2. lékařská fakulta.
22. HUSKOVÁ, Mgr. Zuzana. *Úloha intrarenálního renin-angiotenzinového systému v rozvoji hypertenze u Ren-2 transgenních potkanů*. 2006. Dizertační práce. UNIVERZITA KARLOVA, 2. lékařská fakulta.
23. PROF. MUDR. IVAN DYLEVSKÝ, DrSc. *Základy funkční anatomie člověka*. Praha: ČVUT v Praze, 2013. ISBN 978-80-01-05249-5.
24. BUZKOVÁ, Bc. Kristýna. *Vliv velikosti elektrodového pásu na přesnost vyhodnocování regionální ventilace pomocí elektrické impedanční tomografie*. 2015. Diplomová práce. České vysoké učení technické v Praze, Fakulta biomedicínského inženýrství.
25. TESCHNER, Eckhard; IMHOFF, Michael; LEONHARDT, Steffen. *Electrical Impedance Tomography: The realisation of regional ventilation monitoring*, 2nd edition. *Drägerwerk AG & Co. KGaA*. 2015, s. 152.
26. SAUEROVÁ, Kateřina. *Ověření funkčnosti elektrické impedanční tomografie při 15elektrodovém módu*. 2017. Bakalářská práce. České vysoké učení technické v Praze, Fakulta biomedicínského inženýrství.
27. KŮTKOVÁ, Kristýna. *Aplikace elektrické impedanční tomografie v medicíně*. 2019. Bakalářská práce. Technická univerzita v Liberci, Fakulta zdravotnických studií.
28. SADLEIR, Rosalind; FOX, Richard. *Quantification of blood volume by electrical impedance tomography using a tissue-equivalent phantom*. *IOPscience*. 1998.

29. SADLEIR, Rosalind; FOX, Richard. Detection and Quantification of Intraperitoneal Fluid Using Electrical Impedance Tomography. *IEEE*. 2001.
30. WANJUN, Shuai; FUSHENG, You; WEI, Zhang; AL., et. Image monitoring for an intraperitoneal bleeding model of pigs using electrical impedance tomography. *IOPscience*. 2007.
31. ALBRECHTOVÁ, Denisa. *Vliv aplikace elektrodového gelu mezi pokožku pacienta a elektrodový pás na záznam elektrické impedanční tomografie hrudníku*. 2017. Bakalářská práce. České vysoké učení technické v Praze, Fakulta biomedicínského inženýrství.

Příloha A: Stanovisko etické komise k projektu



ÚVN

ÚSTŘEDNÍ VOJENSKÁ NEMOCNICE
Vojenská fakultní nemocnice Praha

ETICKÁ KOMISE ÚSTŘEDNÍ VOJENSKÉ NEMOCNICE – VOJENSKÉ FAKULTNÍ NEMOCNICE PRAHA
Ethics Committee of the Central Military Hospital Prague

✉ U vojenské nemocnice 1200, 169 02 Praha 6 ☎ 973 203 550 📠 973 208386 📧 eticka.komise@uvn.cz
🌐 www.uvn.cz

STANOVISKO ETICKÉ KOMISE K PROJEKTU VVI

OPINION OF THE ETHICS COMMITTEE ON RESEARCH PROJECT

Název projektu a stručně cíl projektu / *Full Title of the Project and short message:*

Měření krevních ztrát metodou elektrické impedanční tomografie

Řešitel (Příjmení, Jméno, Titul, Adresa instituce) / *Applicant (Surname, Name, Title, Address of Institution):*

MUDr. Tomáš Tyll, Ph.D., Klinika anesteziologie, resuscitace a intenzivní medicíny 1.LF UK a ÚVN, Ústřední vojenská nemocnice-vojenská fakultní nemocnice Praha, U Vojenské nemocnice 1200, Praha 6, 169 02

Uchazeč (Název, Adresa) / *Sponsor (Name, Address):*

Ústřední vojenská nemocnice – Vojenská fakultní nemocnice Praha

Projekt má charakter klinického hodnocení léku - nutno doložit žádost na SUKL, pojištění studie
Project has the characteristics of clinical trial on human medicinal product-regulatory body approval and insurance required

Projekt má charakter experimentu na zvířeti - je nutno požádat o stanovisko veterinární etické komise
Project has the characteristics of animal trial - opinion of EC for animal trials required

Jedná se o klinickou intervenční studii (vyšetření navíc, odběr navíc, randomizace, užití placebo apod.)
The characteristics of the trial is interventional (extra samples, diagnostics procedure, randomisation or use of placebo)

