

VŠB – Technická univerzita Ostrava  
Fakulta elektrotechniky a informatiky  
Katedra kybernetiky a biomedicínského  
inženýrství

**Hemodynamická diagnostika shunty pro  
hemodialýzu**

**Hemodynamic Diagnostics Shunt for  
Hemodialysis**

2013

Bc. Jiří Štěrbá

VŠB - Technická univerzita Ostrava  
Fakulta elektrotechniky a informatiky  
Katedra kybernetiky a biomedicínského inženýrství

## Zadání diplomové práce

Student: **Bc. Jiří Štěřba**  
Studijní program: N2649 Elektrotechnika  
Studijní obor: 3901T009 Biomedicínské inženýrství  
Téma: **Hemodynamická diagnostika shuntu pro hemodialýzu**  
**Hemodynamic Diagnostics Shunt for Hemodialysis**

Zásady pro vypracování:

1. Biofyzikální základy mimotělního krevního oběhu, související s cévním přístupem.
2. Biofyzikální základy recirkulace a průtoku krve v shuntu.
3. Principy měření recirkulace krve a průtoku krve v shuntu u chronicky dialyzovaných pacientů.
4. Klinicko – technický význam měření průtoku krve v cévním přístupu – shuntu.
5. Návrh metodiky měření recirkulace a průtoku krve v shuntu.
6. Standardizace měření průtoku krve v shuntu pro klinické podmínky hemodialyzačního střediska s ohledem na střední zdravotní personál (všeobecná zdravotní sestra).
7. Analýza a zhodnocení měřicí metodiky a výsledků klinických měření především s ohledem na věrohodnost měření a chronickou diagnostiku shuntu.

Seznam doporučené odborné literatury:

- [1] SULKOVÁ, Sylvie et al. *Hemodialýza*. Praha: Maxdorf, s.r.o., 2000. 701 s., ISBN 80-85912-22-8.
- [2] *EDTNA/ERCA Journal*. Abstracts of the XXVth Conference of the EDTNA/ERCA, Prague, July 5-8, 1997. s 23.
- [3] LOPOT, František a kol. Die Untersuchung der Qualität des Gefäßzugangs. *EDTNA/ERCA Journal*. 2003, vol. XXIX, iss. 2. ISSN 1019-0856.
- [4] LOPOT, František. a kol. Überwachung der Qualität des Gefäßzugangs durch Blutflussanalyse mit maschineller Rezirkulationsmessung. *EDTNA/ERCA Journal*. 2001, vol. XXVII, iss. 1. ISSN 1018-0856.

Formální náležitosti a rozsah diplomové práce stanoví pokyny pro vypracování zveřejněné na webových stránkách fakulty.

Vedoucí diplomové práce: **Ing. Martin Augustynek**

Datum zadání: 18.11.2011

Datum odevzdání: 07.05.2013



doc. Ing. Jiří Koziorek, Ph.D.  
vedoucí katedry



prof. RNDr. Václav Snášel, CSc.  
děkan fakulty

### **Prohlášení**

*„Prohlašuji, že jsem tuto diplomovou práci vypracoval samostatně. Uvedl jsem všechny literární prameny a publikace, ze kterých jsem čerpal.“*

*Jiří Štěrba*

.....  
Bc. Jiří Štěrba

*Datum odevzdání diplomové práce: 7. 5. 2013*

**V Ostravě**

**dne 1. 5. 2013**

## **Poděkování**

*Zde bych rád poděkoval vedoucímu diplomové práce, tím je Ing. Martin Augustynek za odborné rady, konzultace a vstřícný přístup. Dále chci poděkovat panu RNDr. Josefu Čihákovi, který u mne vzbudil zájem o obor hemodialýzy velkým rozsahem znalostí v tomto oboru, ať už teoretickými či dlouholetými praktickými zkušenosti. Zejména pak děkuji za jeho cenné rady a směr pro diplomovou práci. Nemohu však nevzpomenout pana Josefa Janáče z hemodialyzačního centra ve Vsetíně, který mi rovněž poskytl velmi cenné zdroje informací, rady a zkušenosti. Dále bych chtěl poděkovat celému výbornému kolektivu chronické dialýzy Fakultní nemocnice Ostrava Poruba, ochotným sestřím, staniční sestře Bc. Emilii Chrenšťové, Dr. Olšanské a panu primáři Dr. Válkovskému za umožnění měření, asistenci při měření, vstřícný přístup a cenné rady v oblasti cévních přístupů.*

## **Abstrakt**

Tématem diplomové práce je měření recirkulace pomocí modulu BTM, který je součástí hemodialyzačního monitoru FRESENIUS 4008S. Diplomová práce sleduje vývoj průtoku v AV shuntu, který je klíčový pro úspěšnou hemodialyzační léčbu. Vývoj průtoku je sledován pomocí BTM modulu, který na základě termodiluční metody dokáže zjistit recirkulaci v cévním přístupu. Z vypočtené recirkulace, pak dokážeme vypočíst průtok. Vývoj průtoku v cévním přístupu na oddělení chronické hemodialýzy je dlouhodobě sledován pomocí ultrazvukového Dopplerova vyšetření, které je považováno za základní vyšetření, přičemž měření pomocí BTM modulu lze považovat za alternativní předcházející samotnému ultrazvukovému vyšetření. Diplomová práce, mapuje trend vývoje průtoku v cévním přístupu získaných z Dopplerova ultrazvukového vyšetření a BTM modulu. Porovnává přesnost měření BTM modulu s ultrazvukovým Dopplerovým vyšetřením. Stěžejním bodem diplomové práce je vytvoření programu, který z naměřených hodnot vypočte průtok AV shutnu, monitoruje vývoj průtoku, trend a upozorňuje na zhoršený průtok pod přijatelný limit. Lékař z programu pak může usoudit, zdali je průtok v AV shuntu adekvátní nebo zda vyžaduje chirurgický zákrok.

## **Klíčová slova**

AV-shunt, hemodialýza, hemodialyzační monitor, termodiluce, recirkulace

## **Abstract**

The topic of this thesis is the measurement of recirculation using the BTM, which is part of the hemodialysis FRESENIUS 4008S monitor. This thesis explores the development of the flow in the AV shunt, which is crucial for successful hemodialysis treatment. The development flow is monitored using BTM module, based on the thermodilution method can detect vascular access recirculation. From the calculated recirculation, then we can calculate the flow rate. The development of the flow in the vascular access for chronic hemodialysis department has long monitored using Doppler ultrasound examination, which is considered a basic examination, the measurement using the BTM module can be regarded as supporting previous ultrasound examination alone. Thesis maps the development trend of the flow in the vascular access obtained from Doppler ultrasound and BTM module. Compares the accuracy BTM module with Doppler ultrasound examination. The main point of this thesis is to create a program that values calculated from the measured flow AV shutnu, monitors the development flow, trend and points to impaired flow below the acceptable limit. Physician from the program may judge whether the flow in the AV shunt adequate or whether it requires surgery.

## **Key words**

AV-shunt, hemodialysis, hemodialysis monitor, thermodilution, recirculation

## Seznam použitých symbolů a zkratk

AV	arteriovenózní
AVF	arteriovenózní píštěl, arteriovenózní fistule
AVG	arteriovenózní protetický graft
BTM	modul pro měření recirkulace
EDV	pozdně diastolická rychlost
HD	hemodialýza
MV	střední rychlost
PSV	vrcholová systolická rychlost
PTA	perkutánní transluminární angioplastika
TVI	časový integrál vrcholových rychlostí
USG	ultrasonografie

# Obsah

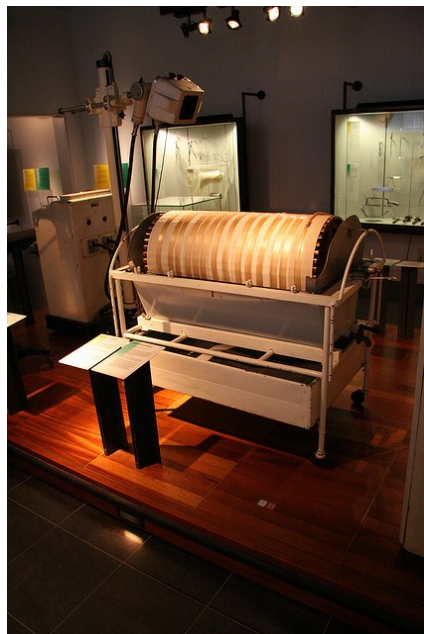
<b>1</b>	<b>ÚVOD</b> .....	- 1 -
<b>2</b>	<b>BIOFYZIKÁLNÍ ZÁKLADY MIMOTĚLNÍHO KREVNÍHO OBĚHU, SOUVISEJÍCÍ S CÉVNÍM PŘÍSTUPEM</b> .....	- 2 -
2.1	Biofyzikální základy hemodialyzační terapie .....	- 2 -
2.1.1	Difuze .....	- 2 -
2.1.2	Ultrafiltrace .....	- 3 -
2.1.3	Osmóza.....	- 4 -
2.2	Mimotělní krevní oběh hemodialyzačního monitoru .....	- 5 -
<b>3</b>	<b>BIOFYZIKÁLNÍ ZÁKLADY RECIRKULACE A PRŮTOKU KRVE V SHUNTU</b> .....	- 7 -
3.1	Cévní přístup a jeho založení .....	- 7 -
3.1.1	Dočasný cévní přístup .....	- 7 -
3.1.2	Trvalý cévní přístup .....	- 8 -
3.2.2.1	Autologní arteriovenózní zkraty.....	- 9 -
3.2.2.2	Alternativní materiály k založení arteriovenózních zkratů .....	- 10 -
3.2.2.3	Komplikace u trvalého cévního přístupu.....	- 12 -
3.2	Pojem Recirkulace.....	- 13 -
3.2.1	Recirkulace v cévním přístupu.....	- 14 -
3.2.1.1	Záměna jehel .....	- 14 -
3.2.1.2	Nízký průtok krve fistulí .....	- 14 -
3.2.2	Kardiopulmonální recirkulace.....	- 15 -
3.3	Vliv recirkulace na účinnost hemodialýzy .....	- 15 -
<b>4</b>	<b>PRINCIPY MĚŘENÍ RECIRKULACE KRVE A PRŮTOKU KRVE V SHUNTU U CHRONICKY DIALYZOVANÝCH PACIENTŮ</b> .....	- 17 -
4.1	Možnosti měření recirkulace .....	- 17 -
4.1.1	Metoda tří vzorků .....	- 17 -
4.1.2	Metoda pomalého průtoku .....	- 18 -
4.1.3	Diluční metody.....	- 18 -
4.1.3.1	Detekce diluce fyziologického roztoku.....	- 19 -

4.1.3.2	Detekce změn teploty .....	- 19 -
4.2	Princip měření recirkulace pomocí BTM Fresenius 4008.....	- 20 -
4.2.1	Interpretace naměřené recirkulace získané z BTM modulu Fresenius 4008.....	- 22 -
<b>5</b>	<b>KLINICKO-TECHNICKÝ VÝZNAM MĚŘENÍ PRŮTOKU KRVE V CÉVNÍM PŘÍSTUPU-SHUNTU .....</b>	<b>- 23 -</b>
5.1	Význam sledování hemodialyzačních přístupů.....	- 23 -
5.2	Monitoring krevního průtoku AV přístupu .....	- 24 -
5.3	Význam ultrasonografie cévních přístupů.....	- 24 -
5.3.1	Význam Dopplerova jevu pro ultrasonografii.....	- 25 -
<b>6</b>	<b>NÁVRH METODIKY MĚŘENÍ RECIRKULACE A PRŮTOKU KRVE V SHUNTU A JEJÍ STANDARDIZACE .....</b>	<b>- 27 -</b>
6.1	Metodika měření recirkulace pomocí modulu BTM.....	- 27 -
6.2	Postup při měření na BTM modulu klinická praxe .....	- 29 -
6.2.1	Záznam o měření recirkulace a výpočet průtoku v AV shutnu .....	- 30 -
<b>7</b>	<b>ANALÝZA A ZHODNOCENÍ MĚŘÍCÍ METODIKY A VÝSLEDKŮ KLINICKÝCH MĚŘENÍ PŘEDEVŠÍM S OHLEDEM NA VĚROHODNOST MĚŘENÍ A CHRONICKOU DIAGNOSTIKU SHUNTU. ....</b>	<b>- 32 -</b>
7.1	Výsledky průtoku krve vyhodnocených z Dopplerovského ultrazvukového vyšetření .....	- 32 -
7.2	Výsledky průtoku krve vyhodnocených z BTM modulu Fresenius 4008S – HDS Vsetín ..	- 37 -
7.3	Věrohodnost měření pomocí BTM modulu .....	- 40 -
7.4	Zhodnocení měřicí metodiky a výsledků klinických měření .....	- 42 -
<b>8</b>	<b>NÁVRH A REALIZACE SW PRO VYHODNOCENÍ CÉVNÍHO PŘÍSTUPU .....</b>	<b>- 43 -</b>
8.1	Funkce a význam programu pro hemodialyzační centra.....	- 43 -
8.2	Ovládání programu a jeho uživatelské prostředí.....	- 44 -
<b>9</b>	<b>ZÁVĚR.....</b>	<b>- 47 -</b>
<b>10</b>	<b>SEZNAM POUŽITÉ LITERATURY .....</b>	<b>- 49 -</b>



# 1 Úvod

Vynález umělé ledviny Kolffem se datuje do roku 1944. Její použití bylo a je limitováno vytvořením vhodného hemodialyzačního přístupu, který je pro tuto metodu léčby konečného stádia selhání ledvin klíčovým.



Obr.1 Kolffova ledvina – muzeum [2]

V současnosti existují pro pacienty s chronickým renálním selháním dvě možnosti léčby: transplantace ledviny nebo pravidelná dialýza (hemodialýza nebo peritoneální dialýza).

Od 60. let minulého století, kdy se pro pacienty na hemodialýze používal Schribnerův zevní AV zkrat, došlo k velikému rozvoji cévní chirurgie. Byly vyvinuty nové operační postupy i nové materiály vhodné k založení arteriovenózního zkratu. V posledních letech došlo také k rozvoji radiointervenčních metod, které mají spolu s diagnostikou velký podíl při řešení komplikací.

Jednou ze základních podmínek dlouhodobého hemodialyzačního léčení je možnost opakovaného napojování krevního oběhu nemocných na mimotělní oběh hemodialyzačního monitoru. To vyžaduje snadný a spolehlivý cévní přístup, který poskytuje dostatečný zdroj krve pro hemodialyzační přístroj opakovaně po řadu let.

Spojením žíly s tepnou změníme hemodynamické poměry, které vedou postupně k cévní přestavbě žíly a její arterializaci. Arterializace žilní stěny umožní opakované punkce potřebné k napojení zkratu na hemodialyzační přístroj.

[1]

## 2 Biofyzikální základy mimotělního krevního oběhu, související s cévním přístupem

### 2.1 Biofyzikální základy hemodialyzační terapie

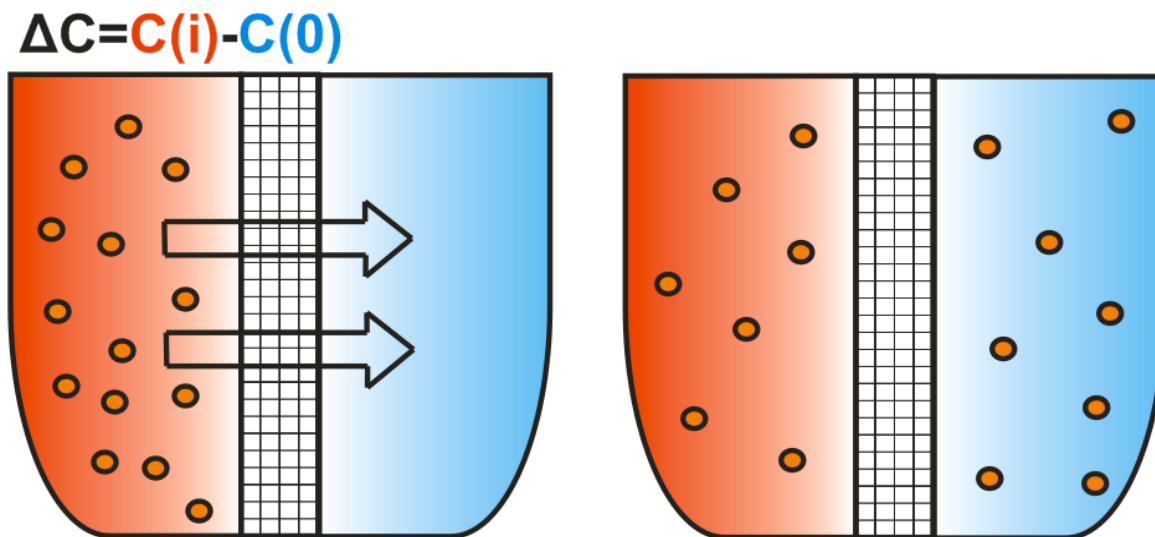
Hemodialýza zkráceně taky dialýza je metoda očišťování krve prováděná pomocí hemodialyzačního monitoru při akutním nebo chronickém selhání ledvin. Dialýzou se rozumí přestup látek přes polopropustnou membránu. Přestupy látek probíhají na základě biofyzikálních principů difuze, ultrafiltrace, konvekce (související s hemofiltračními metodami) a osmóza.

[3]

#### 2.1.1 Difuze

Difuzí rozumíme eliminaci metabolických toxinů malé a střední molekulové hmotnosti. Biofyzikální princip je následující. Jakákoliv látka přidaná do rozpouštědla na jedné straně membrány má tendenci rozptýlit se naprosto rovnoměrně v celém objemu rozpouštědla. Proniká tedy membránou z oblasti s vyšší koncentrací do oblasti s koncentrací nižší tak dlouho, až se koncentrace v celém objemu vyrovná. Rychlost pronikání membránou je kromě velikosti koncentračního rozdílu přímo úměrná i ploše a poréznosti membrány, nepřímo úměrná je tloušťce membrány a velikosti difundující molekuly.

[3]



Obr. 2 Princip difuze

Difuze je základním transportním mechanismem při hemodialýze. V dialyzátoru odděluje membrána krev od dialyzačního roztoku. Zplodiny látkové výměny (katabolity), které se mají z krve odstranit, v dialyzačním roztoku nejsou vůbec přítomny. Přejíždějí tedy z krve díky velkému koncentračnímu rozdílu velice rychle. Trvalým průtokem dialyzačního roztoku jsou difundující

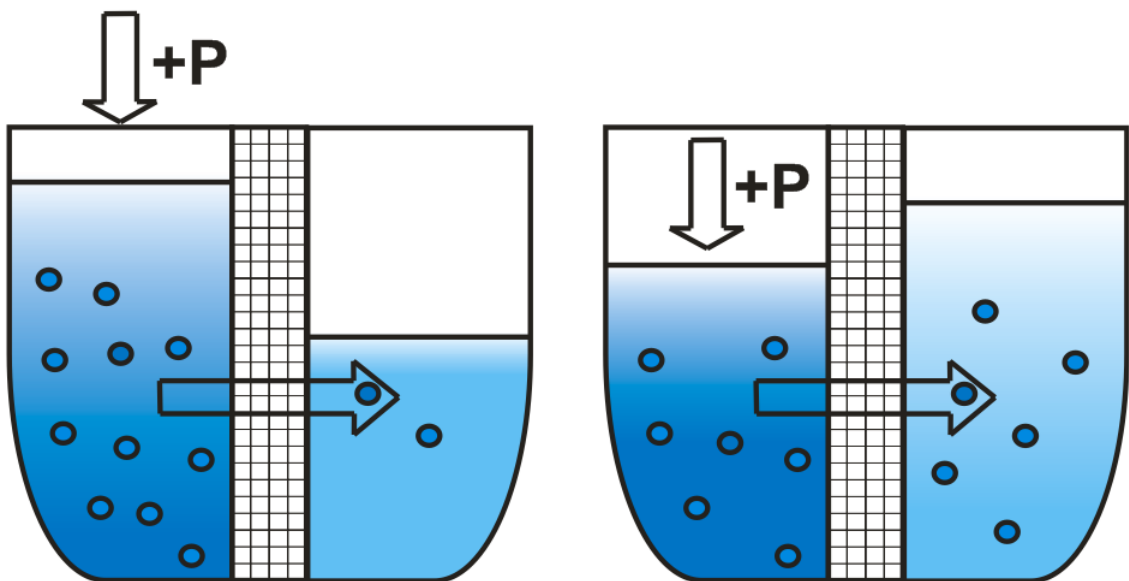
katabolity průběžně odplavovány do odpadu. Čím větší účinnou plochu dialyzátor má a čím tenčí a poréznější membrána je v něm použita, tím rychleji jsou katabolity z krve odstraňovány.

