

Princip umělé ledviny Dialyzační přístroj

VFN, Interní oddělení Strahov a 1. LF UK, Ústav biofyziky a informatiky, Praha

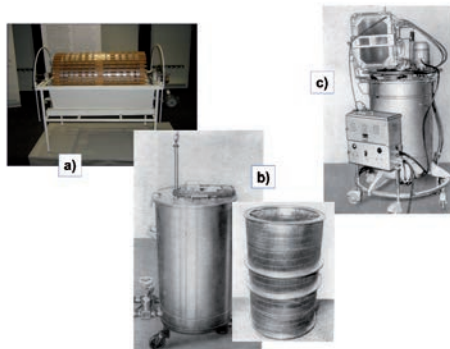
V minulém čísle Stěžeň bylo pojednáno o dialyzátoru, jako základní části „umělé ledviny“. Dnešní článek je věnován popisu dialyzačního přístroje. Ten, i když je mnohonásobně větší než samotný dialyzátor, má vlastně funkci jen „podpůrnou“. Ale teprve dialyzátor spolu s dialyzačním přístrojem dávají dohromady onen funkční celek – „umělou ledvinu“.

Konstrukce hemodialyzačního přístroje a její vývoj

V začátcích dialýzy (40. - 50. léta minulého století) ještě tvořil dialyzátor a dialyzační přístroj jeden celek. Jednalo se o **systemy s nádrží** obsahující předem připravený veškerý roztok (100-150 l), potřebný po jednu dialýzu. V něm byl dialyzátor přímo ponořen nebo byl roztok z nádrže hnán před dialyzátor a vracel se zpět do nádrže. V ní proto během dialýzy narůstala koncentrace zplodin, přešlých přes membránu dialyzátoru difúzí z krve do dialyzátu a účinnost dialýzy proto s prodlužujícím se časem klesala. Geometrickou řadou ale rostlo mikrobiální znečištění roztoku, protože ten nebyl na začátku dialýzy sterilní. Představitelem tohoto typu dialyzačních přístrojů byly jak první Kolffův přístroj, tak i přístroj Alwall (se kterým byly provedeny první dialýzy v někdejší Československu) i sovětská umělá ledvina se skládaným deskovým dialyzátorem, která se k nám rovněž ve dvou exemplářích dovezla – Obr. 1.

Se zavedením cívkových dialyzátorů (viz článek v předchozím čísle časopisu Stěžeň) se v 60. letech

Systemy s nádrží bez odtoku



Obr. 1 Systemy s nádrží bez odtoku dialyzačního roztoku během dialýzy

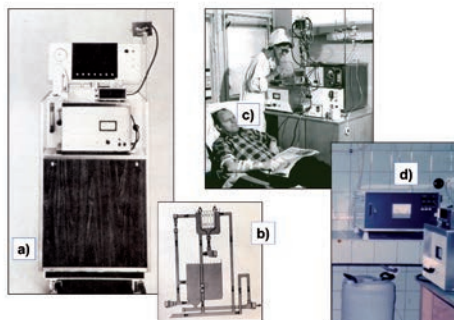
a – Kolffův dialyzační přístroj (1946) s latkovým otáčecím bubnem, na kterém byla navinuta celofánová dialyzační hadice, b – Alwallova umělá ledvina (50. léta) s vnitřním mřížkovým dvojbubnem, na který se navijela celofánová dialyzační hadice, c – sovětská umělá ledvina se sestavovaným deskovým dialyzátorem, umístěným vně nádrže s roztokem