Jedná se o běžný, neintervenční postup - observační studie / *The study is non-interventional (observative)*

Seznam hodnocených dokumentů: název, verze, datum / *List of all submitted documents: Document title, version, date*

Seznam hodnocených dokumentů: název, verze, datum <i>List of all submitted documents: Document title, version, date</i>	Schváleno <i>Approved</i>		Na vědomí <i>Due notice</i>	
	Ano <i>Yes</i>	Ne <i>No</i>	Ano <i>Yes</i>	Ne <i>No</i>
Informovaný souhlas a informace po subjekt hodnocení	<input checked="" type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
Dotazník Etické komise k projektu	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input checked="" type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
Předběžný souhlas s prováděním studie	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input checked="" type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
Sylabus výzkumného projektu	<input checked="" type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
Pojištění odpovědnosti za škodu podnikatele	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input checked="" type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>

EK vydává / *EC issues* souhlasné stanovisko / *favourable opinion*

nesouhlasné stanovisko / *not favourable*

Zdůvodnění stanoviska EK / *reasons for EC opinion:*

Datum přijetí / *Date of Submission:* 4.2.2021

Jednací číslo / *Reference Number:* 108/16-7/2021

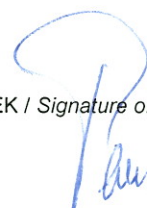
Datum jednání EK / *Date of EC Session:* 15.2.2021

Etická komise prohlašuje, že byla ustavena a pracuje podle jednacího řádu v souladu se správnou klinickou praxí (GCP) a platnými předpisy / *The Ethics committee hereby declares that it was established and operates in accordance with its Rules of Procedure in compliance with Good Clinical Practice (GCP) and valid legal regulations.*

15.2.2021
Datum / *Date*

Předseda EK / *Chairman of the EC*
doc. MUDr. Ing. Jaroslav Plas

Podpis předsedy EK / *Signature of Chairman the EC*



Seznam členů Etické komise / List of the IEC members

Jméno a příjmení <i>Name and Surname</i>	Muž / Žena <i>Male / Female</i>	Odbornost <i>Occupation</i>	Závislost <i>Liability</i>	Hlasoval <i>Voted</i>
doc. MUDr. Ing. Jaroslav Plas	M	Gastroenterologie	<input checked="" type="checkbox"/>	<input checked="" type="checkbox"/>
Mgr. Matyáš Monhart	M	Právo a právní věda	<input checked="" type="checkbox"/>	<input checked="" type="checkbox"/>
MUDr. Petr Hrabal	M	Patologická anatomie	<input checked="" type="checkbox"/>	<input checked="" type="checkbox"/>
MUDr. Zdeněk Šňupárek	M	Soudní lékařství	<input checked="" type="checkbox"/>	<input checked="" type="checkbox"/>
MUDr. Luboš Zach	M	Anesteziologie a intenzivní medicína	<input checked="" type="checkbox"/>	<input checked="" type="checkbox"/>
MUDr. Svatopluk Solař	M	Diabetologie	<input checked="" type="checkbox"/>	<input checked="" type="checkbox"/>
MUDr. Libor Kameník, Ph.D.	M	Kardiologie	<input checked="" type="checkbox"/>	<input checked="" type="checkbox"/>
Mjr. ThLic.Mgr. Tomáš Mlýnek	M	Teologie	<input checked="" type="checkbox"/>	<input checked="" type="checkbox"/>
Mgr. Martina Němečková	F	Pedagogika a ošetrovatelství	<input checked="" type="checkbox"/>	<input checked="" type="checkbox"/>
plk. PhDr. Jiří Klose, Ph.D.	M	Klinická psychologie	<input checked="" type="checkbox"/>	<input checked="" type="checkbox"/>
prof. MUDr. Mojmír Kasalický, CSc.	M	Chirurgie	<input checked="" type="checkbox"/>	<input checked="" type="checkbox"/>
MUDr. Petr Výborný, CSc. FEBO	M	Oftalmologie	<input type="checkbox"/>	<input checked="" type="checkbox"/>
doc. MUDr. Bohumil Seifert, Ph.D.	M	Všeobecné praktické lékařství	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
MUDr. Tomáš Hnátek	M	Kardiologie	<input checked="" type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
doc.MUDr. Štěpán Suchánek	M	Gastroenterologie	<input checked="" type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>

15.2.2021

Datum / Date

Předseda EK / Chairman of the EC
doc. MUDr. Ing. Jaroslav Plas

Podpis předsedy EK / Signature of Chairman the EC

Příloha B: Informovaný souhlas a informace pro subjekt hodnocení



Informovaný souhlas

a informace pro subjekt hodnocení

Název projektu:

Měření krevních ztrát metodou elektrické impedanční tomografie

Hlavní řešitel, spoluřešitelé a jejich pracoviště:

MUDr. Tomáš Tyll, Ph.D (KARIM 1. LF UK a ÚVN), prof. Ing. Karel Roubík, Ph.D. (FBMI), Ing. Václav Ort (FBMI), Ing. Kristýna Koldová (FBMI), Bc. Martin Kučera (FBMI), MUDr. Aleš Rára (KARIM 1. LF UK a ÚVN)

Vážená studentko, vážený studente,

výzkumný projekt „Měření krevních ztrát metodou elektrické impedanční tomografie“, prováděný na ÚVN, se zabývá studiem možnosti sledování vnitřního krvácení pomocí elektrické impedanční tomografie (EIT).

Projekt je řešen v rámci diplomové práce. Stanovený výzkumný cíl může být důležitý pro klinickou praxi a podle současné literatury nebyl doposud řešen.

Elektrická impedanční tomografie je zcela bezpečná, neinvazivní monitorovací technika, která umožňuje kontinuální monitorování přímo u lůžka pacienta 24 hodin denně. Elektrická impedanční tomografie je hojně využívána pro monitorování funkčních vlastností plic, především u pacientů na umělé plicní ventilaci. Dále lze pomocí elektrické impedanční tomografie provést diagnózu karcinomu prsu, vyšetření gastrointestinálního traktu a mnohé další.

Cílem této studie bude ověřit předpoklad možnosti zjištění krevní ztráty pomocí EIT využitelné pro hodnocení celkové tekutinové bilance u pacientů a ověření klinické použitelnosti této metody.

Průběh měření:

Experiment bude prováděn na zdravých dobrovolnících (probandech) zejména z řad studentů FBMI za použití EIT systému PulmoVista 500 od německé firmy Dräger. Dle změřené velikosti obvodu hrudníku bude probandovi přidělen elektrodový pás, který se připevní okolo hrudníku probanda. Probandovi bude odebírána krev znalými pracovníky z transfúzního oddělení Ústřední vojenské nemocnice v Praze. Během odběru krve bude zároveň probandovi měřena impedance plic. Samotný odběr krve nebude tímto měřením nijak ovlivněn a bude probíhat v souladu se standardními postupy. Na průběh celého experimentu bude dohlížet MUDr. Aleš Rára, lékař ÚVN.

Vylučovací kritéria a zdravotní rizika:

Elektrodový pás, který je součástí přístroje PulmoVista 500, se nesmí používat u probandů, jejichž pokožka je v oblasti umístění elektrodového pásu jakkoliv poškozená, nebo překrytá obvazovým materiálem. + kritéria od transfúzky

EIT vyšetření je zcela bezpečné a nejsou známy žádné vedlejší účinky ani rizika. Z naměřených dat nebudou vyvozovány jakékoli závěry o zdravotním stavu probanda. Náklady na odškodnění v případě zdravotní újmy probanda ponese FBMI ČVUT, nicméně riziko je prakticky nulové.

**ÚVN**ÚSTŘEDNÍ VOJENSKÁ NEMOCNICE
Vojenská fakultní nemocnice Praha

Účast na experimentu je zcela dobrovolná, bez nároku na jakoukoliv odměnu. Zároveň se nepředpokládají žádné finanční výdaje probanda.

Podepsáním tohoto písemného informovaného souhlasu souhlasíte s tím, že hlavní řešitelé a etická komise budou mít umožněn přímý přístup k dokumentaci probanda za účelem ověření průběhu studie anebo poskytnutých údajů, aniž dojde k porušení důvěrnosti informací o Vaší osobě, v míře povolené právními předpisy.

Záznamy, podle nichž lze identifikovat probanda, budou uschovány jako důvěrné a nebudou, v míře zaručené právními předpisy, veřejně zpřístupněny. Budou-li výsledky studie publikovány, totožnost probanda nebude zveřejněna.

Vyskytne-li se informace, která by mohla mít vliv na rozhodnutí probanda, zda pokračovat v účasti ve studii nebo ne, bude proband o této skutečnosti včas informován.

Další informace týkající se této studie a práv probandů lze získat u výše zmíněných řešitelů. V případě poškození zdraví v souvislosti se studií kontaktujte hlavního řešitele projektu.

Studie se zúčastní přibližně 20 probandů.

Vaše účast ve studii je dobrovolná, můžete ji odmítnout nebo můžete od účasti ve studii kdykoliv odstoupit, a to bez udání důvodu a bez jakýchkoliv finančních, právních či jiných následků.