[3]

## 2.1.2 Ultrafiltrace

Další jev, který se při dialýze uplatňuje, je ultrafiltrace. Jedná se o prosté protlačování tekutiny vlivem přetlaku přes póry membrány. Při ultrafiltraci přechází membránou spolu s rozpouštědlem i všechny v něm rozpuštěné látky, pokud mají molekulu tak malou, aby prošla póry membrány. Ultrafiltrací se při hemodialýze odstraňuje ve formě krevního filtrátu voda zadržovaná v těle, které se organismus nedokázal zbavit močením kvůli nedostatečné funkci nemocných ledvin. Přitom je lhostejné, zda je tlakový spád na membráně vyvozen přetlakem v krevní cestě dialyzátoru nebo pod tlakem v dialyzátu.

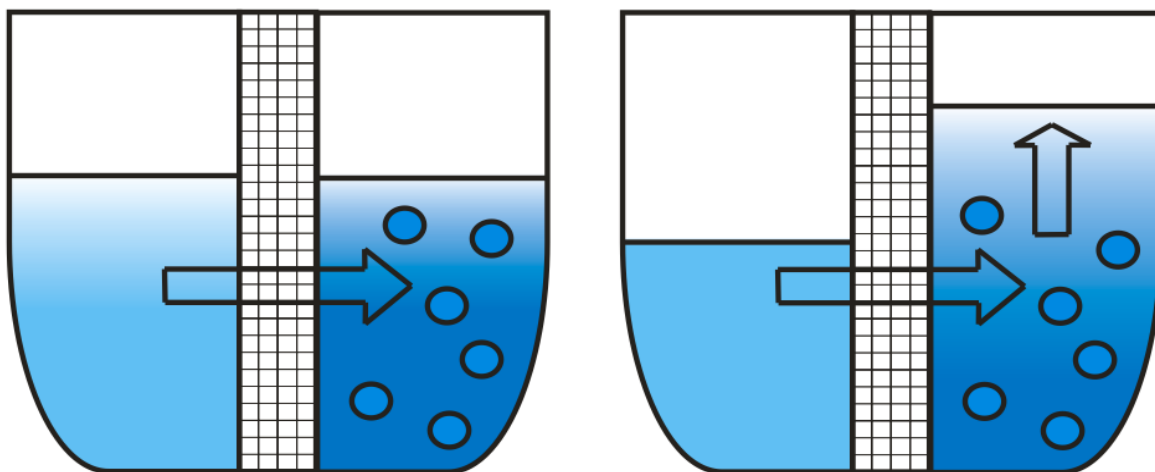
[3]



Obr. 3 Princip ultrafiltrace

### 2.1.3 Osmóza

Fyzikálně odlišný jev od difuze se bude uplatňovat v případě, že membrána bude propustná pro rozpouštědlo, ale nikoli pro látku rozpuštěnou na jedné z jejích stran. Rozpuštěná látka bude v tomto případě „táhnout“ vodu. Tak se bude roztok na pravé straně membrány naředovat a koncentrace látky v něm rozpuštěné se bude blížit nulové koncentraci na pravé straně membrány.



Obr. 4 Princip Osmózy

Přechod rozpouštědla membránou nepropustnou pro rozpuštěnou látku se nazývá osmózou. Tlak jím vyvozený, pod kterým je rozpouštědlo z jedné strany membrány přesáváno na druhou, je tlak osmotický. Přestup rozpouštědla pokračuje tak dlouho, až se osmotický tlak vyrovná s hydrostatickým tlakem vyvolaným rozdílnou výškou hladin v obou částech trubice. Osmóza a osmotický tlak se částečně uplatní i tehdy, když rozpuštěná látka sice membránou proniká, ale značně pomaleji než rozpouštědlo.

Uplatnění osmotického jevu při hemodialýze je trojí. Krevní bílkoviny nemohou díky velikosti své molekuly membránou dialyzátoru proniknout. Vyvozuji tedy tzv. onkotický tlak (což je osmotický tlak krevních bílkovin), pod kterým, pokud by nebyl převážen hydrostatickým tlakem byla by nasávána voda z dialyzátu do krve.

Zvýšená koncentrace některé osmoticky aktivní látky v dialyzátu (např. glukóza nebo sodík) naopak napomáhá přechodu vody z krve do dialyzátu.

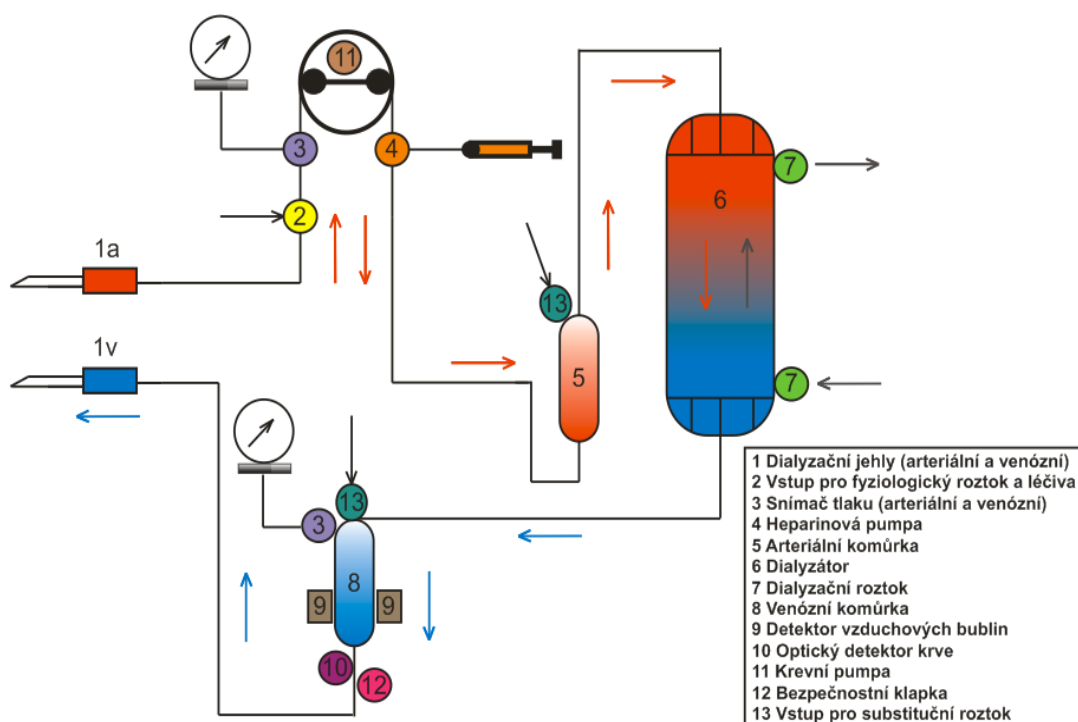
Osmolarita mimobuněčné (extracelulární) tekutiny musí být udržována vhodným složením dialyzačního roztoku během celé hemodialýzy na zhruba stejné úrovni jako osmolarita tekutiny uvnitř buněk (intracelulární), aby nedocházelo k osmotickému přesunu vody do buněk.

[3]

## 2.2 Mímotělní krevní oběh hemodialyzačního monitoru

Hemodialyzační monitor tvoří soustava mímotělního krevního oběhu umožňující bezpečný odběr krve z cévního přístupu pacienta a bezpečný návrat krve zpět pacientovi. Základní prvky mímotělního krevního oběhu tvoří dialyzační jehly (případně katétr), které jsou vstupem a výstupem pacientovy krve. Krevní dialyzační set, vedoucí krev přes bezpečnostní prvky k dialyzátoru k očištění a zpět. Dialyzátor, který je možné považovat za klíčový prvek mímotělního krevního oběhu, jelikož v něm probíhá samotné očištění krve. A v neposlední řadě samotný hemodialyzační monitor skládající se z jednotlivých modulů, které realizují celý proces hemodialýzy.

[4]



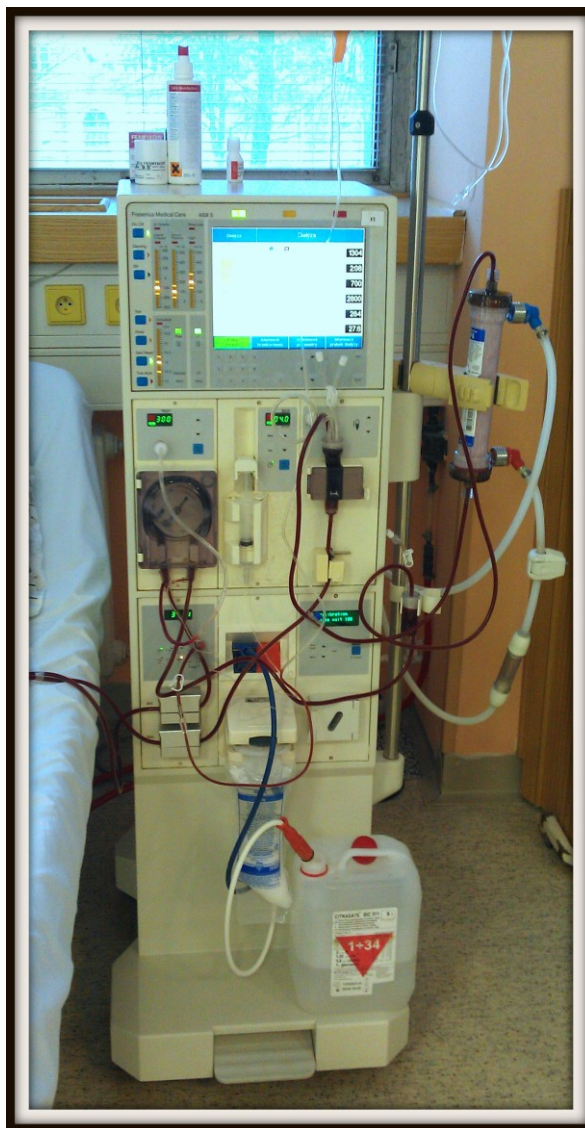
Obr. 5 Zjednodušené schéma mímotělního krevního oběhu

Každý hemodialyzační monitor se skládá z těchto základních částí:

- Krevní pumpa**, která je součástí krevního dílu, odebírá krev z cévního přístupu pacienta setem přívodným („arteriálním“) a přivádí ji do dialyzátoru a pak zpět dalším setem („venózním“) do cévního přístupu a tedy krevního oběhu pacienta. Rychlost pumpy a tedy velikost průtoku krve volíme podle našeho požadavku obvykle v rozmezí 200-300ml/min.
- Vodní díl**, který souží k přípravě dialyzačního roztoku z předem upravené vody a z koncentrátu, který bývá obvykle v 5l kanystru. Takto vzniklý roztok se ohřívá na tělesnou teplotu a přivádí k dialyzátoru „vstupní přívodní hadicí“ obvykle s průtokem 500ml/min. Dialyzátorem proteče v jeho dialyzační části až do „výstupní odpadové hadice“ a tedy do odpadu.

- c) **Signalizační zařízení** (optické a akustické), které přispívají k bezpečnému chodu dialýzy (např. hlídač úniku krve a vzduchových bublin, snímače tlaku, optický detektor krve, měřiče teploty a vodivosti aj.)
- d) **Ovládací panel pro obsluhu** a často i obrazovku s přehledem sledovaných údajů během hemodialýzy (velikost proběhlé ultrafiltrace, teplotu dialyzačního roztoku, velikost průtoku krve, proběhlý čas dialýzy aj.)

[4]



Obr. 6 Mimetělní krevní oběh hemodialyzačního monitoru FRESSENIUS 4008S

### 3 Biofyzikální základy recirkulace a průtoku krve v shuntu

V této kapitole bude objasněn pojem cévního přístupu a jeho založení. Cévní přístupy rozlišíme na dočasný cévní přístup a trvalý cévní přístup. Trvalé cévní přístupy budou v této kapitole dále rozděleny na autologní tedy cévní přístup vytvořený použitím vlastních cév pacienta a na cévní přístupy vytvořené pomocí alternativních materiálů. Následně bude popsán pojem recirkulace a její vliv na účinnost hemodialýzy.

#### 3.1 Cévní přístup a jeho založení

Chirurgické vytvoření arteriovenózního spojení (arteriovenózní fistuly, AVF), které se využívá pro opakované napojení nemocného na hemodialýzu, patří mezi základní cévní chirurgické výkony. Podstatou této operace je vytvoření AV zkratu, který lze snadno kanylovat a vydrží opakované punkce. Zabezpečení dostatečného krevního průtoku je nutné pro účinnou funkci hemodialyzačního přístroje. I po chirurgicky dokonalém provedení je však životnost AVF omezená a závisí na mnoha faktorech.

Podle rychlosti progresu renálního onemocnění, rozdělujeme potřebu vytvoření dialyzačního přístupu na akutní a elektivní (umožňující adekvátní přípravu pacienta). Akutní hemodialyzační přístup se zavádí při náhlém renálním selhání a předpokládá se jeho využívání méně než 3 týdny. Akutní dialyzační přístup je v současnosti vytvářen zavedením dialyzačních katétrů do jugulární, femorální nebo subclaviální žíly. Elektivně zakládáme AVF zkraty u pacientů pro dlouhodobou aplikaci hemodialýzy.

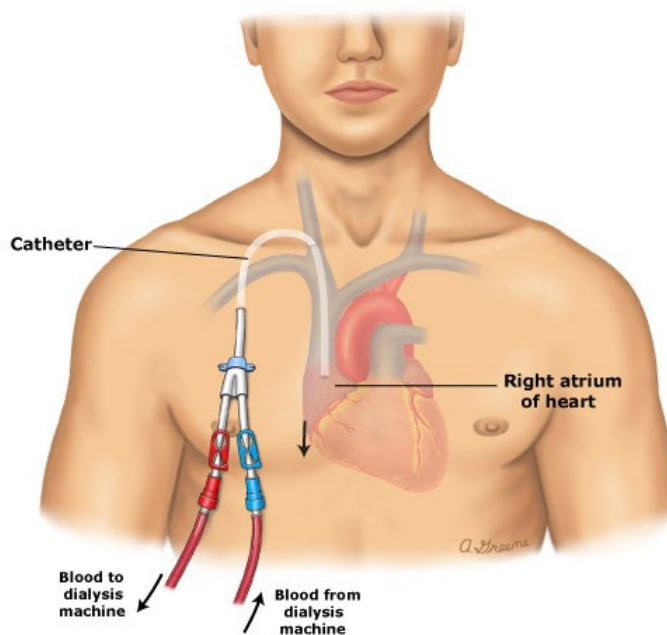
[1]

##### 3.1.1 Dočasný cévní přístup

Tento typ cévního přístupu je určen k omezenému počtu výkonů (jeden a více) a používáme jej u všech nemocných, kteří vyžadují akutní provedení některé z hemodialyzačních metod, nejčastěji hemodialýzu. Také jej užíváme u nemocných v chronickém dialyzačním programu, kdy trvalý cévní přístup nelze použít (např. pro zánik trombózou nebo při rozsáhlém hematomu aj.) Pro snadný přístup žil s dostatečným průtokem krve užíváme kanylaci (Seldingerovou metodu) tří žíly – v. jugularis, v. subclavii a v. femoralis a zavádíme do nich katétry převážně s dvojitým lumenem.

Všechny cévní přístupy mají stejná rizika – krvácení, trombózu a infekci s následnou sepsí. Jejich prevence spočívá v bezchybné technice zavedení, sterilním provedení a pečlivém ošetřování před vlastním výkonem i po něm. Komplikace dočasných cévních přístupů mohou být časné, související s kanylací, které mohou ohrozit nemocného i na životě, např. hemotorax, pneumotorax, krvácení do mediastina a poškození brachiálního plexu při kanylaci v. subclavia a s menším rizikem obdobné i u nepodařené kanylace v. jugularis.

[4]



Obr. 7 Cévní přístup katétr [11]

### 3.1.2 Trvalý cévní přístup

Tento typ cévního přístupu volíme u nemocných, kdy hemodialýza a jí podobné techniky se opakují v pravidelných intervalech (např. 2-3krát týdně), a to po dobu nejen měsíců ale i let. Historicky nejstarším přístupem byl Scribnerův shunt – zevní arteriovenózní zkrat, který v roce 1960 vytvořili Scribner, Dillard a Quinton.

Zkrat mezi tepnou a žilou byl proveden pomocí cévních konektorů, které do nich byly zavedeny a spojeny mezi sebou silastikovou hadičkou, která vyčnívala nad kůži a byla rozpojitelná při provádění výkonů. Životnost tohoto cévního přístupu byla několik týdnů až měsíců, což v tehdejší době bylo trvání dlouhé. Dnes se tato metoda již prakticky nepoužívá, protože byla nahrazena přístupy novými. Trvalo ještě dalších 6let než Italové Cimino a Brescia vytvořili vnitřní arteriovenózní zkrat – podkožní píštěl (fistuli) AVF, kdy žílu přišli k tepně (end to side). Nejčastější spojení vzniká mezi a. radialis a v. cephalica na nedominantní končetině, vzácněji se pak užívá spojení mezi a. brachialis a v. cephalica nebo a. femoralis a v. saphena. Takto vzniklá „zkratová žíla“ se vlivem hemodynamických poměrů rozšíří, vyklene se nad nivaueu a je pak snadno přístupná k punkci. V oblasti funkční žíly je slyšet hlučný šelest a je hmatný vír, jejichž intenzita slábne se vzdáleností od vytvořeného zkratu.



Není-li vhodný cévní systém, zvláště žilní, provádí se cévní přístup pomocí štěpů žilních, která se napojí k tepně a žile většinou na horní končetině. Obdobně lze užít štěpů umělých (GORE-TEX). Jedině cévní chirurg si zvolí typ trvalého cévního přístupu a je-li dostupné dopplerovské vyšetření cév, pak je pro chirurga přínosem. Životnost cévního přístupu záleží nejen na technickém provedení, ale i na perfektním ovládnutí punkční techniky. Pacienti v pravidelném dialyzačním léčení mohou mít jeden cévní přístup po celou dobu trvání této léčby, jiní jich mají za stejnou dobu několik. Kvalitní cévní přístup musí splňovat dvě podmínky – dostatečný průtok krve a snadné zavedení (snadnou punkci) jehel.

[4]

Pro kvalitní vyhotovení spojky je nezbytné znát strategii celého procesu od indikace, operace, pooperační péči a možnosti řešení komplikací. V současnosti je možné AVF vytvořit spojením vlastních cév pacienta nebo s použitím protetického či allogenního materiálu.

[1]

### 3.2.2.1 Autologní arteriovenózní zkraty

Autologní (vytvoření arteriovenózního zkratu s použitím vlastních cév pacienta) arteriovenózní zkraty jsou první volbou u pacienta indikovaného k chronické aplikaci hemodialýzy. Pravidlem je vytvářet AVF co nejdálněji a použít nedominantní horní končetinu. Alternativou při vyčerpaných možnostech na horních končetinách je možnost založit spojku s použitím cizího materiálu nebo autologní AVF na dolní končetině.

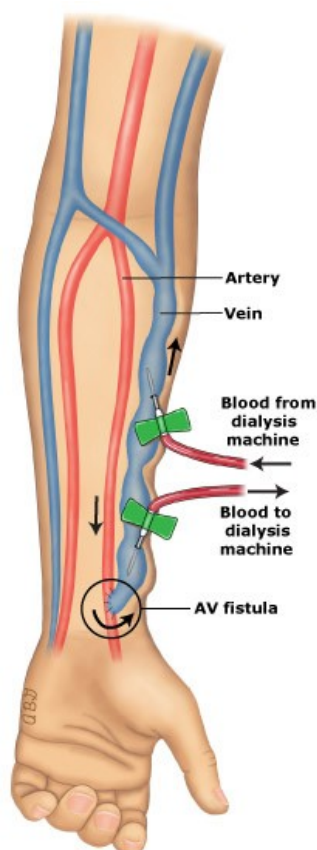
Možnosti založení autologní arteriovenózní spojky:

- AVF na zápěstí
- AVF na předloktí (proximální radiocefalická)
- AVF v kubitální jamce
- AVF na paži
- AVF na dolní končetině

[1]

Po úspěšném chirurgickém zákroku je obvykle možné použít vytvořený arteriovenózní zkrat hemodialýze za 6-8 týdnů od operace. Po této době je žilní stěna dostatečně arterIALIZOVANÁ a vydrží opakované punkce během hemodialýzy. Není to však pravidlo, je nutno každého pacienta posuzovat přísně individuálně.