přešlo na **jednoprůtočné systémy s recirkulací**, tzv. RSP (z anglického recirculating single pass). I u nich byl sice ještě veškerý roztok připraven předem v nádrži, odkud se přiváděl standardním průtokem 0,5 l/min do malého cca 10-litrového kotlíku s cívkovým dialyzátorem, v něm velkou rychlostí recirkuloval a přepadem odtékal už rovnou do odpadu, nikoli zpět do nádrže. Účinnost dialýzy se tak zvýšila a zlepšila se i mikrobiologická čistota dialyzačního roztoku. Některé pozdější RSP systémy už měly místo nádrže mísič, který dialyzační roztok připravoval průběžně během dialýzy mícháním vody a dialyzačního koncentrátu. S prvními RSP systémy přišla americká firma Travenol a vyráběla je buď jako samostatné jednotky s vlastní nádrží (typ RSP 7000), nebo jenom jako

recirkulační jednotky, určené k napojení na centrální rozvod dialyzačního roztoku (typ RSP Bed-Side Canister) – Obr. 2. Oba typy se dovážely v 60. letech i k nám a recirkulačním jednotkám se dokupoval míšič roztoku od dnes již neexistující nizozemské firmy Godard, schopný zásobovat roztokem 4-6 jednotek. Rerezentantem RSP systému s centrálním rozvodem dialyzačního roztoku byla i šestilůžková československá umělá ledvina, vyráběná na přelomu 60. a 70. let v ZVÚ (Závody Vítězného Února) v Hradci Králové – Obr. 3. Několik těchto systémů bylo dokonce vyvezeno i do zahraničí.

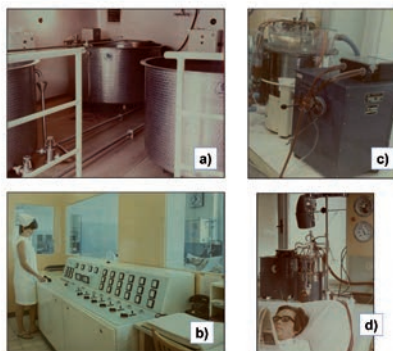
V sedmdesátých letech byly s přechodem na deskové a kapilární dialyzátory systémy RSP nahrazeny čistě **jednoprůtočnými systémy**, konstruovanými již výlučně jako samostatné jednotky s vlastním míšičem dialyzačního roztoku, který v dialyzátoru již nerecirkuloval a po průtoku dialyzátorem odtékal rovnou do odpadu. Prvními jednoprůtočnými dialyzačními přístroji u nás byly systémy AK-10 švédské firmy Gambro a Leuven III/C/D německé firmy Fresenius – viz Obr. 4. Začaly se k nám dovážet koncem 70. let. Přístroj AK-10 byl vůbec prvním dialyzačním přístrojem osazeným mikroprocesorovou technikou. Jeho dvoumodulové provedení v levé části obr. 4 bylo brzo doplněno modulem pro bikarbonátovou dialýzu, která v první polovině 80. let velmi rychle nahradila do té doby používanou dialýzu acetatovou, a v polovině 80. let i modulem pro přímé řízení ultrafiltrace – viz dále. (Poznámka: Výrazy „bikarbonátová“ a „acetátová“ dialýza se vztahují k látce, která byla, resp. je v dialyzačním roztoku použita k doplnění zásob bikarbo-

Jednoprůtočné hemodialyzační přístroje



Obr. 2 Jednoprůtočné hemodialyzační přístroje s recirkulací (RSP)
a – samostatná jednotka RSP 7000 (s nádrží na dialyzační roztok) americké fy Travenol, b – hydraulické schema RSP 7000, c – recirkulační jednotka RSP Bed-Side Canister Travenol (napojovaná na centrální rozvod dialyzátů) s krevní pumpou a detektorem vzduchu, d – míšič pro centrální rozvod dialyzačního roztoku fy Godard (snímek z HDS Ostrava-Zábřeh)