Prohlašuji a svým podpisem stvrzuji, že jsem se seznámil a porozuměl všemu výše uvedenému a souhlasím s účastí ve studii. Prohlašuji, že si nejsem vědom naplnění žádného z výše uvedených vylučovacích kritérií, které by znemožňovalo moji účast ve výzkumném projektu.

Jméno probanda:

Odpovědný řešitel:

Datum narození:

Podpis odpovědného řešitele:

Podpis probadna:

Datum:

Datum:

Příloha C: Karta probanda



Karta probanda

Výzkumný projekt:

**Měření krevních ztrát metodou elektrické
impedanční tomografie**

ID probanda:

Základní údaje:

Jméno:

Místo bydliště:

Příjmení:

Kontakt:

Věk:

Rodné číslo:

Naměřené údaje:

Výška (cm):

Hmotnost (kg):

Obvod hrudníku (cm):

Velikost pásů:

S (70 – 85 cm)

M (80 – 96 cm)

L (92 – 110 cm)

XL (106 – 127 cm)

**Doplňující informace:**

Nemoci respirační soustavy:

Prodělané nemoci respirační soustavy:

Zdravotní stav:

 zdravý nemocný

Kuřák v současnosti:

 ano ne

dříve:

 ano ne

Poznámky:

Proband podepsal informovaný souhlas: ano ne**Zaznamenal:****Dne:**

Příloha D: Protokol měření



Protokol měření

Výzkumný projekt:

**Měření krevních ztrát metodou elektrické
impedanční tomografie**

ID probanda:

Záznamy:

Datum:

Čas:

Místo:

Protokol vyplnil:

Personální zajištění:

Pozice	Funkce	Jméno
Zkoušející	Vede měření, vyplňuje protokol	
Obsluha EIT	Nasazuje elektrodový pás, obsluhuje EIT systém PulmoVista 500	

Technické zajištění:

Přístroj	Název	Výrobní číslo	Připraven
EIT	Dräger PulmoVista 500		<input type="checkbox"/>

1. Příprava k měření

- Příprava a zapnutí měřicích přístrojů.
- Seznámení probanda s měřením, zapsání ID do protokolu a karty probanda.
- Odstranění možných zdrojů elektro-magnetického rušení (včetně mobilních telefonů).
- Kontrola EIT systému.
- Nastavení měření nového probanda na EIT.
- Vyhmatání 5. mezižebří, zřetelné označení místa na těle probanda pomocí fixu.
- Příprava elektrodového pásu dle naměřené velikosti hrudníku:

Obvod hrudníku	Velikosti pásů	Zvolená velikost
70 – 85 cm	S	<input type="checkbox"/>
80 – 96 cm	M	<input type="checkbox"/>
92 – 110 cm	L	<input type="checkbox"/>
106 -127 cm	XL	<input type="checkbox"/>

Poznámky k přípravě měření:

2. Měření impedance hrudníku pomocí EIT:

- Umístění elektrodového pásu na označené místo na hrudníku probanda.
- Připojení elektrodového pásu k EIT přístroji.
- Umístění probanda do polohy v sedě. Následně tři minuty v klidu vyčkávat na jeho uklidnění.

V mezidobí:

- Kontrola kvality signálu z EIT přístroje. Při špatném signálu zkontrolovat kontakt elektrod s pokožkou. Pokud nějaká z elektrod nedoléhá, aplikujeme EKG gel a tuto skutečnost zaznamenáme níže.

Špatný signál – aplikace EKG gelu na elektrody č.:

- Po získání dostatečné kvality signálu na všech elektrodách provést kalibraci (30 sekund)
- Po uklidnění pacienta začít měřit pomocí EIT přístroje:

- První minutu stabilizační měření

Čas, číslo záznamu:

Pozn: Kontrolovat čísla záznamu

- Začátek odběru krve

Čas, číslo záznamu:

Pozn: Kontrolovat čísla záznamu

- Po skončení odběru krve minuta stabilizačního měření

Čas, číslo záznamu:

Pozn: Kontrolovat čísla záznamu

- V případě aplikace EKG gelu probanda umyjeme, odmastíme a usušíme.

Poznámky k měření:

3. Ukončení měření

- Odpojení soustavy elektrod z elektrodového pásu, očištění pásů.
- Zálohování naměřených dat z EIT systému na externí flash disk.
- Vypnutí použitých přístrojů.
- Očištění použitých přístrojů, uklizení na příslušná místa.
- Uvedení pracoviště do původního stavu.

Poznámky k měření:

(např. byl proband během odběru v klidu?)