[1]



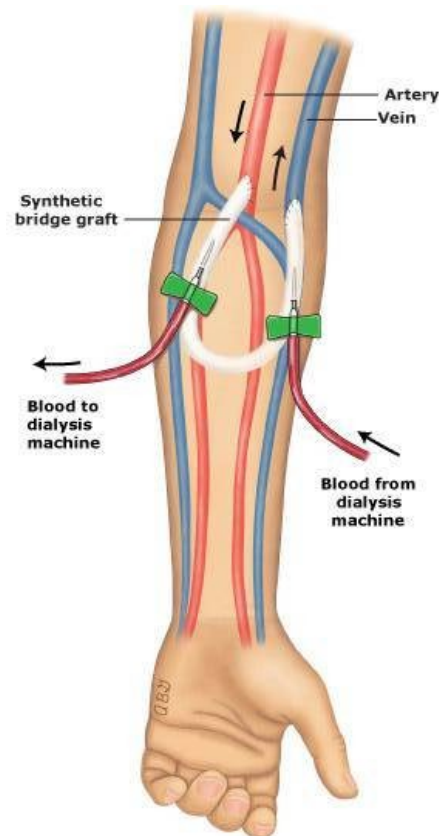
Obr.8 Autologní cévní přístup (AV fistula) [11]

### 3.2.2.2 Alternativní materiály k založení arteriovenózních zkratů

Jednou z častých příčin hospitalizace u pacientů s chronickým selháním jsou komplikace související se zhotovením nebo udržením průchodnosti cévního přístupu pro hemodialýzu. Založení primární arteriovenózní fistuly (AVF) vykazuje více než 35let od svého vzniku nejlepší průchodnost a je stále metodou volby pro trvalý hemodialyzační přístup.

V současnosti stoupá podíl pacientů bez možnosti založení nativní AVF. Po vyčerpání vhodných žil na obou horních končetinách dochází k situaci, kdy je nutné zvolit alternativní materiál pro vytvoření hemodialyzačního přístupu.

Dle doporučení National Kidney Foundation Dialysis Outcomes Quality Initiative Clinical Practice Guidelines for Vascular Access (DOQI) je první volbou pro trvalý hemodialyzační přístup založení radiocefalické fistuly na předloktí, druhou volbou je založení brachiocefalické fistuly v kubitě. Dalším v pořadí dle DOQI je buď použití syntetického materiálu, arteriovenózního graftu (AVG) nebo transpozice bazilické žíly.



Obr.9 Alternativní cévní přístup – AV graft [11]

Primární AVF má oproti alternativním materiálům několik odlišných vlastností. Jednoduše se vytváří, má velmi dobrou průchodnost, nižší výskyt komplikací a nižší morbiditu. Relativní nevýhodou je delší doba maturace, v některých případech se véna může kanylovat hůře než protéza. Radiocefalická AVF má také nejnižší průtok ze všech ostatních typů fistul.

Alternativní materiály, a to zejména syntetické, jsou technicky snazší pro kanylaci, mají velký povrch pro zavedení kanyly a mají krátkou dobu od konstrukce k maturaci (zpravidla 14 dní, nutných k vhojení do okolních struktur).

[1]

### 3.2.2.3 Komplikace u trvalého cévního přístupu

Komplikace u trvalého cévního přístupu ohrožují vždy jeho životnost, někdy i život samotného pacienta. Mezi nejčastější komplikace patří:

**Hematom** vzniká nejčastěji špatnou punkční technikou nebo nevhodnou manipulací s již zavedenou jehlou, někdy i nedostatečnou kompresí vpichů po odstranění jehel. Je-li hematom rozsáhlý, ohrožuje životnost pištěle tlakem na žílu a obleněním průtoku. Čím blíže je hematom k anastomóze, tím se riziko trombózy zvyšuje.

**Stenóza** pištěle může vzniknout v kterémkoliv místě žíly anebo přímo v anastomóze, a to nejen vlivem změněných hemodynamických poměrů, ale i špatnou technikou vpichů. Turbulence krve na stěnu cévní poškozují endotel a vznikají tam fibrinová depozita, destičkové tromby a myointimální proliferace. Příznakem této stenózy je snížený průtok krve, vysoký venózní tlak (odpor v žíle) a často i problémy s puncí a zavedením jehel. V této fázi je životnost fistule velmi ohrožena následnou trombózou a tedy jejím zánikem. Již při objevení prvních příznaků, tj. vysokém venózním tlaku mezi 120-150mmHg, který je měřen automaticky po celou hemodialýzu dialyzačním monitorem, jsou indikována další vyšetření – ultrazvuk (dopplerovské vyšetření), ale častěji angiografie (fistulografie) s perkutánní transluminární angioplastikou (PTA), někdy i s nutností zavedení stentu.

**Trombóza** pištěle může vzniknout již v pooperační době a souvisí většinou se špatnou technikou provedení. Riziko pozdější trombózy stoupá s přítomností dalších nepříznivých faktorů: opakované anebo protahované hypotenze, stenózy pištěle a hyperkoagulačním stavem.

**Aneurysma** pištěle může vzniknout kdekoliv v průběhu pištěle, nejčastěji v oblasti anastomózy. Většinou se na této komplikaci podílí špatná punkční technika (opakované vpichy jehel od stejného místa).

**Infekce** pištěle je vždy velmi závažnou komplikací, protože nemocný je ohrožen sepsí anebo bakteriální endokarditidou. Riziko je ještě větší při použití umělých cévních náhrad. Nejčastějším etiologickým agens je stafylokok (*St. aureus* nebo *epidermidis*)

**Steal syndrom** – ischemická bolest ruky je komplikací vzácnou a většinou se vyskytuje u nemocných s další přidruženou chorobou cév, např. diabetiků s angiopatií. Může se také objevit u pacientů s širokou anastomózou a tedy s velkým průtokem krve (více než 1litr), takže toto „ukradnutí“ krve způsobí na periférii od anastomózy její nedostatek a tedy ischemii v této oblasti. Léčba je chirurgická, někdy jen zmenšením anastomózy.

**Hypertenze venózního řečiště** (venózní okluze) se projevuje narůstajícím napětím, později otokem postižené končetiny, nejčastěji hřbetu ruky a prstů anebo celého předloktí. Příčina bývá nejčastěji ve stenóze až okluzi v. subclavie, která vznikla během uložení katétru při dočasném cévním přístupu. Zúžení však může nastat v kterékoli části žíly a naopak distálním směrem může dojít k její dilataci.

**Srdeční selhání** „z velkého zkratu“ – tj. s velkým průtokem krve anastomózou je velkou zátěží pro srdce, jež hypertrofuje, a s dalšími nepříznivými faktory, které dialyzační léčba přináší (hyperhydratace, anémie aj.) se podílí na srdečním selhání.

[4]

## 3.2 Pojem Recirkulace

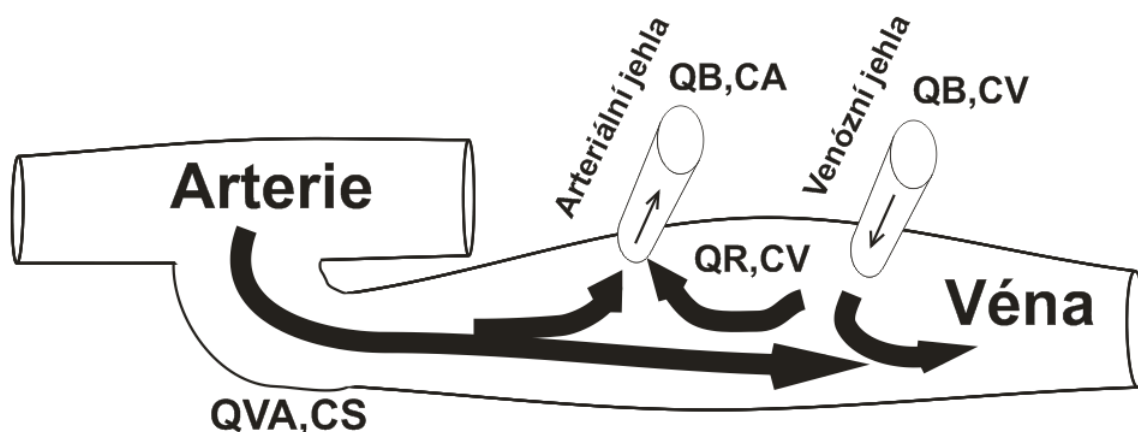
Situaci, kdy do dialyzátoru spolu s neočištěnou krví přitéká i určité množství krve, která již dialyzátorem protekla a znovu se do něho vrací bez předchozího průtoku celým organismem, označujeme termínem recirkulace. Podle oblasti ve které množství krve recirkuluje, se rozlišuje recirkulace v cévním přístupu a recirkulace kardiopulmonální.

Fistulová recirkulace je problém známý delší dobu. Pokud je fistulový průtok krve nižší než nastavený průtok krve v mimotělním oběhu, vyčištěná venózní krev může protéci fistulí v opačném směru a může znovu vstoupit do mimotělního oběhu, aniž by prošla tělem pacienta. Tento jev nazýváme fistulovou recirkulací.

Pojem recirkulace lze specifikovat i zobecnit následující definicí: Recirkulace je tok vyčištěné krve od výstupu do vstupu dialyzátoru, aniž by prošla kapilárním systémem těla.

Proto není recirkulující krev zatížena uremickými toxiny, následně je koncentrace toxinů v dialyzátoru redukována zředěním krve a obsahem toxinů. Následkem toho je zredukována hnací síla pro difuzi z krve do dialyzátoru, stejně jako množství toxinů odebraných za časovou jednotku. Pokud není tento pokles v účinnosti dialýzy příslušně kompenzován, odrazí se v nedostatečné dávce dialýzy a zvýšené nemocnosti pacienta

[6]



Obr.10 Recirkulace v AV fistuli ( volně převzato) [5]

Vysvětlivky:

- **R**...recirkulace; **CS**, **CA**, **CV**...koncentrace zplodin systémová, arteriální, venózní; **QVA**...průtok AV fistulí; **QB**...průtok mimotělním obvodem; **QR**...průtok recirkulace
- **Recirkulace** je přísávání očištěné krve z venózní jehly zpátky do arteriální dřív než měla čas projít tělesnými tkáněmi.
- Nastává při  $QVA < QB$
- $R = QR/QB$

### 3.2.1 Recirkulace v cévním přístupu

V ideálním případě přitéká do dialyzátoru dané množství krve ( $Q_B$ , ml/min), po průtoku dialyzátorem se vrací venózním setem a jehlou do krevního oběhu a tok krve pokračuje směrem k srdci. Všechna očištěná krev odtéká po směru toku do centrálního řečiště, do dialyzátoru přitéká nová krev z fistule.

Může však nastat situace, že část již očištěné krve neodtéká do centrálního žilního systému, ale dostává se opět k arteriální jehle a vrací se do dialyzátoru, neboli recirkuluje.

Tuto situaci označujeme jako recirkulaci v cévním přístupu. Vyskytuje se za dvou okolností:

- při záměně umístění jehel
- pokud průtok krve dialyzátorem převyší celkový průtok krve fistulí

[6]

#### 3.2.1.1 Záměna jehel

Pokud zaměníme umístění jehel, pak z arteriální jehly odebíráme krev již očištěnou a venózní jehlou ji vracíme do fistule tak, že opět přitéká k arteriální jehle a do arteriálního setu. Část krve cirkuluje stále v tomto úseku. Jen ta část, o kterou průtok fistulí převyšuje přítok do dialyzátoru, míjí dialyzátor a teče do centrálního řečiště, neboli nercirkuluje. Velikost recirkulace je dána jako poměr průtoku krve dialyzátorem k celkovému průtoku krve fistulí.

Recirkulace při záměně umístění jehel je vždy vysoká a velmi významně snižuje účinnost dialýzy. Jednoznačně jde o nežádoucí o nežádoucí situaci. Vyjímečně může být záměna jehle záměrná, například při komplikacích při napojení, pak se pochopitelně při další proceduře neopakuje. Závažnější situaci představuje opakovaná, nerozpoznaná záměna umístění jehel u cévních umělohmotných spojek ve tvaru U, pokud personál nemá k dispozici náčrtek chirurga o směru toku krve, či pokud se sám o směru toku patřičnými manévry nepřesvědčí.

[6]

#### 3.2.1.2 Nízký průtok krve fistulí

Druhou situaci, kdy nastává recirkulace v cévní spojce, představuje stav, kdy požadovaný průtok krve dialyzátorem ( $Q_B$ ) je větší než reálný průtok krve spojkou ( $Q_{fist}$ ). Do dialyzátoru je v této situaci pumpou nasávána krev i z návratu. Dobře funkční cévní spojky mají průtok rozhodně větší než průtok krve dialyzátorem. Recirkulace nastává například při primárně nedostatečném průtoku fistulí, či při stenóze přítokové (ale i odtokové) části, kdy indikuje hrozící trombózu.

Pro tento typ recirkulace v cévním přístupu platí, že je vysoce závislá na velikosti průtoku krve dialyzátorem. Při malých rychlostech není žádná či je zanedbatelná, pokud však požadovaný průtok dialyzátorem převyší tok fistulí, recirkulace prudce stoupá.

Recirkulací v cévním přístupu způsobené snížení koncentrace katabolitů v arteriálním setu vymizí během několika vteřin po zastavení, resp. ukončení dialyzační procedury.

[6]

### 3.2.2 Kardiopulmonální recirkulace

Představuje principiálně zcela odlišný děj. Vyskytuje se vždy, pokud je k hemodialýze používána cévní spojka, a na jejím stavu je přitom zcela nezávislá.

Očištěná krev s nízkou koncentrací katabolitů odtéká venózní návratovou linkou zpět do fistule a dále do centrálního řečiště. Zde se mísí s přitékající venózní krví z jiných oblastí těla, ve které je koncentrace katabolitů velká. Většina krve přivedené z arteriovenózní spojky je srdcem pumpována do systému a do periferie, protéká tepnami, stekapilárami a vrací se žilami zpět, ale určitá část krve přivedené z fistule (tzn. krev s nízkou koncentrací katabolitů) se vrací ze srdce cestou cévní spojky zpět do dialyzátoru, aniž by prošla periferním oběhem, kde je koncentrace katabolitů nejvyšší. Proto během dialýzy krev ve fistuli obsahuje vždy méně katabolitů než krev v periférii.

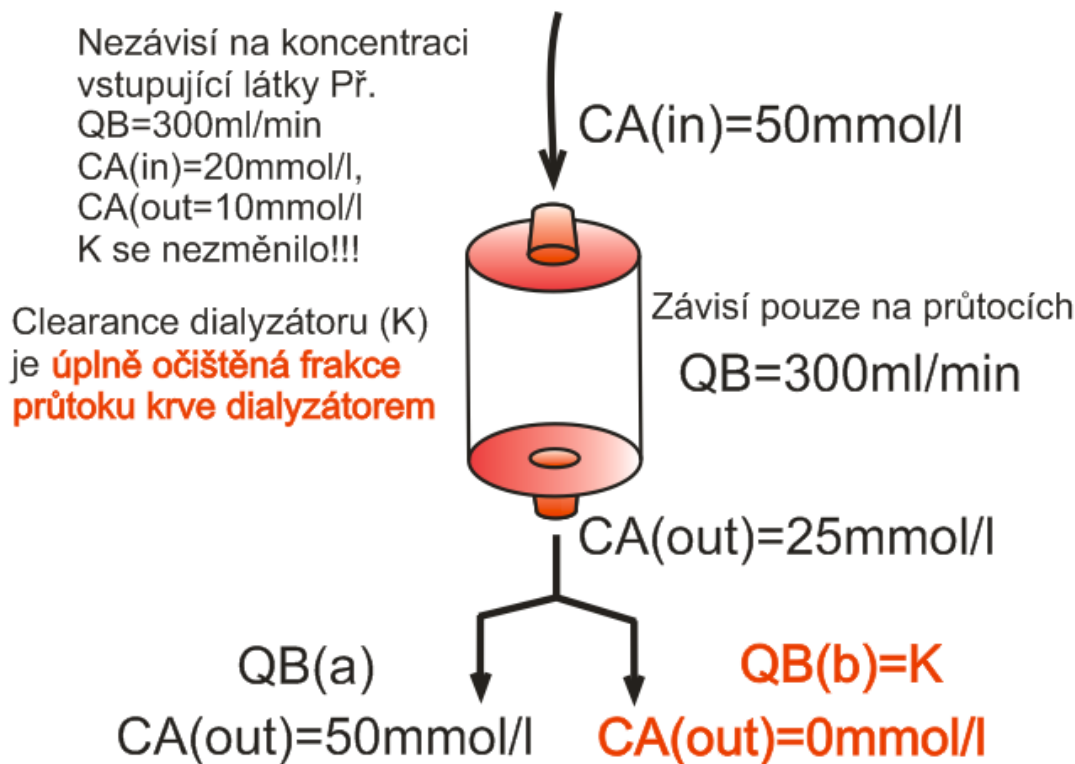
Velikost této kardiopulmonální recirkulace je dána především poměrem průtoku krve dialyzátorem k celkovému minutovému srdečnímu výdeji.

Kardiopulmonální recirkulace je jednou z příčin tzv. rebound fenoménu po dialýze, její vliv přetrvává přibližně 1 minutu po ukončení dialýzy.

[6]

### 3.3 Vliv recirkulace na účinnost hemodialýzy

Recirkulace v cévním přístupu podstatně snižuje účinnost hemodialýzy. Vlivem venózní příměsi přitéká do dialyzátoru krev o nižší koncentraci daného katabolitu, než je jeho skutečná koncentrace v krvi. Ačkoli clearance dialyzátoru se nemění, clearance dialýzy klesá. Clearance dialyzátoru se tedy s poklesem koncentrace látky v krvi nemění, ale množství látky odstraněné do dialyzátu klesá.



Obr.11 Clearance dialyzátoru ( volně převzato) [5]

Při výpočtu indexu  $Kt/V$  z hodnot koncentrace v krvi před a po hemodialýze lze snadno účinek dialýzy nadhodnotit. Čím větší recirkulace, tím je větší „falešný pokles“ koncentrace v arteriálním setu. Při odběru krve po dialýze z arteriální jehly těsně před ukončením dialýzy lze proto získat výsledek s nižší hodnotou katabolitu než je skutečnost. Dosazením nereálně nízkého čísla do rovnice pro výpočet se výsledná hodnota posune směrem k vyšším hodnotám. Recirkulace proto nadhodnocuje výpočet  $Kt/V$ .

Riziku této chyby lze předejít správnou a standardizovanou technikou odběru vzorku krve po dialýze, například, snížením průtoku krve na  $50\text{ml/min}$  na dobu 30 vteřin. Reálný průtok krve fistulí je jistě vyšší než  $50\text{ml/min}$ , proto fistule dostatečným zdrojem krve pro arteriální set a nemusí být „přísávána“ návratová venózní krev, tzn. recirkulace se nebude vyskytovat. Časová prodleva 30 vteřin umožní odplavení veškeré recirkulované krve ze setu.

Kardiopulmonální recirkulace se rutinně neměří. Je konstantně přítomná a má predikovatelný a neovlivnitelný vliv na účinnost dialýzy.

[6]



## 4 Principy měření recirkulace krve a průtoku krve v shuntu u chronicky dialyzovaných pacientů

V této kapitole si objasníme možnosti měření recirkulace, včetně postupu jak danou metodu provést v klinické praxi. Zejména se pak zaměříme na postup měření recirkulace na BTM modulu hemodialyzačního monitoru Fresenius 4008S. Včetně stručné interpretace možných klinických měření na BTM modulu.

### 4.1 Možnosti měření recirkulace

Pro zjišťování recirkulace existují tyto metody založené na měření koncentrace urey spjaté s odběry krve během HD, nebo neinvazivním měření pomocí dilučních metod. Tyto metody jsou:

- metoda tří vzorků
- metoda pomalého toku krve
- diluční metody
- okluzní metoda

[6]

#### 4.1.1 Metoda tří vzorků

Vychází z předpokladu, že při nepřítomnosti recirkulace je koncentrace látky v arteriálním i v periferním vzorku stejná. Při recirkulaci je koncentrace v arteriálním setu nižší než v periférii, neboť je snížena vlivem příměsi recirkulující očištěné krve.

Ve stejný okamžik se odeberou tři vzorky krve: z arteriálního setu, z venózního setu a z periferní žíly (např. na kontralaterální končetině). Hodnota recirkulace  $R$  se vyjádří jako frakční či procentuální podíl z přitékajícího množství krve do dialyzátoru podle následujícího vzorce:

$$R = \frac{C_S - \gamma_{Bi}}{C_S - \gamma_{B0}} \quad (1.1)$$

Symbol  $R$  značí frakční recirkulaci,  $C_S$  je koncentrace látky v systémové krvi,  $C_{Bi}$  je koncentrace látky v arteriálním setu a  $C_{B0}$  ve venózním setu. Výsledek lze vyjádřit (po vynásobení stem) též jako procento z celkového protékajícího množství krve.

Předpoklad, že při nulové recirkulaci je koncentrace látky ve fistuli i v periférii stejná, není zcela správný. Nedávné studie ukázaly, že hodnota vypočítaná touto metodou je v některých případech artefakt. I bez recirkulace v cévní spojení je koncentrace látky v krvi na periférii vyšší než ve fistuli, a to z důvodů kardiopulmonální recirkulace.

Dále tato metoda opomíjí dysekvilibrum mezi jednotlivými částmi vaskulárního řečiště, kdy například některé oblasti mohou být hypoperfundovány, a proto se v nich udržuje vyšší koncentrace daného katabolitu.