Šestilůžkový hemodialyzační RSP systém



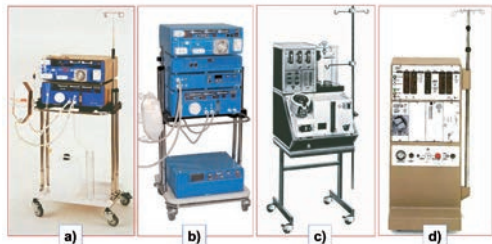
Obr. 3 Šestilůžkový hemodialyzační RSP systém, vyráběný v n.p. ZVÚ v Hradci Králové na přelomu 60. a 70. let

a – nádrže pro centrální přípravu dialyzačního roztoku, b – ovládací panel celého systému, c – recirkulační jednotka s cívkovým dialyzátorem čs. výroby, d – záběr na dialyzační lůžko s recirkulátorem a krevní pumpou a měřidly teploty dialyzátu a návratového tlaku krve (snímek z HDS ve FN v Hradci Králové)

nátu, látky zodpovědné v naší krvi za udržování stálé kyselosti (pH hodnoty), tzv. pufry. V 60. a

70. letech se v dialyzačním roztoku používal k tomuto účelu octan (cizím slovem acetát – proto „acetátová dialýza“), který nejprve přešel difúzí v dialyzátoru z roztoku do krve a teprve při jeho následné metabolizaci v játrech se tvořil bikarbonát, kterého mají lidé se selháním ledvin nedostatek. V 80. letech se místo acetátu začal používat hydrouhlíčan sodný (vlastně jedlá soda, cizím slovem bikarbonát – proto „bikarbonátová dialýza“). Ten může, na rozdíl od acetátu, tělo pacienta využít přímo.)

První samostatné jednopřútočné dialyzační přístroje



Obr. 4 První samostatné jednopřútočné dialyzační přístroje s vlastním mísičem, dovážené do Československa koncem sedmdesátých let a v letech osmdesátých

a – první dvoumodulový přístroj AK-10 Gambro, b – pozdější čtyřmodulová verze AK-10 s bikarbonátovým a ultrafiltračním modulem, c – Leuven IIIc Fresenius (na obrázku je ještě varianta s recirkulačním kotlíkem pro cívkový dialyzátor), d – 2008 Fresenius, první přístroj s přímým řízením ultrafiltrace

Typ 2008 firmy Fresenius, který na přelomu 70. a 80. let nahradil přístroje Leuven, byl naproti tomu prvním přístrojem vybaveným přímým řízením ultrafiltrace. Bikarbonátová dialýza s přímým řízením ultrafiltrace zůstává i dnes standardem v oblasti dialyzační techniky. V cca osmiletých inovačních cyklech, obvyklých u dialyzační techniky, pak následovaly další generace přístrojů Gambro (typy AK100, AK200) a Fresenius (typy 2008, 4008). Mezi jednopřútočné přístroje 80. let je třeba také zařadit československé přístroje Chiradis A a Chiradis B, vyvinuté ve Výzkumném ústavu zdravotnické techniky v Brně a vyráběné do r. 1989 na Slovensku ve Staré Turé – Obr. 5. S uvolněním centrálního plánování a centrálních dovozů po r. 1989 se na náš trh dostaly dialyzační přístroje i dalších výrobců – švédské firmy Althin (dnes již neexistující), italské firmy Bellico, německé firmy B. Braun, francouzsko-italské firmy Hospal, či japonské firmy Nikkiso. Dnes se na našich dialyzačních střediskách lze setkat se šesti či sedmi typy přístrojů – přístroji Dialog firmy B. Braun, s typem 5008 firmy Fresenius (na několika střediskách ještě stále pracují typy 4008), od firmy

Československé jednopřútočné dialyzační přístroje



Obr. 5 Československé jednopřútočné dialyzační přístroje, vyráběné v 80. letech v n. p. Chirana

a – první typ Chiradis A (na obrázku s prvním čs. deskovým dialyzátorem JDD), b – následující typ Chiradis B (na obrázku s čs. deskovým dialyzátorem Chiraplat); oba typy s možností bikarbonátové dialýzy, ale bez přímého řízení ultrafiltrace

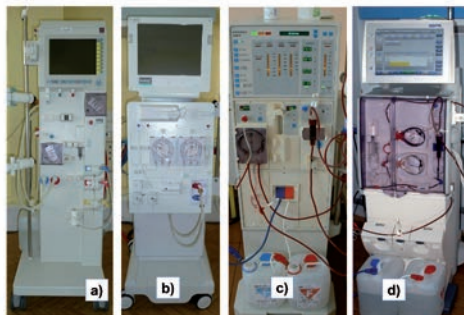
Gambro stále převažuje typ AK200S, nabízen ale začal být konečně i dlouho avizovaný přístroj Artis, několik pracovišť u nás bylo v posledních 2-3 letech vybaveno přístroji DBB 05 firmy Nikkiso, dodávaných firmou GML, a pracuje tu i několik přístrojů Formula firmy Bellco (dodává firma Biomedica) – Obr. 6 a 7.

Konstrukční uspořádání současného hemodialyzačního přístroje - funkční bloky a čidla

Celou konstrukci hemodialyzačního přístroje a funkci jeho jednotlivých bloků lze nejnázorněji popsat a pochopit při jeho rozdělení na část zajišťující chod mimotělního krevního obvodu při dialýze a na část hydraulickou, zajišťující obvod dialyzačního roztoku.

Krevní část (Obr. 8) má jen tři základní mechanické díly: tím nejdůležitějším je peristaltická **krevní pumpa**, která prohání krev celým mimotělním obvodem s dialyzátorem. Princip její funkce je zřejmý z Obr. 9: Dva pružně uložené okluzní válce se odvalují po segmentu založeném v krevní pumpě a tlačí před sebou krev. Za spodní válec se při jeho pohybu okluzní dráhou natahuje další krev z cévního přístupu pacienta a dříve, než tento válec z okluzní dráhy vyjede, najede do ní válec druhý (odborně se říká, že úhel opásání je větší než 180 stupňů, tedy více než polovina kruhu). Na výstupu krevní pumpy je do mimotělního obvodu připojen vývod stříkačkové heparinové pumpy. Heparin je protisrážlivý prostředek nutný k tomu, aby se krev v mimotělním obvodu při dialýze nesrážela. Posledním blokem této části dialyzačního přístroje jsou mechanické svěrky, kterými procházejí hadičky nasávací a návratové části mimotělního krevního obvodu. V případě jakékoli pro pacienta

Současné typy jednopřútočných přístrojů

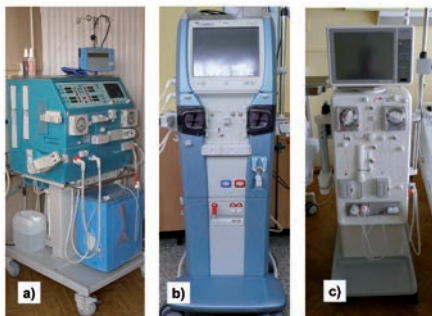


Obr. 6 Současné typy jednopřútočných hemodialyzačních přístrojů, používaných v ČR

a – typ Formula fy Bellco b – typ Dialog fy B. Braun c – typ 4008 a d – typ 5008 fy Fresenius

rizikové situace alarmový systém přístroje zastaví krevní pumpu a uzavře obě svěrky a tím oddělí pacienta od mimotělního obvodu. Součástí mimotělního obvodu jsou kromě uvedených mechanických bloků také různá čidla, jejichž primárním úkolem je

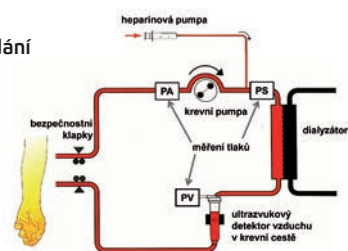
Současné typy jednopřútočných přístrojů



Obr. 7 Současné typy jednopřútočných hemodialyzačních přístrojů, používaných v ČR

a – typ AK200S fy Gambro, b – typ Artis fy Gambro, c – typ DBB05 fy Nikkiso

Typické uspořádání funkčních bloků



Obr. 8 Typické uspořádání funkčních bloků současného jednorúčného dialyzačního přístroje: krevní část