Výsledkem měření u této metody bývá údaj kolem 12%. Nejedná se však o recirkulaci na fistuli, ale o souhrn uvedených modifikujících složek. Případná skutečná recirkulace v cévním přístupu pak vypočtené hodnoty dále zvýší.

Metoda byla donedávna užívána jako standardní. Dnes, po rozpoznání její nepřesnosti, se nahrazuje jinými postupy, které podíl kardiopulmonální a vícekompartmentové od vlastní recirkulace v cévním přístupu oddělí.

[6]

#### 4.1.2 Metoda pomalého průtoku

Jedná se o modifikaci předchozí metody. Lze ji též označit jako metodu „dvou jehel“. Ve shodě s předchozí metodou se odebírá ve stejném okamžiku krev pro stanovení koncentrace látky z arteriálního i venózního setu. Odběr z periferie je nahrazen dalším odběrem z arteriálního setu, a sice při zpomaleném průtoku krve na dobu 30 vteřin. V tomto vzorku se nepředpokládá žádná příměs recirkulované krve z venózní jehly, a proto reprezentuje arteriální systémovou krev.

Velmi důležité je dodržení časového intervalu 30 vteřin od zpomalení otáček pumpy do odběru. Kratší doba nezajistí odtok případné příměsi venózní krve z arteriálního setu, neboli naměřená koncentrace látky bude nižší, než je skutečnost a hodnota recirkulace bude falešně nízká.

Naopak, při delším prodlení se uplatní vyrovnávání dysekvilibria mezi krví a intracelulárním prostorem. Naměřená koncentrace bude vlivem přechodu látky ze tkání do krve vyšší, a proto i vypočítaná hodnota recirkulace v cévním přístupu bude vyšší než skutečná.

Protože vyrovnávání dysekvilibria může probíhat i v daném intervalu 30 vteřin, je hodnota recirkulace v cévním přístupu zjišťována touto metodou obvykle kolem 5-15 %, i když jinými metodami prokazatelná není.

[6]

#### 4.1.3 Diluční metody

Patří mezi metody založené na jiném principu než stanovení koncentrace močoviny v krvi.

Mezi tyto metody patří:

- Detekce diluce fyziologického roztoku
- Detekce změn teploty

[6]

#### 4.1.3.1 Detekce diluce fyziologického roztoku

Do venózního setu se aplikuje bolus roztoku soli (resp. fyziologického roztoku). Pokud na cévním zkratu dochází k recirkulaci, objeví se během několika vteřin jeho část v arteriálním setu, kde je detekována.

Při porovnání velikosti této části v arteriálním setu s celkovým původně aplikovaným množstvím lze recirkulaci kvantifikovat. Přibližně po 1 minutě je možné v arteriálním setu detekovat jinou část původní aplikované látky. Vyjadřuje kardiopulmonální recirkulaci a její velikost je rovněž změřitelná. Metoda tedy umožňuje postihnout a kvantifikovat oba typy recirkulace (v cévním zkratu, kardiopulmonální) odděleně.

[6]

#### 4.1.3.2 Detekce změn teploty

K tomuto účelu slouží dialyzační monitor vybavený současným monitorem teploty krve BTM („blood temperature monitor“).



Obr. 12 Modul BTM jako součást ledviny FRESENIUS 4008S

Princip je shodný s předchozí metodou. Jako bolus se nepoužívá fyziologický roztok, ale určitý malý objem krve, ochlazený na teplotu 35°C (termodiluce). Ten se získá ochlazením dialyzátu na dobu dvou minut. Takto ochlazená krev je detekována senzorem ve venózním setu. Další senzor umožní zachycení poklesu teploty krve v arteriálním setu při recirkulaci.

Průtok ochlazeného množství krve mimotělním oběhem trvá přibližně dvě minuty, proto metoda nerozliší recirkulaci v cévním přístupu od recirkulace kardiopulmonální. Jde však o metodu „on-line“ a pro obsluhující personál velmi jednoduchou. Hodnota recirkulace se objeví přímo na displeji

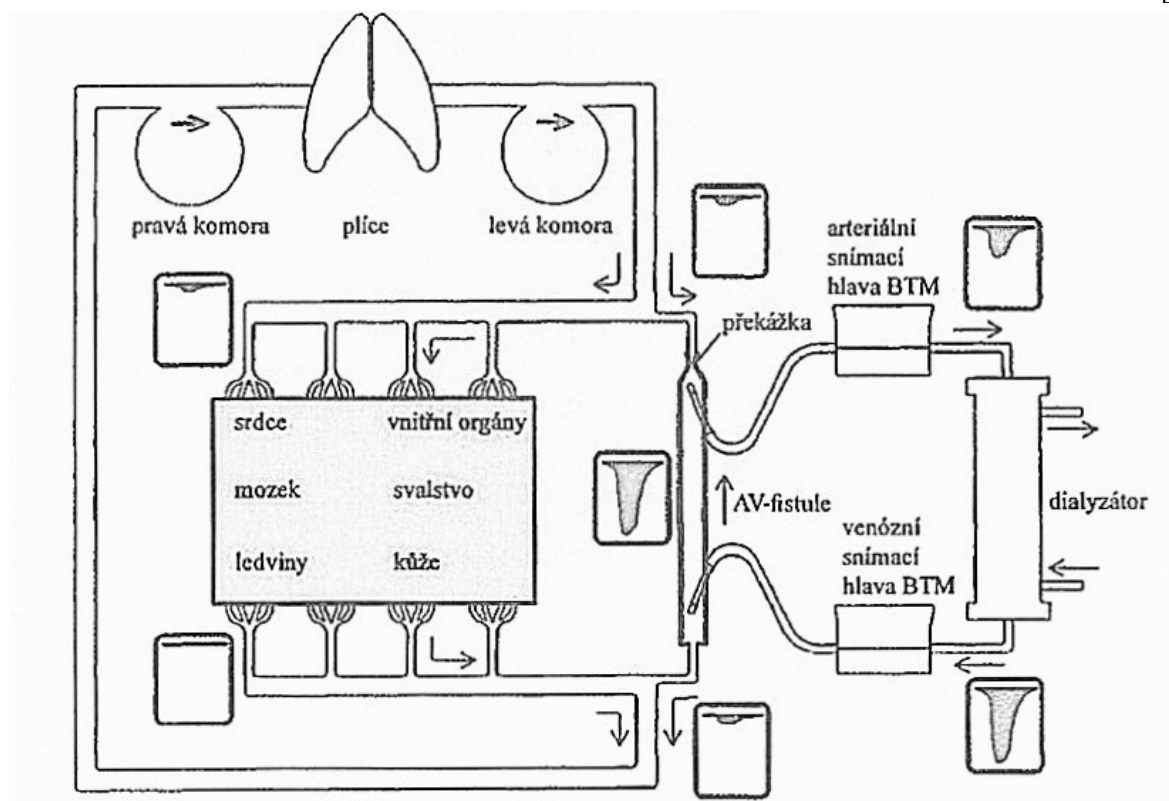
přibližně za dvě minuty po stisknutí příslušného tlačítka na displeji. Termodiluční metodu lze využít k výpočtu průtoku krve fistulí.

[6]

## 4.2 Princip měření recirkulace pomocí BTM Fresenius 4008

Recirkulace se měří přístrojem BTM s teplotním bolusem. Teplotní bolus je vytvořen dočasnou změnou v teplotě dialyzátu (obvykle kolem 2,5°C na 2,5 min). Je přenesen na krevní stranu dialyzátoru a zaznamenán venózní snímací hlavou přístroje BTM. Poté se bolus pohybuje po cestách fistulové a kardiopulmonální recirkulace. Časový vývoj teplotních bolusů pro měření recirkulace v různých místech vnitřního a mimotělního oběhu je zobrazen na obrázku č. 13. Při průchodu kapilárním systémem je vyrovnán. Pokud ovšem prochází pouze srdcem a plicemi, je postup jiný. V průsečících obou toků se hodnota bolusu sníží. Nakonec je zmenšený bolus zaznamenán arteriální snímací hlavou.

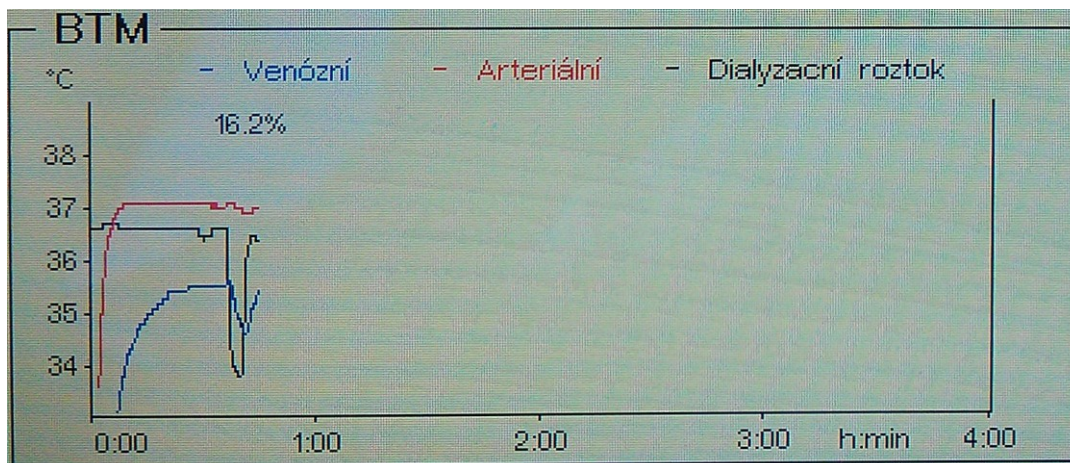
[7]



Obr. 13 Časový vývoj teplotních bolusů při měření recirkulace [7]

Podrobná matematická analýza odhalí, že poměr hodnoty bolusu arteriální odezvy k hodnotě bolusu venózního stimulu se rovná celkové recirkulaci (tj. součtu fistulové a kardiopulmonární recirkulace).

Časový vývoj arteriální fistulové teploty, venózní fistulové teploty a teploty dialyzátu během automatického měření recirkulace pomocí přístroje BTM.



Obr. 14 Průběh teploty v průběhu měření recirkulace

BTM nabízí různé způsoby generování teplotního bolusu pro měření recirkulace a pro spuštění tohoto měření. BTM je výrobcem nastaven na snadno ovladatelnou standardní metodu (automatický dialyzátový teplotní bolus) bez zadávání parametrů. Použití alternativních metod je vhodné pouze ve zvláštních případech. Chceme-li měřit recirkulaci podle metody teplého zředění, musí být generován bolus chladnější nebo teplejší krve. Níže uvádím čtyři různé metody generování bolusu, které nabízí BTM:

Automatický dialyzátový teplotní bolus. V případě této standardní metody určuje BTM hodnotu a dobu trvání bolusu, který je vytvořen změnou teploty dialyzátu. Je to tedy BTM, které určuje, který bolus je za daných podmínek v době spuštění měření recirkulace optimální. Při dodání přístroje je BTM nastaven výrobcem na tento automatický režim, který je také jednodušší, pokud jde o ovládání. Hodnota a doba trvání generovaného bolusu závisí na nastavení přepínače DIP pro sterilní filtr. Je-li dialyzační přístroj vybaven sterilním filtrem, dialyzátový teplotní bolus je redukován podle náplně filtru. Je-li přepínač DIP správně nastaven, automaticky bude generována vyšší a rozsáhlejší změna v teplotě dialyzátu.

Manuální dialyzátový teplotní bolus. Na rozdíl od automatické metody zde mohou být parametry bolusu zadány během dialýzy na klávesnici pro manuální zadávání.

Pevný dialyzátový teplotní bolus. Po změně konfigurace přístroje BTM servisem společnosti Fresenius mohou být používány pevně předdefinované bolusy. Injekční bolus. Namísto změny teploty dialyzátu se může ke generování bolusu použít injekce fyziologického roztoku. Do venózního systému setů se dodá ochlazený, sterilní, izotonický fyziologický roztok. Teplota dialyzátu se tím nemění. Bolus se nevytvoří, ale je analyzován BTM. Nevýhodou této metody je, že musí být připraven sterilní, předchlazený fyziologický roztok a realizace je výrazně časově náročnější než v případě dialyzátového teplotního bolusu. V ojedinělých případech však může být zajímavé vytvořit velmi krátký bolus, a proto je tato aplikace v BTM zavedena.

[7]

#### 4.2.1 Interpretace naměřené recirkulace získané z BTM modulu Fresenius 4008

Je-li recirkulace nízká (<10%), s největší pravděpodobností jde pouze o (nevyhnutelnou) kardiopulmonální recirkulaci. Při současném mimotělním průtoku krve je funkce fistule uspokojivá.

Je-li recirkulace vysoká (>20%), pravděpodobně jde o povážlivou fistulovou recirkulaci. Nejprve zkontrolujte, zda jsou jehly ve správné poloze a zda nejsou vloženy sety zaměněné. Pokud se recirkulaci nepodařilo snížit tímto postupem, je třeba dále zkontrolovat, zda se u fistule nevyskytují stenózy.

Je-li recirkulace mezi 10 a 20%, pacient má buď, velmi vysokou kardiopulmonální recirkulaci nebo navíc fistulovou recirkulaci. Aby bylo možné je rozlišit, zvyšte nebo snižte průtok krve o 100ml/min a opakujte měření recirkulace. Pokud se následně recirkulace změnila jen mírně (o několik procent), jde pouze o kardiopulmonální recirkulaci. Pokud se však změnila silně (>10%), ukazuje to na fistulovou recirkulaci.

[7]

## 5 Klinicko-technický význam měření průtoku krve v cévním přístupu-shuntu

Cévní přístup představuje pro adekvátní hemodialyzační léčbu klíčový prvek, proto je důležitá jeho pravidelná diagnostika. Jedním ze základních ukazatelů, které u cévního přístupu sledujeme je krevní průtok. V této kapitole se tedy budeme věnovat významu monitorování cévních přístupů, zejména se zaměříme na význam monitorování pomocí ultrasonografie.

### 5.1 Význam sledování hemodialyzačních přístupů

Problémy s dialyzačním přístupem představují významnou část morbiditu a v případě závažných infekcí i mortality hemodialyzovaných pacientů. Optimálním cévním přístupem z hlediska účinnosti, trvanlivosti a nejmenšího rizika infekcí je nativní arteriovenózní píštěl-shunt (AVF). Účinná hemodialýza vyžaduje průtok krve minimálně 300ml/min. U kvalitního cévního přístupu bychom měli dosáhnout s dvojnásobnou rezervou.

Průtok krve nativní AVF se poněkud liší od arteriovenózního protetického graftu (AVG), což má význam při detekci stenózy. Syntetický AVG představuje prostý kanál mezi arterií a žilou, a stenóza, která lokalizovaná v 50-85% ve venózní anastomóze a okolí se projeví zvýšením tlaků v graftu. Měření venózních tlaků během HD se tak dá dobře využít v monitorování funkce graftu.

U nativních AVF je situace složitější. Vzhledem k compliance nativních žil a častým kolaterálám venózní tlaky, neodpovídají průtokům. Monitoring nativních AV píštělí je založen na měření krevního průtoku. Projevem dysfunkce cévního přístupu, i když pozdním, je zhoršení účinnosti hemodialýzy v důsledku recirkulace. V praxi nejrozšířenější je měření recirkulace urey, zmíněné již v předchozí kapitole.

Péče o cévní přístup by pak měla zahrnovat následující poznatky:

- Maximalizovat použití nativní AV píštěle (AVF) a v případě nerozvinutí primární (většinou radiocefalické) píštěle, vyvinout další pokus o založení proximálněji, až poté eventuálně AV graft (AVG).
- Monitorovat přístup k detekci stenózy.
- Promptně řešit selhávající přístup s pomocí radiologa a chirurga.
- Minimalizovat použití katétrů.

[1]

## 5.2 Monitoring krevního průtoku AV přístupu

Krevní průtok může být měřen nepřímo pomocí dilučních metod (ultrazvuková nebo tepelná diluce hematokritu). Mezi tyto metody patří nejčastěji dopplerovské ultrazvukové vyšetření, což je praxe velké většiny hemodialyzačních center. Jako kritické hodnoty pro intervenci jsou hodnoty 600-800ml/min u AVG, nebo pokles průtoku o 20% při předchozích hodnotách průtoku nad 1000 ml/min.

Průtoky AVF indikující možnou stenózu jsou méně než 500 ml/min, nebo snížení průtoku o 20%. Frekvence měření by měla být jednou měsíčně a při hodnotách nižších než kritických je indikována fistulografie a eventuálně endovaskulární nebo chirurgická intervence. U AVG je efekt monitorování vzhledem k inherentní vysoké frekvenci stenóz ještě vyšší. Měření krevního průtoku umožňuje také okamžitě posoudit úspěch intervence.

Indikací fistulografie a případné intervence cévního přístupu je samozřejmě evidentní dysfunkce pištěle nebo graftu, zjevně insuficientní krevní průtok pro dialýzu, vysokým venózním tlakem vynucené snížení krevního průtoku, přítomnost trombů a nepřítomnost šelestu a víru při zaniklé pištěli.

[1]

## 5.3 Význam ultrasonografie cévních přístupů

Ultrasonografie (USG) je metodou volby při vyšetření cévního řečiště pacientů před založením zkratu, kdy nám ve většině případů jasně zobrazí anatomické poměry v dané lokalitě. Před založením zkratu vyšetřujeme předpokládanou přívodní tepnu, která by měla mít minimálně rozměr v příčném řezu 2mm. Poté zobrazujeme vhodnou odvodnou žílu, která nemá být v průměru menší než 2,5mm. USG lze využít i v diagnostice patologií zkratů zejména u stenóz v oblastech anastomóz.

Předností sonografie je neinvazivita, široká dostupnost, opakovatelnost, možnost dlouhodobého sledování zkratů, především těch, kde dochází k častějšímu vzniku stenóz, například v žilní anastomóze protézy. Cílem je včasné odhalení stenózy a snížení počtu trombóz.

Dialyzační zkraty jsou uloženy povrchně, proto se k ultrazvukovému vyšetření používají sondy s vysokým stupněm rozlišení a nízkou penetrací ultrazvukových vln. Vhodná je multifrekvenční lineární sonda lineární sonda 7 MHz. Vyšetření zahajujeme přímým zobrazením cévních struktur v B-modu, dále pak využíváme Dopplerova jevu v barevném obraze nebo spektrální záznam, který je grafickým zobrazením závislosti rychlosti krevního toku na čase. Tento záznam umožňuje přímou kvantifikaci rychlosti v kterékoli fázi srdečního cyklu. Princip využití Dopplerova jevu je v kalkulaci frekvenčního posunu vzniklého odrazem ultrazvukové vlny od pohybujících se erytrocytů. Frekvenční posun je přímo úměrný rychlosti krevního toku. Obvykle je měřena vrcholová systolická rychlost (PSV), pozdně diastolická rychlost (EDV), časový integrál vrcholových rychlostí (TVI) a střední rychlost (MV). U AV zkratů je možné vypočítat i průtok zkratem v ml/min.

Při posuzování funkčnosti zkratu se po zjištění střední rychlosti toku kalkuluje průtok krve zkratem vyjádřený v ml/min. Za normální klidový průtok funkčním AV shuntem se považuje 350 – 1500ml/min.

[1]



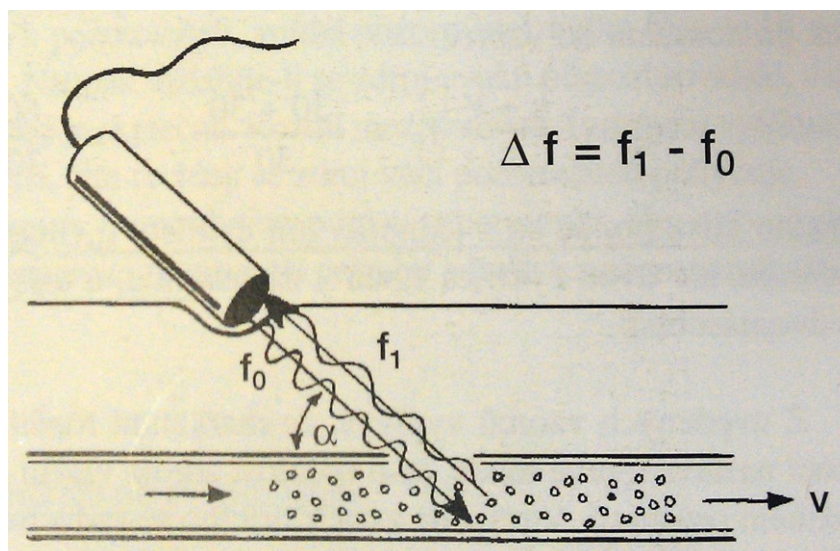
### 5.3.1 Význam Dopplerova jevu pro ultrasonografii

Pro ultrazvukovou diagnostiku je Dopplerův jev základním principem, který umožňuje měřit rychlost pohybujících se struktur in vivo, přičemž zdaleka nejběžnější aplikací dopplerovského ultrazvuku je kvantifikace vybraných hemodynamických parametrů.

Kromě vlastního kvantitativního stanovení rychlosti krevního toku v cévách je dopplerovská ultrasonografie ovšem schopná podat i informaci, která zevrubně vypovídá o některých kvalitativních parametrech krevního toku: dovolí např. rozlišit laminární proudění od proudění turbulentního, hodnotit compliance cévní stěny nebo odporové poměry v periferii krevního řečiště.

Podle Dopplerova principu se frekvence jakéhokoliv, a tedy i ultrazvukového vlnění mění při odrazu od pohybujícího se objektu. V případě dopplerovské ultrasonografie je tímto objektem suspenze krvinek pohybujících se v luminu cévy. Rozdíl mezi frekvencí přijímaného a vysílaného vlnění označujeme jako dopplerovský frekvenční posun.

[8]

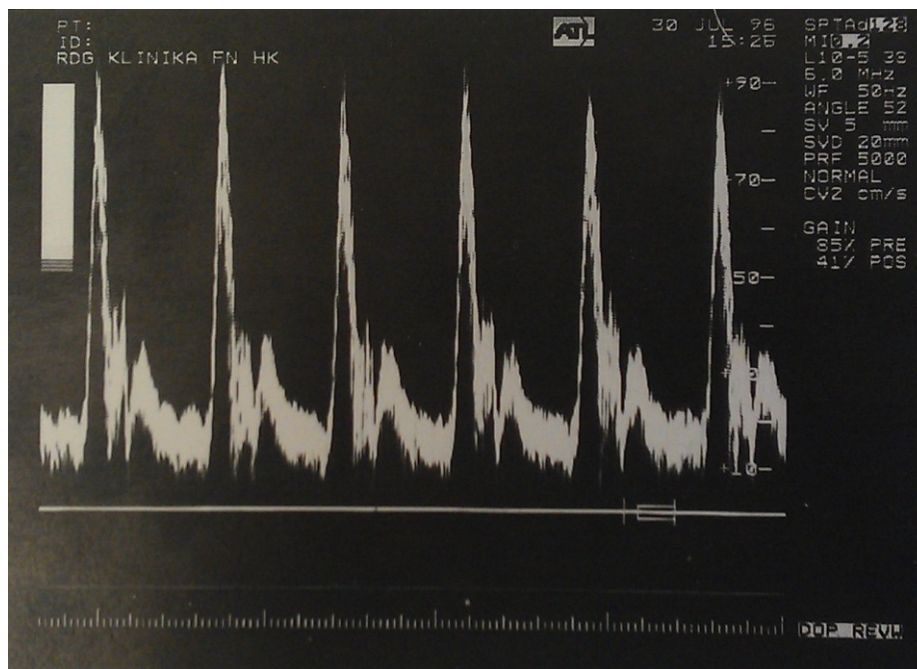


Obr.15 Schématické znázornění principu Dopplerova jevu při ultrazvukovém vyšetření průtoku krve cévou [8]

Legenda k obrázku:  $v$ -rychlost proudění v cévě,  $\alpha$ -úhel insonace,  $f_0$ -vysílaná (pracovní) frekvence,  $f_1$ -přijímaná frekvence,  $\Delta f$ -dopplerovský frekvenční posun

[8]

Základní typ dopplerovského ultrazvukového záznamu je tzn. spektrální záznam nebo také záznam barevný. Spektrální záznam zobrazuje závislost krevního toku na čase a umožňuje přesnou kvantifikaci průtokových parametrů v dané cévě.



Obr.16 Spektrální dopplerovský záznam závislosti rychlosti krevního toku (svislá osa) na čase (vodorovná osa) [8]

Ultrazvukové vyšetření se rutinně neprovádí. I když se jedná o vyšetření, které nepředstavuje zdravotní zátěž pacienta, ve většině případů jde pouze o ztrátu peněz a času. Jedinou jasnou indikací k provedení ultrazvuku je nerozvíjející se AVF a nedostatečný přítok u AVF na předloktí. Další indikací k provedení ultrazvukového vyšetření je recidivující stenóza v oblasti žilní anastomózy vedoucí k opakované trombóze. Kromě výše uvedených případů se vždy provádí diagnostická fistulografie a následně je v jedné době provedena PTA zjištěné stenózy.

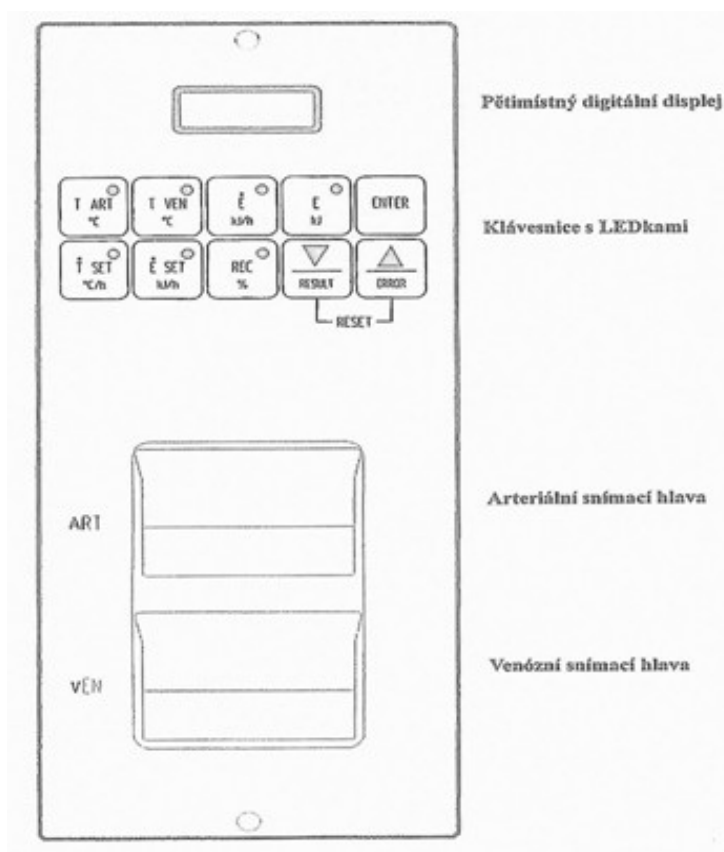
[8]

## 6 Návrh metodiky měření recirkulace a průtoku krve v shutnu a její standardizace

V této kapitole bude nejprve popsán obecný návrh metodiky měření na BTM modulu a následně popsán postup tak jak byl aplikován v klinické praxi. Bude zde vysvětlena podrobná příprava hemodialyzačního monitoru pro měření recirkulace a postup měření v průběhu hemodialyzačního procesu. V závěru kapitoly je uvedena ukázka protokolu pro výpočet průtoku v AV shuntu, včetně postupu jak tento průtok vypočítat.

### 6.1 Metodika měření recirkulace pomocí modulu BTM

Při přípravě dialyzačního přístroje na další léčbu musí být sety vloženy do obou snímacích hlav. Do horní snímací arteriální hlavy vložíme arteriální set. Do spodní snímací hlavy vložíme venózní set. Set ledviny spolu s dialyzátorem proplachujeme fyziologickým roztokem. Po připojení pacienta na mimotělní oběh a detekci krve v optickém detektoru ledviny je aktivní i modul BTM.



Obr. 17 Čelní pohled na modul BTM 4008 [7]

Nyní můžeme přistoupit k samotnému měření recirkulace. Na krevní pumpě nastavíme požadovaný průtok krve 300ml/min. Tento průtok již nadále během měření nesmíme měnit.

Vyčkáme, až se teploty ustálí. Nyní můžeme přistoupit k samotnému měření recirkulace. Měření se aktivuje stisknutím tlačítka klávesy REC. Nepřetržitě světlo LEDky indikuje, že test recirkulace je aktivován.

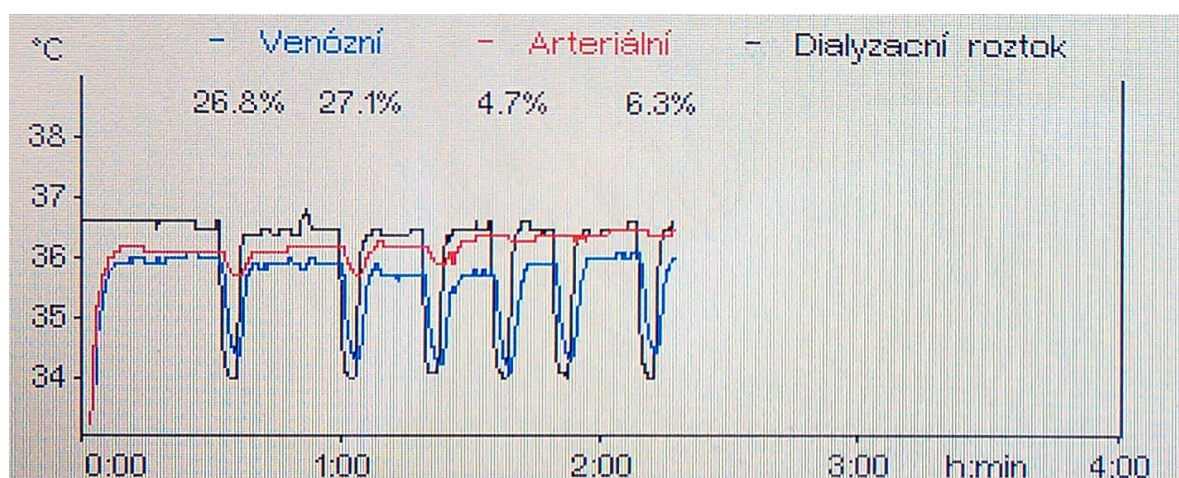
Během měření recirkulace je oběma snímacími hlavami zaznamenáván a následně přístrojem BTM analyzován vývoj teplot způsobený teplotním bolusem ve venózním systému setů. Má-li být recirkulace naměřena přesně, teploty krve musí být před vytvořením bolusu velice stabilní, aby bylo možné je přesně změřit. Kromě toho musí být konstantní také rychlost průtoku krve, protože její změny způsobují kolísání teplot, stejně jako kolísání naměřené recirkulace.

Proto přístroj BTM po spuštění měření recirkulace a před generováním teplotního nejprve zkontroluje, zda jsou tyto podmínky splněny. Pokud ne, BTM počká, dokud nebudou teploty stabilní. Obecně bývá iniciačních podmínek dosaženo během dialyzační léčby, takže generování bolusu začne okamžitě po stisknutí tlačítka REC. Krátce po zahájení dialyzační léčby, po alarmu nebo krátce po určité akci některé kontrolní funkce však může dojít k závažnějším změnám v teplotě krve, takže BTM musí počkat, dokud se teploty nestabilizují. Pokud není do 10 minut dosaženo iniciačních podmínek, zobrazí se chybové hlášení a měření recirkulace je ukončeno neúspěšně.

Po splnění iniciačních podmínek začne BTM generovat bolus. Následkem generování bolusu se podle vypočítaných nebo navolených parametrů bolusu mění nastavená hodnota teploty dialyzátu v čase. Na konci bolusu se nastavená hodnota teploty dialyzátu resetuje na hodnotu ze začátku generování bolusu.

Změna teploty dialyzátu se v dialyzačním přístroji odrazí v teplotě venózní krve tekoucí zpět do těla pacienta se zpožděním 30-90 vteřin (závisí na objemu hydraulického systému dialyzačního přístroje a na rychlosti průtoku dialyzátu). Tento venózní teplotní bolus je zaznamenán ve venózní snímací hlavě BTM a poté je předán do fistule. Po cestě kardiopulmonární a fistulové recirkulace vstoupí nakonec redukovaný bolus do arteriálního systému setů. Tam je bolus zaznamenán arteriální snímací hlavou. Metodou srovnávací analýzy teplotních bolusů naměřených na obou snímacích hlavách BTM vypočítá recirkulaci.

[7]



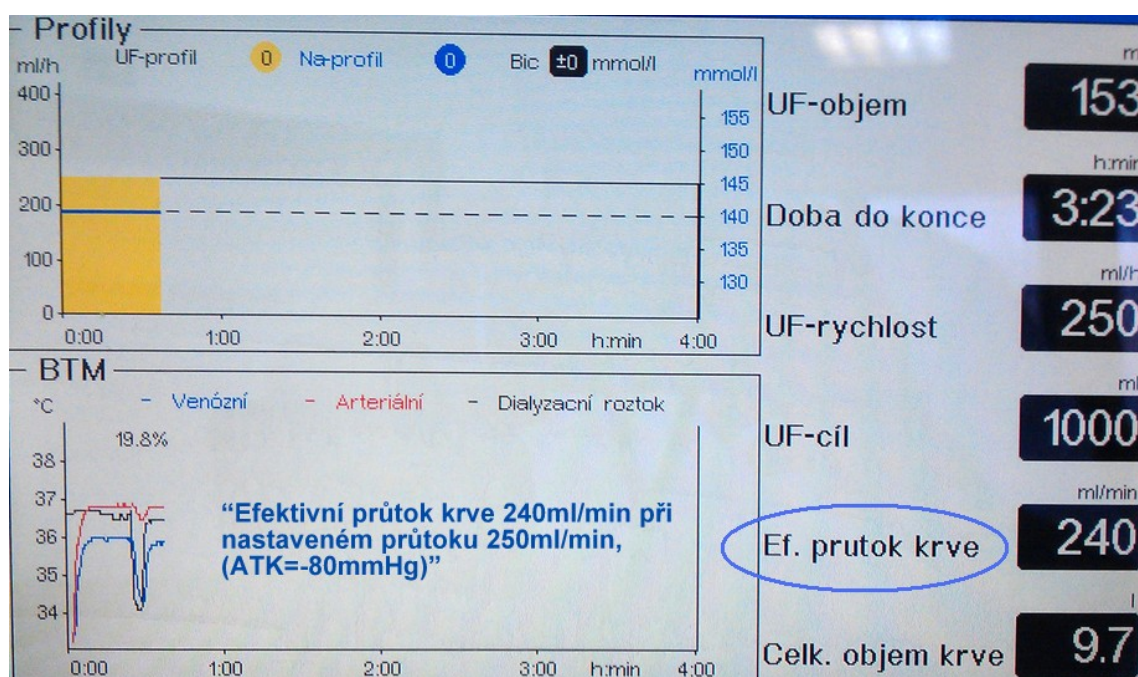
Obr.18 Průběh samotného měření vyobrazený na monitoru FRESINIUS 4008S

Doba trvání měření recirkulace (časový interval mezi zahájením testu recirkulace a zobrazením výsledku) se může výrazně lišit v závislosti na metodě generování bolusu a na tom, zda jsou při spuštění měření recirkulace splněny jeho iniciační podmínky. Je-li použito automatického dialyzátového teplotního bolusu, měření trvá obvykle cca 6minut. Nejkratšího možného trvání cca 30 vteřin je možné dosáhnout při použití injekčního bolusu, pokud jsou okamžitě splněny iniciační podmínky. Při výjimečně nepříznivých podmínkách může měření recirkulace trvat až 20minut.

[7]

## 6.2 Postup při měření na BTM modulu klinická praxe

Po úspěšně provedeném úvodním testu hemodialyzačního monitoru založíme arteriální a venózní část setu do snímacích hlav modulu BTM a takto proplachujeme. Po proplachu fyziologickým roztokem našroubujeme arteriální a venózní snímač tlaku. Pokud by měření recirkulace probíhalo bez měření arteriálního tlaku tedy pouze se snímačem venózního tlaku, bylo by celkové měření ovlivněno chybou. Měření by bylo nepřesné jelikož, hemodialyzační monitor by nepočítal efektivní průtok resp. efektivní průtok, by byl vždy stejný jako nastavený. V konečném důsledku by chyba nastala při průměrování hodnot průtoku v cévním přístupu vypočtených z nastaveného průtoku krevní pumpou a hodnot vypočtených s efektivního průtoku v důsledku jejich totožnosti.



Obr.19 Průběh měření se zaměřením na efektivní průtok krve

Dále připojíme heparinovou stříkačku a nastavíme požadovaný interval pro heparinovou pumpu. Nasadíme dialyzační hadice na dialyzátor, tak abychom zachovali proud dialyzátu proti krvi. Na hemodialyzačním monitoru nastavíme v UF menu ultrafiltrační cíl a dobu dialýzy. V Dialyzát menu pak nastavíme teplotu dialyzátu standardně 36,5°C a průtok dialyzátu standardně 500ml/min.

Parametry mohou být přizpůsobeny aktuálnímu stavu pacienta, uvádím pouze standardní nastavení. V menu hemodialyzačního monitoru informace průběhu dialýzy si nastavíme graf, který chceme aby byl v průběhu terapie na hlavní obrazovce monitoru a sice graf č.5 BTM data. Takto budeme moct sledovat vývoj teplot dialyzačního roztoku, arteriální a venózní krve v průběhu dialýzy viz obr.18. Nyní máme připraven a nastaven hemodialyzační monitor k měření recirkulace a terapii samotné.

Před samotnou dialýzou je nutné, aby sestra napojila jehly invertujícím způsobem. Což je způsob kdy z venózní jehly bereme a do arteriální jehly vracíme. V tomto případě dochází k větší recirkulaci než při klasickém zapojení jehel. Po napojení pacienta na mimotělní krevní oběh a detekci krve (režimu dialýzy) nastavíme průtok krevní pumpy na 300ml/min. Praxe je taková, že čím se bude efektivní průtok blížit nastavenému průtoku na hemodialyzačním monitoru (viz obr.19 efektivní průtok na hemodialyzačním monitoru Fresenius 4008S) tím přesnější měření bude. Respektive dbejte, aby arteriální tlak neklesl pod -200mmHg. Počkáme přibližně 20 minut, než se stabilizuje teplota ve snímacích hlavách. Stiskneme tlačítko REC, LED kontrolka tlačítka se rozsvítí, což signalizuje, že měření probíhá. Během měření a těsně před zahájením měření nesmíme proplachovat set fyziologickým roztokem, či jinak ovlivňovat teplotu krve protékající skrze snímací hlavy BTM modulu. Zejména pak nesmíme těsně před nebo během měření měnit průtok krevní pumpou. Počkáme na výsledek měření recirkulace, což nám opticky prozradí blikající LED dioda na tlačítku REC. Nyní snížíme průtok na 250ml/min a vyčkáme přibližně 10 minut, než se stabilizují teploty a stiskneme opět tlačítko REC. Takto postup opakujeme pro průtok krevní pumpou 200ml/min. Jakmile získáme tři hodnoty recirkulace, zastavíme krevní pumpu a přepojíme zapojení jehel z invertujícího zapojení na zapojení normální, kdy arteriální jehly bereme a do venózní jehly vracíme. Měření opakujeme stejným způsobem pro 200, 250 a 300ml/min. Celkově získáme šest hodnot recirkulace, přičemž pro samotný výpočet průtoku ve fistuli, jsou nejdůležitější hodnoty recirkulace získané v invertujícím zapojení.

### 6.2.1 Záznam o měření recirkulace a výpočet průtoku v AV shutnu

Před napojením pacienta je vyplněn protokol o měření recirkulace viz. obr.20. Napíšeme jméno a příjmení pacienta, datum měření a dobu dialýzy. Během napojování se zaměříme na vzdálenost a směr napojených jehel a do protokolu potom zapíšeme vzdálenost mezi arteriální a venózní jehlou a zároveň si nakreslíme jejich přibližnou polohu.

Během měření vždy, těsně po stisknutí tlačítka REC si zapíšeme do dialyzačního protokolu údaje jako je zbývající čas do konce dialýzy, hodnotu průtoku krevní pumpou nastavenou a efektivní, arteriální a venózní tlak. Následně i hodnotu vyhodnocené recirkulace.

Takto doplníme údaje v celém protokolu. V kolonce  $Q_{ac}$  no (průtok fistulí vypočtený z nastaveného průtoku krevní pumpou) a  $Q_{ac}$  ef (průtok fistulí vypočtený z efektivního průtoku krevní pumpou) vypočteme průtok ve fistuli dle vzorce  $Q_{VA} = Q_{B} * (1/R - 1)$ .

PROTOKOL měření recirkulace a průtoku krve A-V fistulí								Nákres vpichu jehel	
Pacient:	Z-A			Datum:	3.12.2012	Doba dialýzy:	3h		
čas měř.	Krevní pumpa		R (%)	ATK	VTK	Qac no	Qac ef		pozn
	Qb nastavená	Qb efektivní							
2:28	300	280	0,254	-120	100	881	822		inv
2:10	250	236	0,236	-100	90	809	764		inv
1:55	200	193	0,171	-60	60	970	936		inv
1:37	200	194	0,034	-60	60	-	-		norm
1:22	250	237	0,062	-80	80	-	-		norm
1:07	300	281	0,051	-120	100	-	-		norm
Průtok A-V fistulí Qac-no, Qac ef průměr (ml/min):						864			
Poslední Dopplerovské ultrazvukové vyšetření (ml/min):						18.10.12 -850			
Vzdálenost mezi vpichy (cm):						8			
Změřil a zpracoval:						Štěrbá			

Obr.20 Ukázka protokolu pro měření recirkulace

Takto získáme šest hodnot v invertujícím zapojení v protokolu označených jako poznámka „inv“. Při normálním zapojení (v protokolu označeném jako poznámka „norm“), pak hodnoty průtoku ve fistuli nepočítáme. V poslední fázi po ukončení měření pak do protokolu uvedeme výsledek posledního Dopplerovského ultrazvukového vyšetření, pro porovnání vývoje průtoku v AV zkratu.

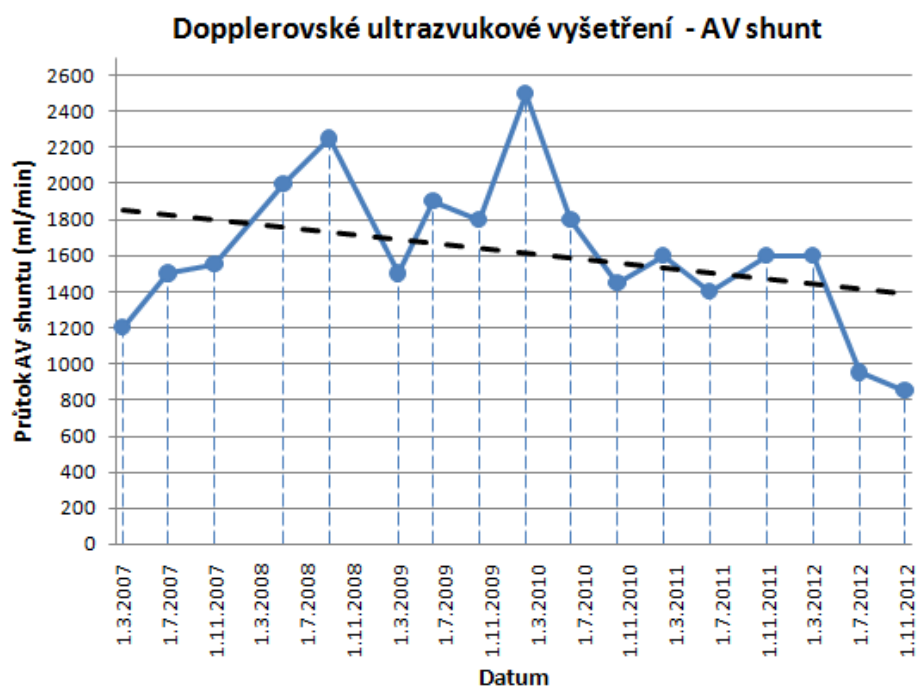
## 7 Analýza a zhodnocení měřicí metodiky a výsledků klinických měření především s ohledem na věrohodnost měření a chronickou diagnostiku shuntu.

V této kapitole budou vyhodnoceny vývoje průtoků v AV fistuli získané z ultrazvukového dopplerovského vyšetření hemodialyzačního střediska Fakultní nemocnice v Ostravě. Cílem tohoto sledování bylo zjistit, zda z dlouhodobého hlediska je převažující trend vývoje průtoků v AV zkratu rostoucí nebo klesající. Pro další diagnostiku budou vyhodnoceny výsledky získané z hemodialyzačního centra ve Vsetíně získaných z BTM modulu hemodialyzačního monitoru Fresenius. Dále zhodnotíme přesnost s jakou, lze během hemodialyzačního procesu měřit na BTM modulu. Na závěr bude zhodnocena měřicí metodika.

### 7.1 Výsledky průtoků krve vyhodnocených z Dopplerovského ultrazvukového vyšetření

Výsledky vývoje průtoků v AV fistuli byly získány z dopplerovského ultrazvukového vyšetření. Zkoumáno bylo 8 pacientů, kteří absolvovali pravidelně UZV v horizontu 6let. Grafy zobrazují, jak se měnil průtok v AV fistuli v průběhu let a je vždy proložen lineárním trendem, který tento vývoj sleduje. Pokud byl v průběhu let proveden na AV fistuli zákrok, je zaznamenán v grafu. Vysvětlivky u pacientů: Z...žena; M...muž; A, B, C, D...pacient

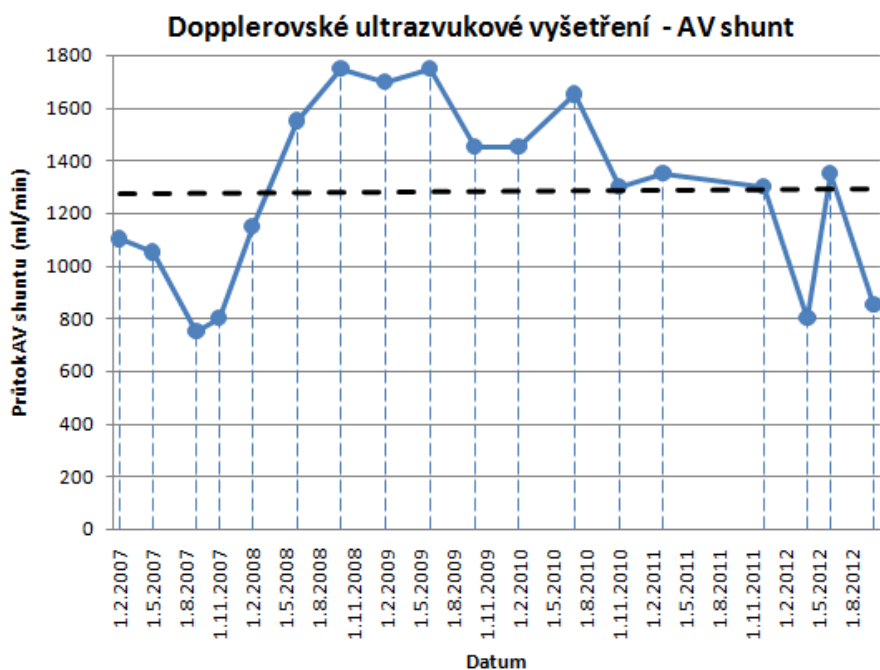
Sledované období Pacient ZA: Průtok AV shuntu březen 2007 byl 1200ml/min. Listopad 2012 byl průtok 850ml/min. Pokles o 350ml/min. ve sledovaném horizontu 6let. Z dlouhodobého hlediska posouzení AV shuntu je trend prokazatelně klesající.





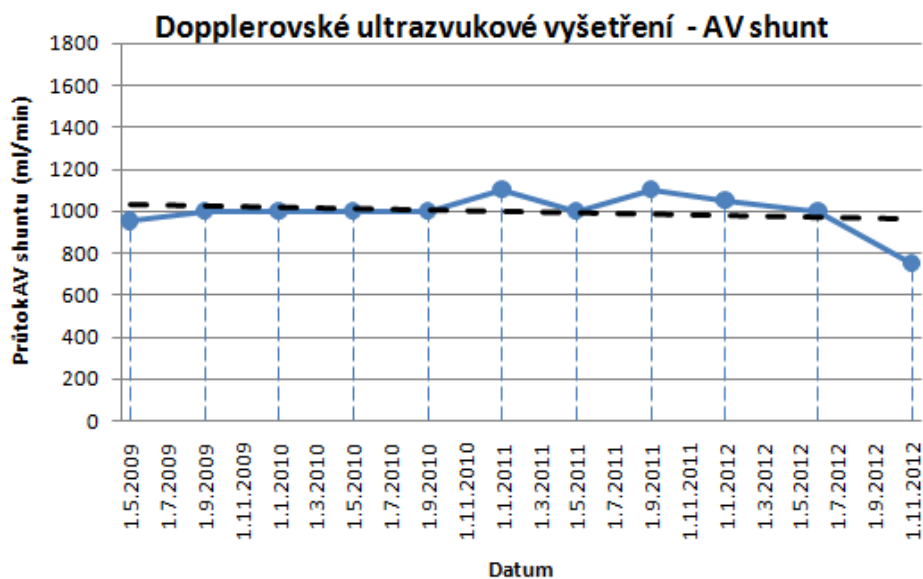
Obr.21 Pacient ZA– Trend vývoje průtoku AV shuntu

Sledované období pacient ZB: Průtok AV shuntu únor 2007 byl 1100ml/min. Říjen 2012 byl průtok 850ml/min. Pokles o 250ml/min. ve sledovaném horizontu 6let. Z dlouhodobého hlediska posouzení AV shuntu je trend lineární.



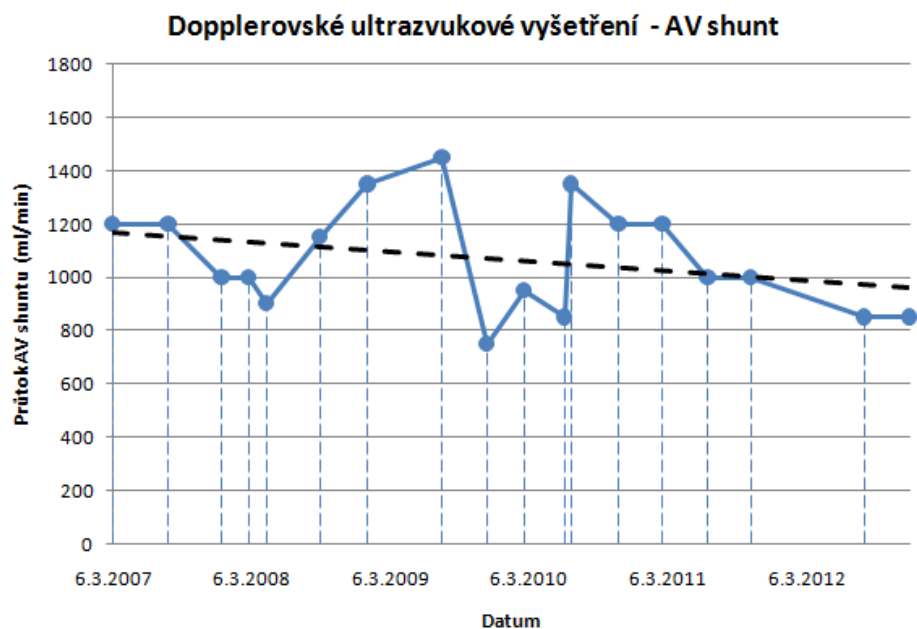
Obr.22 Pacient ZB – Trend vývoje průtoku AV shuntu

Sledované období pacient ZC: Průtok AV shuntu květen 2009 byl 950ml/min. Listopad 2012 byl průtok 750ml/min. Pokles o 200ml/min. ve sledovaném horizontu 4let. Z dlouhodobého hlediska posouzení AV shuntu je trend opět lineární. AV fistule prokazuje stabilní průtok s mírným poklesem.



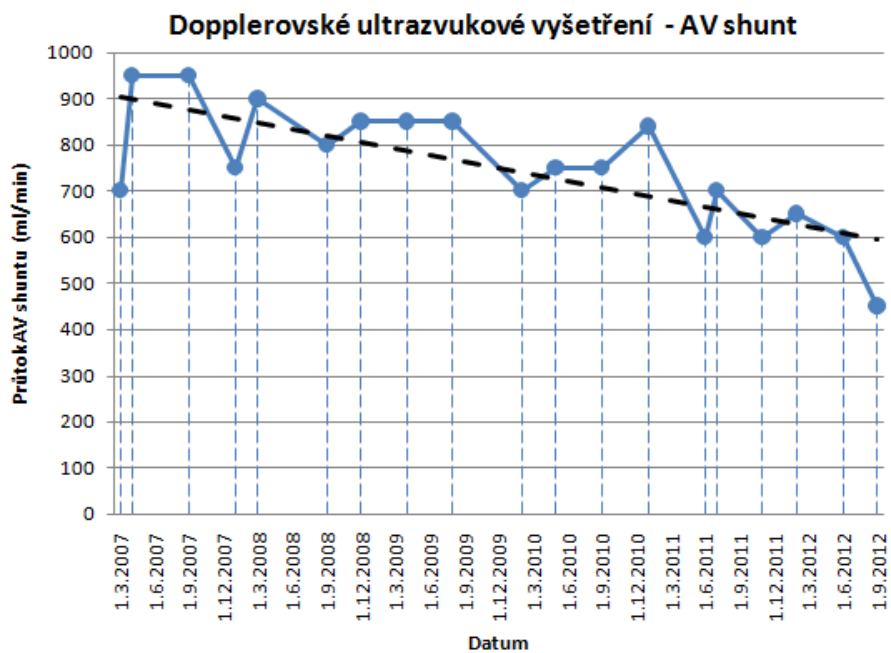
Obr.23 Pacient ZC – Trend vývoje průtoku AV shuntu

Sledované období pacient ZD: Průtok AV shuntu březem 2007 byl 1200ml/min. Březen 2012 byl průtok 850ml/min. Pokles o 350ml/min. ve sledovaném horizontu 6let. Z dlouhodobého hlediska posouzení AV shuntu je trend klesající.



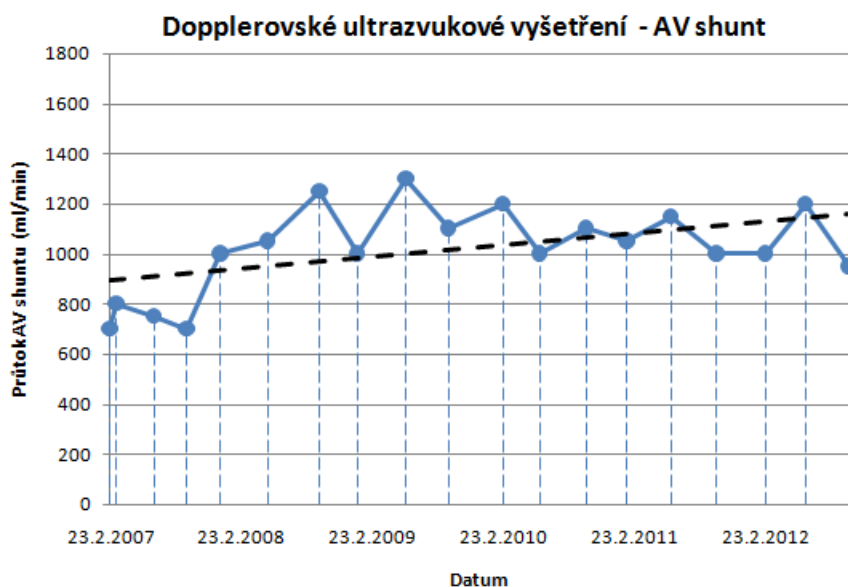
Obr.24 Pacient ZD – Trend vývoje průtoku AV shuntu

Sledované období pacient MA: Průtok AV shuntu březem 2007 byl 700ml/min. Září 2012 byl průtok 450ml/min. Pokles o 250ml/min. ve sledovaném horizontu 6let. Z dlouhodobého hlediska posouzení AV shuntu je trend klesající.



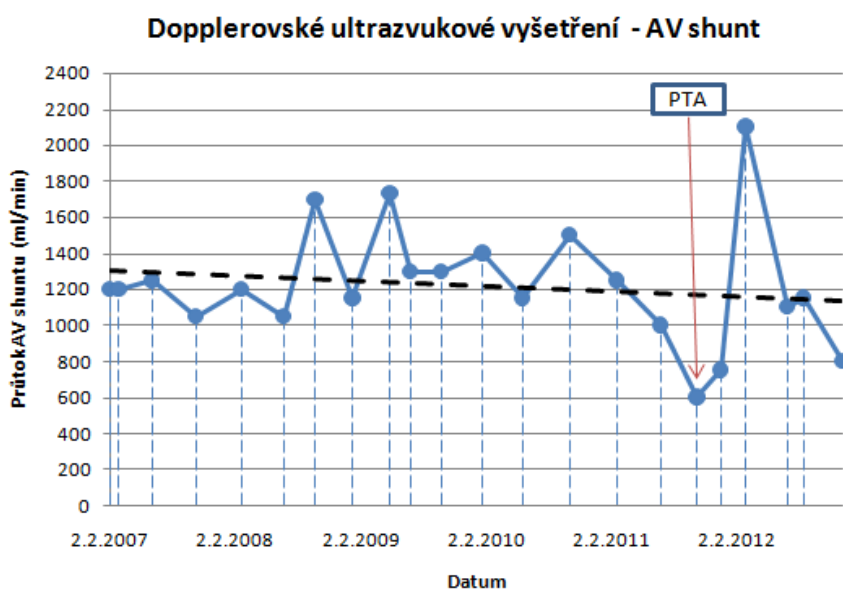
Obr. 25 Pacient MA – Trend vývoje průtoku AV shuntu

Sledované období pacient MB: Průtok AV shuntu únor 2007 byl 700ml/min, provedena angiografie a náprava fistule. Říjen 2012 byl průtok 950ml/min. Nárůst průtoku o 250ml/min. ve sledovaném horizontu 6let. Z dlouhodobého hlediska posouzení AV shuntu je trend rostoucí z hledem k počáteční nápravě v únoru 2007. Od roku 2009 již je znát opět pokles průtoku AV fistule a tedy klesající trend.



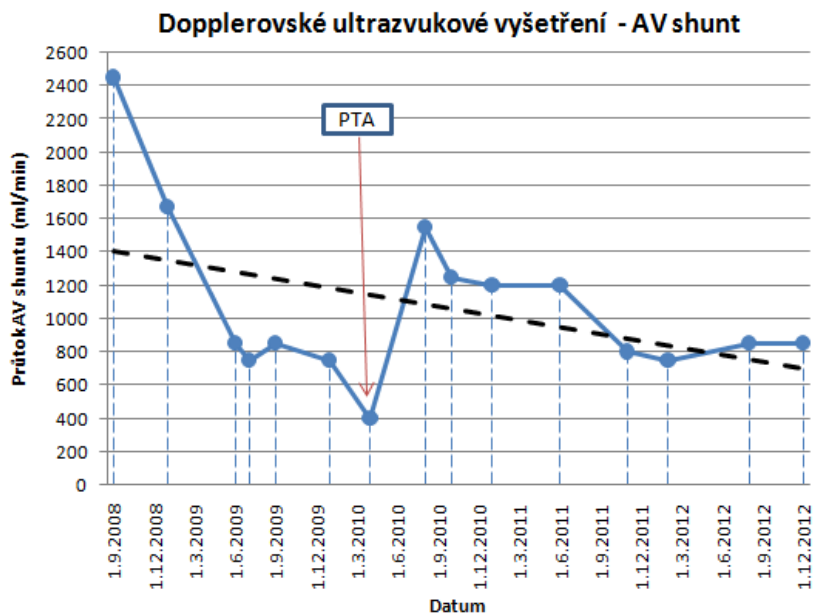
Obr. 26 Pacient MB – Trend vývoje průtoku AV shuntu

Sledované období pacient MC: Průtok AV shuntu únor 2007 byl 1200ml/min. Prosinec 2012 byl průtok 800ml/min. Pokles o 400ml/min. ve sledovaném horizontu 6let. Z dlouhodobého hlediska posouzení AV shuntu je trend mírně klesající. V prosinci 2011 bylo provedeno PTA.



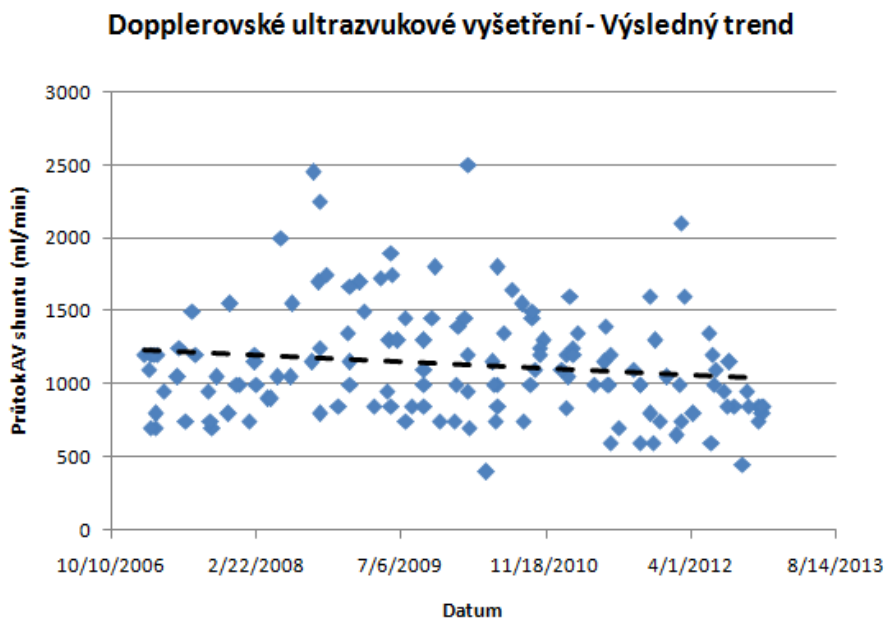
Obr. 27 Pacient MC – Trend vývoje průtoku AV shuntu

Sledované období pacient MD: Průtok AV shuntu únor 2007 byl 1200ml/min. Prosinec 2012 byl průtok 800ml/min. Pokles o 400ml/min. ve sledovaném horizontu 6let. Z dlouhodobého hlediska posouzení AV shuntu je trend klesající. V prosinci 2011 bylo provedeno PTA.



Obr.28 Pacient MD – Trend vývoje průtoku AV shuntu

Výsledný trend za sledované období šesti let, u vybraných pacientů ZABCD a MABCD poukazuje na snižující se průtok v AV fistuli v průběhu několika let od jejího založení. Snižující se průchodnost vytvořených AV zkratů v průběhu let poukazuje jak důležité je správné a hlavně pravidelné monitorování cévních přístupů.

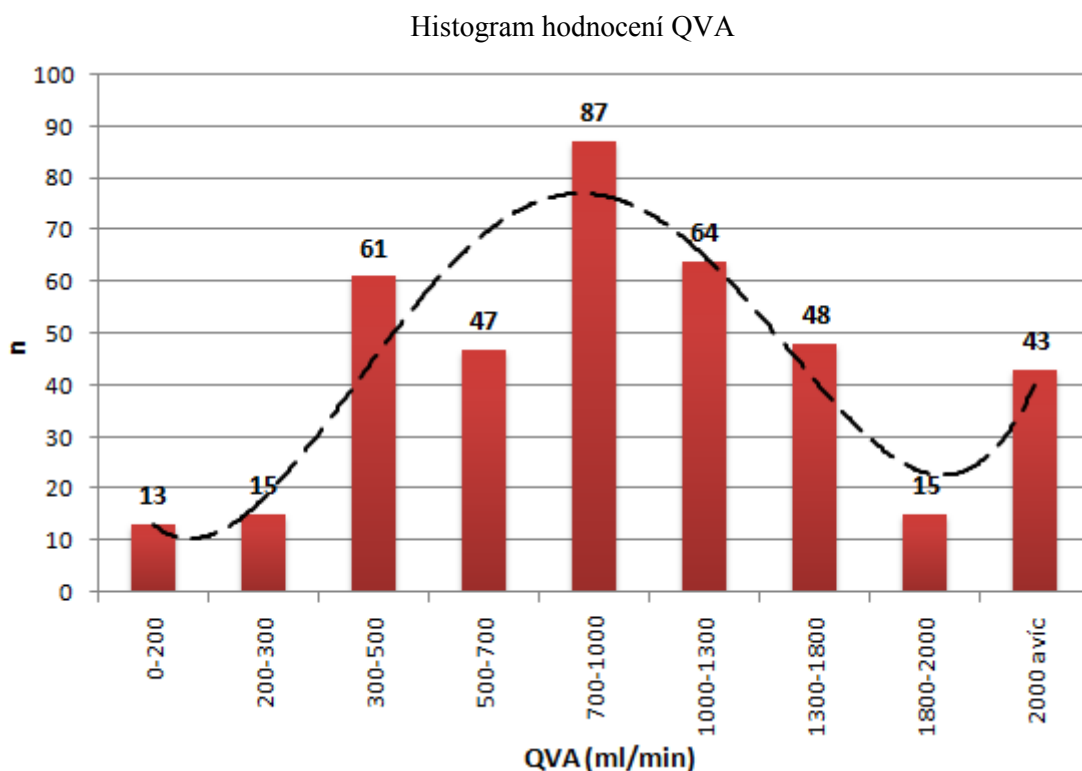


Obr.29 Pacienti MABCD, ZABCD – Výsledný trend vývoje průtoku AV shuntu

## 7.2 Výsledky průtoku krve vyhodnocených z BTM modulu Fresenius 4008S – HDS Vsetín

Ve spolupráci s hemodialyzačním centrem v nemocnici Vsetín, mi byly poskytnuty protokoly naměřených na BTM modulu hemodialyzačního monitoru FRESENIUS 4008S. Tyto velmi cenné informace zahrnovaly 391 měření, získaných za období 2001 až 2012. Tyto získané informace byly následně analyzovány, přičemž jsem se opět zaměřil na převažující trend vytvořených AV zkratů.

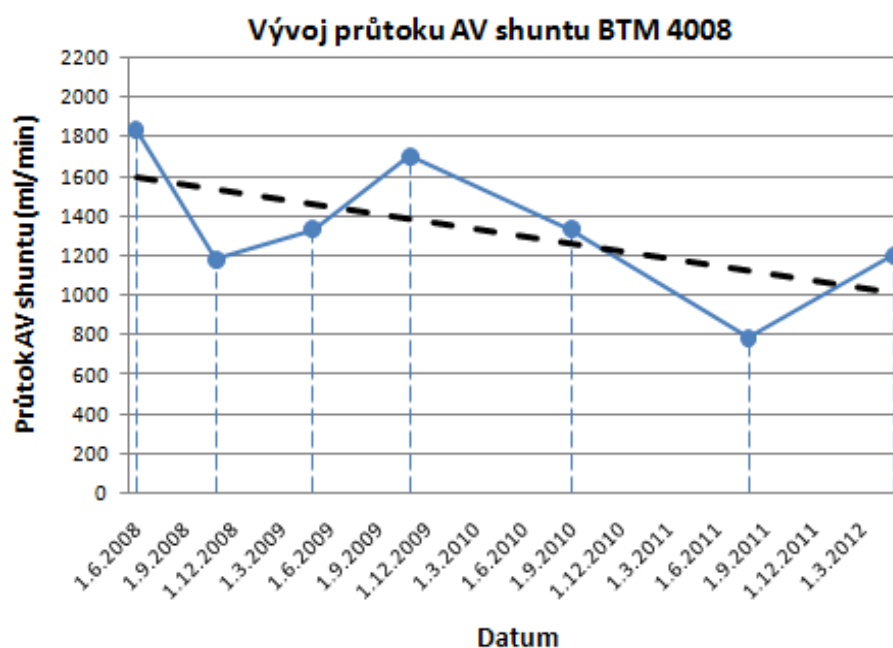
Vyhodnocením získaných měření pomocí modulu BTM jsem se v prvé řadě zaměřil na rozdělení výskytu průtoků což zachycuje histogram hodnocení QVA. Histogram tvoří pomyslnou Gaussovu křivku, přičemž největší výskyt průtoků se vyskytoval v rozmezí 700-1000ml/min. Vyšší výskyt průtoků nad 2000ml/min, lze interpretovat měřením při napojení jehel v rozbíhající se fistuli do dvou stran. Přičemž každá jehla byla zapojena do rozdílné větve. Takto získaném měření vyjde recirkulace velmi nízká a tedy vypočtený průtok AV fistulu je negativně zkreslený.



Obr. 30 Histogram hodnocení QVA u větší skupiny pacientů, počet měření (n=391)  
(Všechny cévní přístupy dohromady)

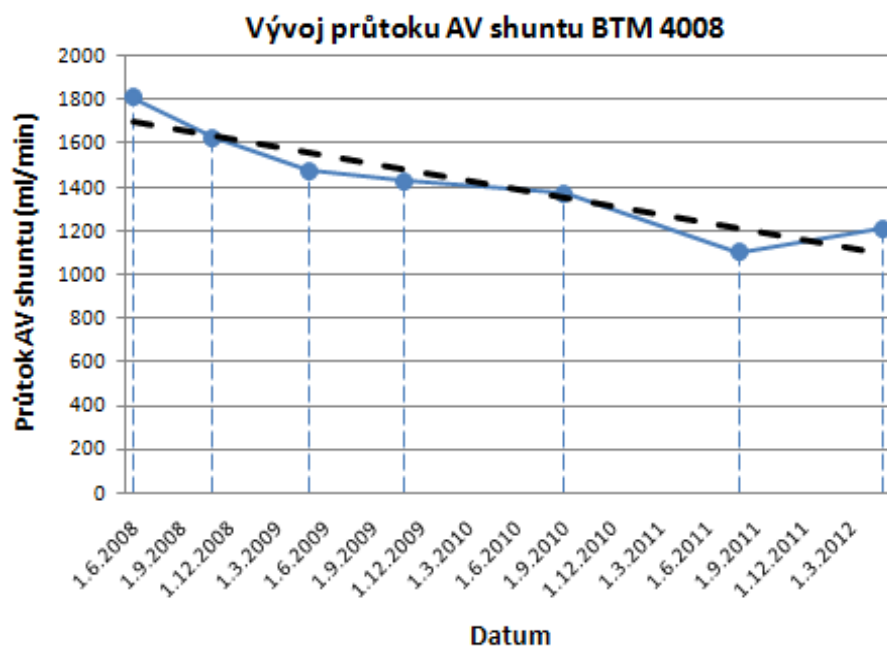
Vyhodnoceny byly klinicko-technické měření získané měření na BTM modulu. Vybráno bylo 7 pacientů, kteří byli pravidelně na BTM modulu měření v průběhu 5let. Z důvodů různorodosti pacientů naměřených v rozdílných letitých odstupech jsem zvolil skupinu pacientů, jejichž měření se pravidelně opakovalo v průběhu let a jejíž četnost výskytu z vybraných 391 měření byla nejvyšší. Jelikož jsem neměl informace o chirurgických zákrocích AV fistule na vybrané skupině pacientů, uvádím pouze ilustračně některé z výsledků.

Sledované období pacient ME: Průtok AV shuntu červen 2008 byl 1839ml/min. Květen 2012 byl průtok 1200ml/min. Pokles o 639ml/min. ve sledovaném horizontu 5let. Z dlouhodobého hlediska posouzení AV shuntu je trend klesající.



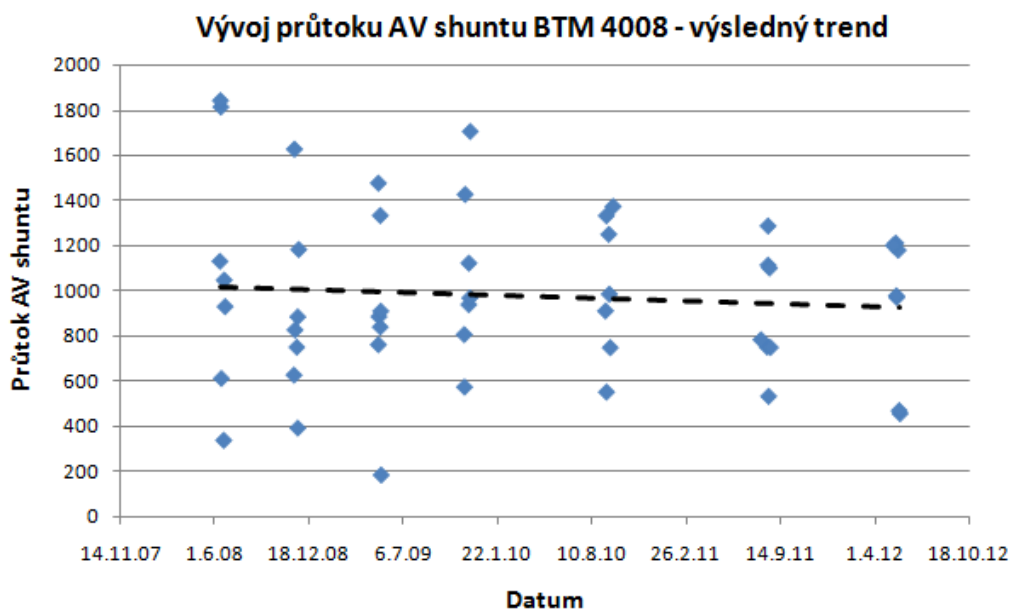
Obr.31 Pacient ME – Trend vývoje průtoku AV shuntu

Sledované období pacient ZE: Průtok AV shuntu červen 2008 byl 1811ml/min. Květen 2012 byl průtok 1210ml/min. Pokles o 601ml/min. ve sledovaném horizontu 5let. Z dlouhodobého hlediska posouzení AV shuntu je trend klesající.



Obr.32 Pacient ZE – Trend vývoje průtoku AV shuntu

Výsledný trend za sledované období pěti let, u vybraných sedmi pacientů poukazuje na snižující se průtok v AV fistuli v průběhu několika let od jejího založení. Snižující se průchodnost vytvořených AV zkratů v průběhu let opět poukazuje, jak důležité je pravidelné monitorování cévních přístupů.



Obr.33 Vybraní pacienti HDS Vsetín – Výsledný trend vývoje průtoku AV shuntu

### 7.3 Věrohodnost měření pomocí BTM modulu

Během hemodialyzačního procesu lze zjistit pomocí BTM modulu aktuální průtok AV fistulí a to takřka během každé hemodialyzační terapie. Tato informace pak při pravidelných kontrolách poskytuje personálu hemodialyzačních center ucelený obraz pacientova cévního přístupu. Mým dalším úkolem v diplomové práci bylo zjistit, s jakou přesností lze průtok AV fistulí během terapie pomocí BTM modulu získat.

Pro porovnání jsem měl k dispozici aktuální průtoky v AV fistulí získané z dopplerova ultrazvukového vyšetření. Takto byl porovnáván rozdíl mezi tím, co jsme získali z dopplerova ultrazvukového vyšetření a tím co jsme naměřili na BTM modulu. Měření bylo uskutečněno na jedenácti pacientech z toho 5 žen a 6 mužů. Celkově bylo pořízeno 24 měření.

<b>Průtok – BTM (ml/min)</b>	<b>Průtok - Dopp. (ml/min)</b>	<b>Rozdíl (ml/min)</b>	<b>Chyba (%)</b>
794	800	6	0,75
864	850	-14	1,65
802	850	48	5,65
364	400	36	9,00
759	850	91	10,71
759	850	91	10,71
621	700	79	11,29
753	850	97	11,41
753	850	97	11,41
753	850	97	11,41
663	750	87	11,60
746	850	104	12,24
746	850	104	12,24
1053	1200	147	12,25
743	850	107	12,59
743	850	107	12,59
739	850	111	13,06
739	850	111	13,06
914	800	-114	14,25
1032	1250	218	17,44
1335	1700	365	21,47
466	750	284	37,87
451	750	299	39,87
472	850	378	44,47

Tabulka 1 – Věrohodnost měření BTM



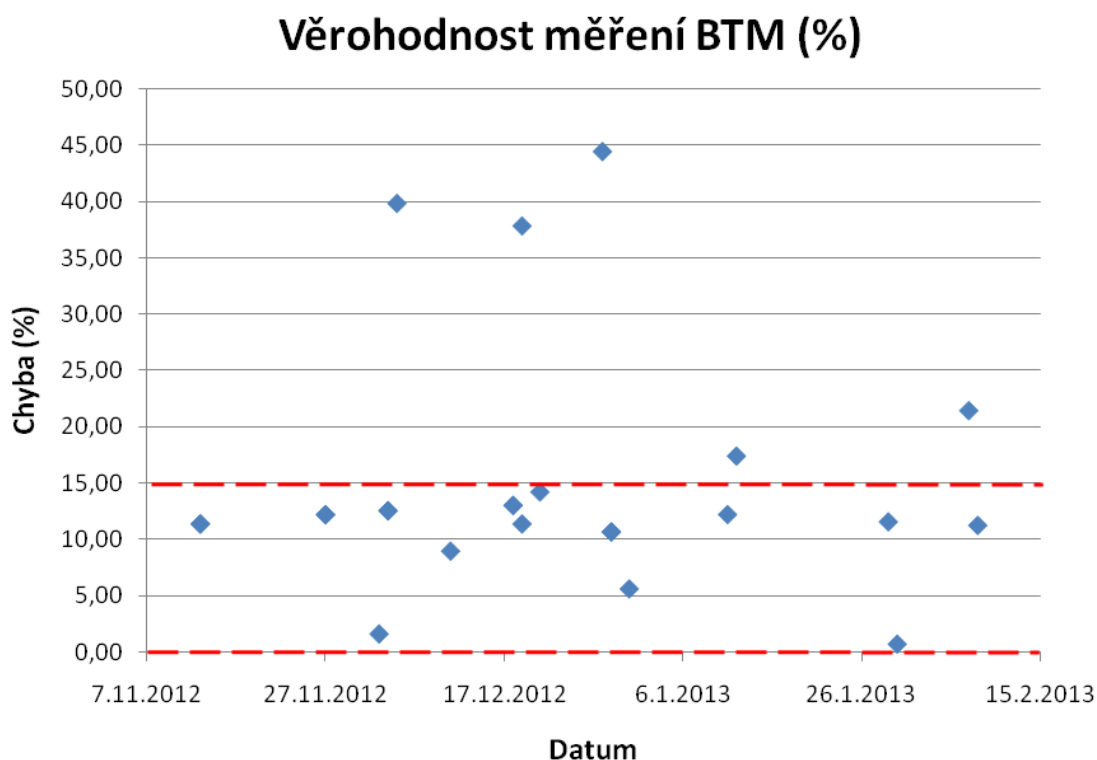
Pojmy z tabulky 1 věrohodnost měření BTM:

- Průtok BTM – průtok získaný z BTM modulu
- Průtok Dopp. – průtok získaný z Dopplerova ultrazvukového vyšetření
- Rozdíl – rozdíl mezi průtokem z BTM a průtokem z Dopplerova ultrazvukového vyšetření
- Chyba (%) – procentuální rozdíl mezi průtokem z BTM a průtokem z Dopplerova ultrazvukového vyšetření

Z celkových čtyřiaadvaceti měření:

- 19 měření bylo s rozdílem do 15%
- 5 měření bylo s rozdílem vyšším než 15%

Vyhodnocením průtoků AV fistulí pomocí USG vyšetření a pomocí –BTM modulu jsem usoudil, že je nutné stanovit přesnost a korelaci s jakou lze měřit pomocí BTM modulu oproti klasickému ultrazvukovému vyšetření. Tedy usuzuji, že ve většině případů měření na BTM modulu, lze měřit s přesností do 15%, při zachování standardních zásad, které byly uvedeny výše v kapitole postup při měření na BTM modulu klinická praxe. Aritmetickým průměrem z hodnot měření ležících v pásmu chyby 0-15% dostaneme hodnotu 10,41%.



Obr.34 Věrohodnost měření pomocí BTM – Toleranční rozmezí chyby měření

Z uvedeného grafu vyplývá, že přibližně v 80% měření na BTM modulu lze měřit průtok v AV fistuli s přesností jejíž chyba nebude vyšší než 15%.

Vzorec pro výpočet chyby měření v procentech z tabulky 1 věrohodnost měření na BTM:

$$Chyba(\%) = \frac{Rozdil}{P(Dopp.)} \cdot 100 \quad (1.2)$$

#### 7.4 Zhodnocení měřicí metodiky a výsledků klinických měření

Na základě provedených měření a vyhodnocení jejich výsledků se dá říci, že pro měření průtoku AV fistulí je modul BTM dostatečně přesný a tudíž vyhovující. Pro klinickou praxi má význam podpůrného měření nebo doplňujícího vyšetření, která předchází samotnému měření průtoku pomocí ultrazvuku. Pokud za průměrnou hodnotu dosažených měření v pásmu chyby 0-15%, budeme považovat hodnotu 10,41% a budeme ji zároveň považovat za korelační koeficient lze pro následující měření vždy tuto hodnotu přičíst k naměřené hodnotě a tím snížit chybu měření. Avšak vzhledem k nízkému počtu vyhodnocených měřených pacientů lze předpokládat, že tento koeficient bude oscilovat kolem hodnoty 10%.

Vždy je důležité mít na paměti, že pro kvalitní měření je důležité mít rovněž dostatečně kvalitní napojení dialyzačních jehel v cévním přístupu pacienta. V ideálním případě by neměl arteriální tlak poklesnout při průtoku 300ml/min. a invertujícím zapojení pod -100mmHg. V krajním případě nesmí tato hodnota poklesnout pod -200mmHg.

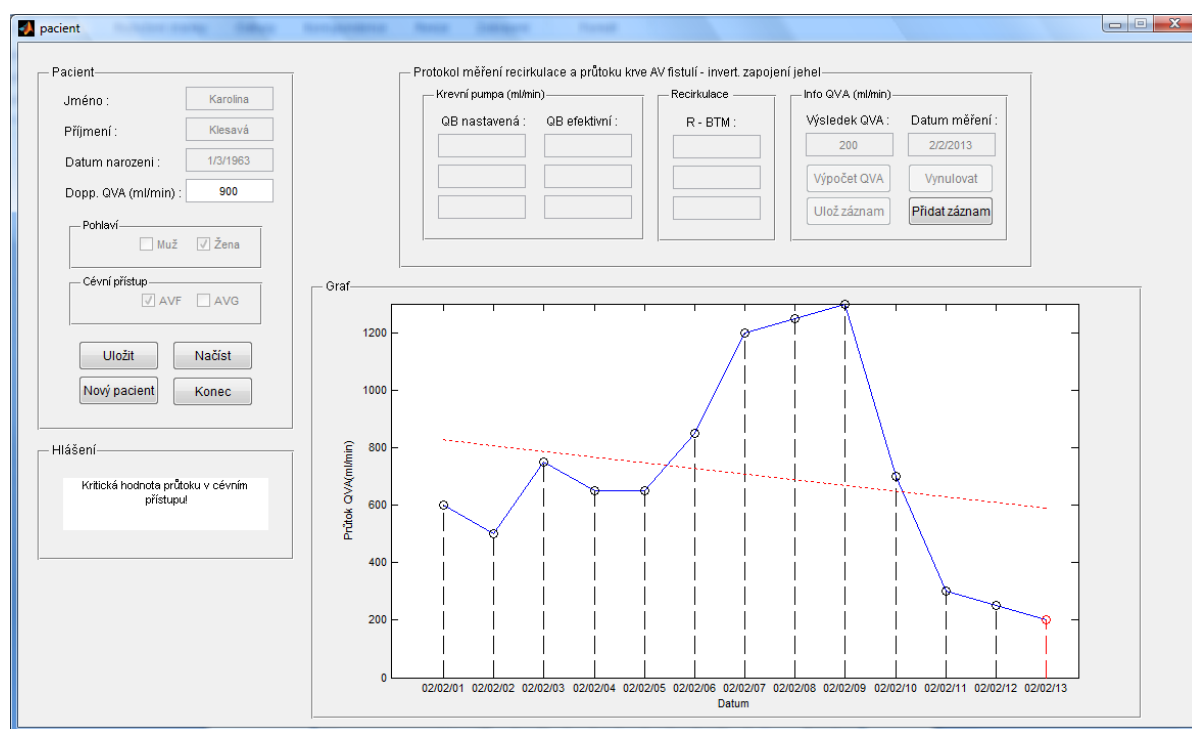
Co se týče sledování trendu, je patrné, že AV fistule z dlouhodobého hlediska má tendenci svůj průtok snižovat nežli zvyšovat. Proto je namístě její pravidelná kontrola. Tyto intervaly kontroly, však musí určit lékař.

## 8 Návrh a realizace SW pro vyhodnocení cévního přístupu

Pro usnadnění kontroly, výpočtu průtoku a vyhodnocení stavu průtoku z hlediska časového horizontu byl zhotoven program, který má lékaři usnadnit jeho práci. V této kapitole bude popsána funkce programu, funkce jednotlivých tlačítek a jeho grafický výstup.

### 8.1 Funkce a význam programu pro hemodialyzační centra

Program má za úkol analyzovat získaná měření z BTM modulu. Při měření recirkulace na BTM modulu hemodialyzačního monitoru Fresenius není zapotřební mít k dispozici protokol o záznamu měření (viz. obr.20 kapitola 6.2). Protokol je součástí programu a obsluha do něj během měření запиše získané hodnoty. Program tyto hodnoty vyhodnotí a vypočte průtok v AV shutnu, aniž by obsluha musela tyto hodnoty dle vzorce ručně vypočítat. Vypočtený průtok lze u daného pacienta uložit a následně i znova načíst. Vypočtené průtoky se pak dále ukládají do grafické podoby. Grafické zobrazení průtoku v průběhu času pak pomůže lékaři při hodnocení stavu cévního přístupu pacienta. Vývoj průtoku je proložen aktuálním trendem, který ve vývoji převažuje. Navíc program upozorní na nedostatečný průtok v AV fistuli, který by vedl k neadekvátní hemodialýze.



Obr.35 Vývojové prostředí programu

Souhrně tedy program uživateli poskytuje virtuální protokol pro záznamy z měření na BTM modulu. Usnadní uživateli výpočet průtoku v AV shuntu. A grafické prostředí pak uživateli poskytne souhrnný pohled na dosavadní získaná měření.

## 8.2 Ovládání programu a jeho uživatelské prostředí

Po spuštění programu má uživatel možnost založit nového pacienta nebo načíst uložená měření. Založení nového pacienta. Pokud se uživatel rozhodne, vytvořit nového pacienta, musí vyplnit všechny údaje v příslušném protokolu s názvem „pacient“. V tomto protokolu uživatel vyplní jméno, příjmení, datum narození (ve formátu dd/mm/yyyy), vyplní poslední známý výsledek průtoku v cévním přístupu získaný ultrazvukového dopplerova vyšetření, zvolí pohlaví a typ cévního přístupu AVF nebo AVG. Pokud je protokol pacient kompletně vyplněn stiskne pacient tlačítko uložit. Při úspěšném uložení se objeví v poli hlášení poznámka „Pacient uložen“ v opačném případě se objeví v poli hlášení „Špatně vyplněný protokol pacienta“. Po úspěšném uložení pacienta již nelze protokol pacienta editovat pouze pole Dopp. QVA (ml/min).

Pacient

Jméno :

Příjmení :

Datum narození :

Dopp. QVA (ml/min) :

Pohlaví

Muž  Žena

Cévní přístup

AVF  AVG

Uložit Načíst

Nový pacient Konec

Obr.36 Protokol pacient

V protokolu měření recirkulace uživatel vyplní údaje z hemodialyzačního monitoru a to průtok krevní pumpy nastavený a efektivní. Z modulu BTM pak uživatel zapíše do protokolu recirkulace příslušnou hodnotu. Protokol měření recirkulace je obdobou papírového protokolu (viz. obr.20 uvedený výše v textu). Přičemž v protokolu programu se vyplňují pouze hodnoty z invertujícího zapojení jehel, jelikož pouze z těchto hodnot se počítá výsledný průtok v cévním přístupu. Při kompletním vyplnění tohoto protokolu stiskne uživatel tlačítko výpočet QVA. Po úspěšném vyplnění se výpočet zobrazí v protokolu info QVA pole výsledek QVA. V opačném případě se zobrazí v poli hlášení poznámka „Špatně vyplněn protokol krevní pumpa nebo recirkulace“

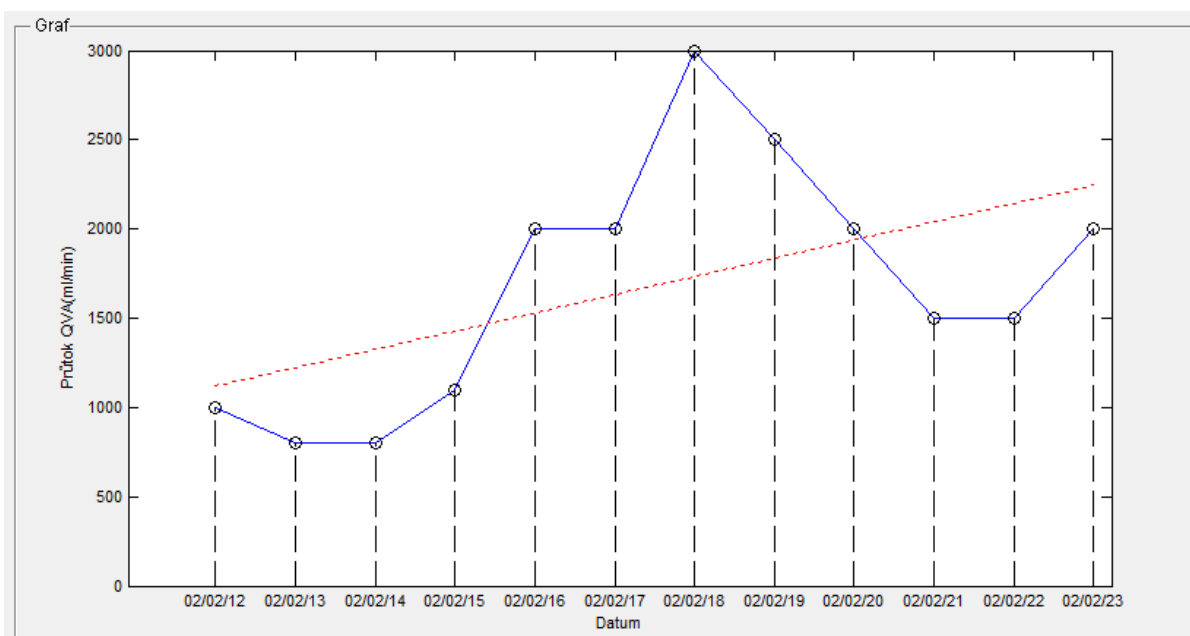
Pokud uživatel špatně vyplní, protokol měření recirkulace může všechna pole tohoto protokolu vymazat stiskem tlačítka vynulovat. Posledním krokem uživatel vyplní datum měření (ve formátu dd/mm/rrrr) v protokolu info QVA. Stiskem tlačítka ulož záznam je výsledek QVA uložen spolu s datem měření do grafické podoby. Pokud uživatel zapomene vyplnit datum měření, stiskne tlačítko ulož záznam, zobrazí se v poli hlášení poznámka „Špatně vyplněn protokol Info QVA“. V opačném případě je v poli hlášení poznámka „Záznam uložen“.

Protokol měření recirkulace a průtoku krve AV fistulí - invert. zapojení jehel

Krevní pumpa (ml/min)		Recirkulace	Info QVA (ml/min)	
QB nastavená :	QB efektivní :	R - BTM :	Výsledek QVA :	Datum měření :
<input type="text"/>	<input type="text"/>	<input type="text"/>	<input type="text"/>	<input type="text"/>
<input type="text"/>	<input type="text"/>	<input type="text"/>	<input type="text"/>	<input type="text"/>
<input type="text"/>	<input type="text"/>	<input type="text"/>	<input type="text"/>	<input type="text"/>
			<input type="button" value="Výpočet QVA"/>	<input type="button" value="Vynulovat"/>
			<input type="button" value="Ulož záznam"/>	<input type="button" value="Přidat záznam"/>

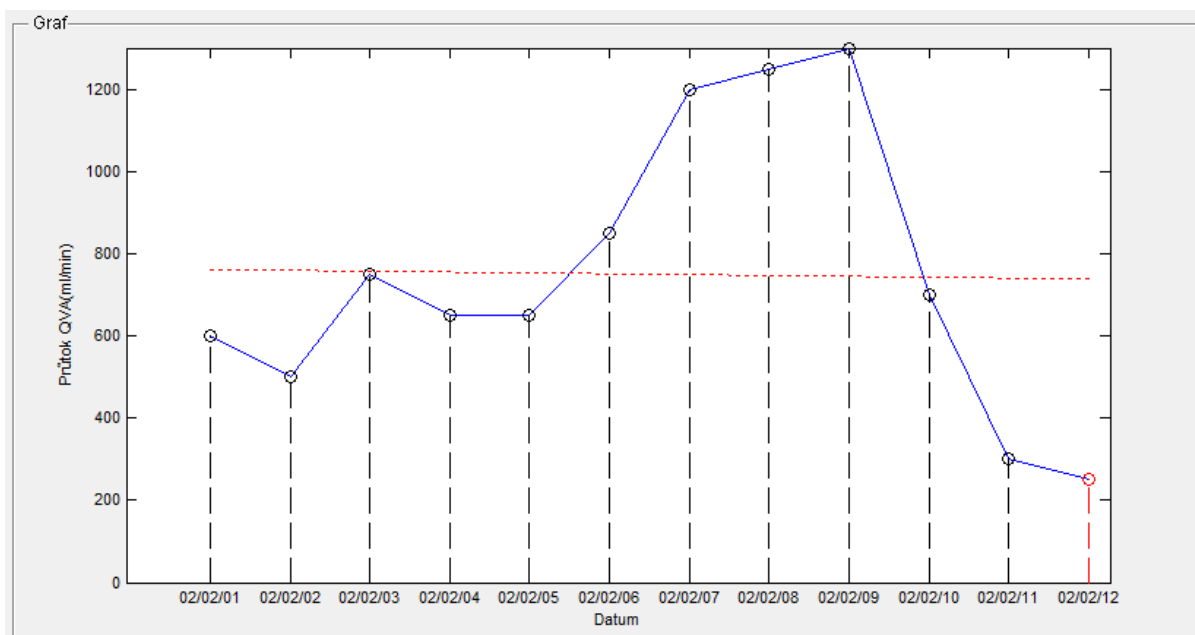
Obr.37 Protokol měření recirkulace

Nyní může uživatel přidat další měření stiskem tlačítka přidat záznam a vyplní opět protokol měření recirkulace a protokol info QVA. Pokud se u pacienta vyskytuje již více uložených měření je vývoj QVA doplněn o převažující trend.



Obr.38 Grafická podoba vývoje QVA, rostoucí trend

V případě, že hodnota průtoku v cévním přístupu bude nižší než 400ml/min. je uživatel upozorněn jednak v grafu barevným odlišením výsledku a zároveň ohlášením skutečnosti v poli hlášení poznámkou „Kritická hodnota průtoku v cévním přístupu“. Uložená měření si u daného pacienta může uživatel kdykoliv prohlížet stiskem tlačítka načíst. Uživatel si vybere pacienta, kterého si chce prohlédnout nebo pokračovat v stávajících měřeních. Stiskem tlačítka nový pacient vytvoříme nového pacienta. Program uživatel ukončí stiskem tlačítka konec.



Obr.39 Grafická podoba vývoje QVA, klesající trend

## 9 Závěr

Diplomová práce mapuje oblast hemodialýzy související s problematikou cévních přístupů, které tvoří klíčovou oblast pro adekvátní hemodialýzu. Popisuje v základech biofyzikální principy hemodialyzační léčby a mimotělní krevní oběh hemodialyzačního monitoru. Významná část je věnována cévním přístupům ať už autologním, tedy cévním přístupům vytvořených s použitím vlastních cév pacienta nebo cévním přístupům vytvořených pomocí alternativních materiálů. Následně byl vysvětlen pojem recirkulace a jeho vliv na účinnost hemodialýzy.

Další významná část této práce je věnována principům měření recirkulace krve a průtoku krve v schuntu u chronicky dialyzovaných pacientů včetně postupu jak danou metodu aplikovat v klinické praxi. Zejména byl v předmětu zájmu postup měření recirkulace na BTM modulu hemodialyzačního monitoru Fresenius 4008S.

Klinicko-technický význam měření průtoku krve v cévním přístupu navazuje na skutečnost, že pravidelné monitorování cévního přístupu má opodstatněný význam, z důvodu adekvátnosti hemodialyzační léčby. Nezastupitelný význam v monitorování cévních přístupů má zcela určitě Dopplerovo ultrazvukové vyšetření proto je i tomuto vyšetření věnováno v této práci své místo.

Při návrhu metodiky měření recirkulace na BTM modulu byly nejprve objasněny obecné zásady a následně popsán postup tak jak byl aplikován v klinické praxi. Objasněna byla i podrobná příprava hemodialyzačního monitoru, včetně postupu měření v průběhu hemodialyzační léčby.

Velký význam práce je věnován analýze a zhodnocení měřicí metodiky a výsledků klinických měření především s ohledem na věrohodnost měření. Vyhodnoceny byly vývoje průtoků v AV fistuli získané z ultrazvukového dopplerovského vyšetření hemodialyzačního střediska Fakultní nemocnice v Ostravě. Cílem tohoto sledování bylo zjistit, zda z dlouhodobého hlediska je převažující trend vývoje průtoku v AV zkratu rostoucí nebo klesající. Sledováno bylo 8 pacientů, kteří absolvovali pravidelně UZV v horizontu 6let. Analýzou získaných dat, bylo možné poukázat na měnící se průtok v AV fistuli v průběhu let. Grafický vývoj průtoku v AV zkratu je vždy proložen lineárním trendem, který tento vývoj sleduje. Výsledná analýza získaných dat za sledované období šesti let, u vybraných osmi pacientů poukazuje na snižující se průtok v AV fistuli v průběhu několika let od jejího založení.

Dále byly vyhodnoceny výsledky získané z hemodialyzačního centra ve Vsetíně získaných z BTM modulu hemodialyzačního monitoru Fresenius 4008S. Z úctyhodného počtu získaných měření třisetjednadesáti byl vytvořen histogram hodnocení QVA zachycující rozdělení výskytu průtoků. Výsledky tvoří pomyslnou Gaussovu křivku, přičemž největší výskyt průtoků se vyskytoval v rozmezí 700-1000ml/min, tedy v pomyslném Gaussově vrcholu. Dalším cílem bylo zjistit z dlouhodobého hlediska převažující trend. Z důvodů různorodosti pacientů naměřených v rozdílných letitých odstupech byla zvolena skupina pacientů, jejichž měření se pravidelně opakovalo v průběhu let a jejich četnost výskytu z vybraných 391 měření byla nejvyšší. Vybráno bylo 7 pacientů, kteří byli pravidelně na BTM modulu měření v průběhu 5let. Výsledný trend všech sledovaných pacientů se opět prokázal jako mírně klesající.

Aby bylo možné opodstatnit získaná měření z BTM modulu, bylo zapotřebí vlastního měření pro vyhodnocení přesnosti, s jakou lze během hemodialyzačního procesu měřit. Měření bylo uskutečněno na jedenácti pacientech z toho 5 žen a 6 mužů. Celkově bylo pořízeno 24 měření. Výsledkem bylo

vždy porovnání získaného měření z BTM modulu s aktuálním výsledkem získaného s ultrazvukového dopplerova vyšetření. Výsledek těchto získaných měření ukazuje, že v 80% měření na BTM modulu lze měřit průtok v AV fistuli s přesností jejíž chyba nebude vyšší než 15%. Na základě provedených měření a vyhodnocení jejich výsledků se dá říci, že pro měření průtoku AV fistulí je modul BTM dostatečně přesný a tudíž vyhovující.

Pro usnadnění kontroly, výpočtu průtoku a vyhodnocení stavu průtoku v AV zkratu z hlediska časového horizontu byl navíc zhotoven program, který má personálu hemodialyzačních center usnadnit jeho práci. Pomocí tohoto programu získá lékař potřebný přehled o vývoji v cévním přístupu, který mu může být nápomocný, při zhodnocení jeho dlouhodobého stavu. Program má zejména za úkol usnadnit interpretaci výsledků měření na BTM modulu. Při měření recirkulace na BTM modulu není zapotřební mít k dispozici papírovou formu protokolu o záznamu, protokol je součástí programu a obsluha do něj během měření zapíše získané hodnoty. Program tyto hodnoty vyhodnotí, vypočte průtok v AV shutnu, aniž by obsluha musela tyto hodnoty dle vzorce ručně vypočítat. Získaná měření lze pak, kdykoliv načíst nebo uložit a vždy tak patřičná měření u daného pacienta aktualizovat.



## 10 Seznam použité literatury

- [1] Petr Baláž, Libor Janoušek. *Hemodialyzační arteriovenózní přístupy*. 1. vyd. Praha: Grada, 2008. 153 s. ISBN 978-80-247-2547-5.
- [2] Kolff artificial kidney. *Flickr* [online]. 2009 [cit. 2013-02-10]. Dostupné z: <http://www.flickr.com/photos/timclarkejr/3890518603/>
- [3] F. Lopot. *Základy techniky hemodialýzy*. 1. vyd. Praha: 1989. 106 s.
- [4] Jana Lachmanová. *Očišťovací metody krve*. 1. vyd. Praha: Grada, 1999. 125 s. ISBN 80-7169-749-4.
- [5] F. Lopot.: CSc. *Adekvátnost dialýzy pro sestry, Certifikovaný kurz – Péče o nemocné léčené eliminačními metodami, část: Hemodialyzační technologie Praha 2012*
- [6] Sylvie Sulková a kolektiv. *Hemodialýza*. 1. vyd. Praha: MAXDORF, 2000. 701 s. ISBN 80-85912-22-8.
- [7] Návod k obsluze BTM 4008 Softwarová verze 2.44. Deutschland GmbH.
- [8] Pavel Eliáš, Jan Žiška. *Dopplerovská ultrasonografie*. 1. vyd. Hradec Králové: NUCLEUS, 1998. 252 s. ISBN 80-9011753-5-X.
- [9] Michalíčková K., Polakovič V., Lopot F. *Monitorace a sledování cévních přístupů pro hemodialýzu*. [Online]. [cit. 2013-02-10]. Dostupné z: [http://www.dialyzastrahov.cz/files/dokumenty/postery/Kongres %20%C4%8CNS%202010%20doc.Ing.%20F.%20Lopot,%20CSc.pdf](http://www.dialyzastrahov.cz/files/dokumenty/postery/Kongres%20%C4%8CNS%202010%20doc.Ing.%20F.%20Lopot,%20CSc.pdf)
- [11] DIALYSIS ACCESS. *Dr. Pradip Chakrabarti* [online]. [cit. 2013-02-17]. Dostupné z: <http://www.calcuttayellowpages.com/adver/109177dialysis.html>
- [12] *EDTNA/ERCA Journal*. Abstracts of the XXVIth Conference of the EDTNA/ERCA, Prague, July 5-8, 1997. s23.
- [13] LOPOT, František a kol. Die Untersuchung der Qualität des Gefäßzugangs. *EDTNA/ERCA Journal*. 2003, vol.XXIX, iss. 2. ISSN 1019-0856.
- [14] LOPOT, František a kol. Überwachung der Qualität des Gefäßzugangs durch Blutflussanalyse mit maschineller Rezirkulationsmessung. *EDTNA/ERCA Journal*. 2001, vol.XXVII, iss. 1. ISSN 1018-0856.