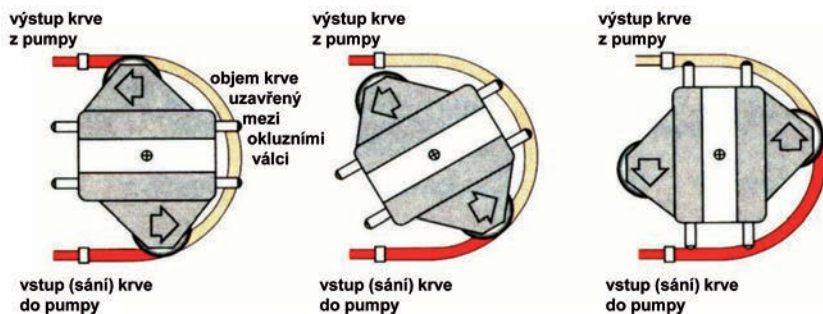
Bezpečnostní klapky – oddělení mimotělního obvodu od cévního systému pacienta při alarmových stavech, peristaltická krevní pumpa, heparinová pumpa, tlakové snímače – PA nasávací („arteriální“) tlak, PS – systémový tlak (mezi krevní pumpou a dialyzátorem), PV – návratový („venózní“) tlak, ultrazvukový detektor vzduchu - ochrana před vzduchovou embolií při průniku vzduchu do mimotělního obvodu „Obrázek je převzat z výukového materiálu Gambro Basics s laskavým souhlasem vydavatele“

ochrana pacienta před komplikacemi, které by mohly nastat z „technických“ příčin. Jedním z nich je ultrazvukový detektor vzduchu v krevní cestě,

obvykle umístěný v držáku váčku v návratové části krevní soupravy. Ten má zabránit vniknutí vzduchu hadičkami krevní soupravy, kdyby se do ní jakýmkoli způsobem dostaly, do cévního systému pacienta a tzv. vzduchové embolii, která by při velkém objemu infundovaného vzduchu mohla mít za následek až smrt pacienta. Tlaková čidla, napojená na různá místa mimotělního obvodu, mají za úkol monitorovat jeho dobrou průchodnost. Přístroj zpravidla má dvě nebo tři taková čidla. Průběh tlaku podél celého mimotělního obvodu ukazuje Obr. 10: v cévním přístupu je obvykle malý kladný tlak (20 až 40 mmHg). Od arteriální (nasávací) jehly až po krevní pumpu je tlak záporný, od pumpy dále až po venózní (návratovou) jehlu je kladný, protože pumpa krev do této části obvodu tlačí. Příliš vysoký záporný

tlak před pumpou (tzv. arteriální tlak PA viz Obr. 8) ukazuje na problematický cévní přístup nebo přisávání jehly ke stěně cévního přístupu. Vysoký

Princip činnosti peristaltické krevní pumpy



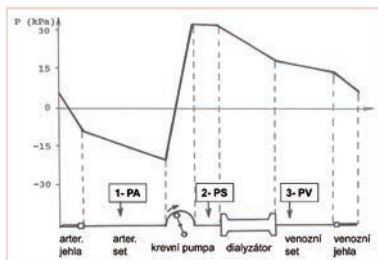
Obr. 9 Princip činnosti peristaltické krevní pumpy

Odvahování dvou okluzních válců po pružném umělohmotném segmentu, jeden okluzní váleček do okluzní dráhy najíždí (a nasává do ní krev) dříve, než z ní druhý váleček vyjede („úhel opásání“ je větší než 180°) „Obrázek je převzat z výukového materiálu Gambro Basics s laskavým souhlasem vydavatele“

kladný tlak v návratové části (tzv. venózní tlak PV) ukazuje na problematický návrat krve (sraženiny ve venózním váčku nebo v návratové jehle, zúžený cévní přístup v místě). Tlakový snímač mezi krevní pumpou a dialyzátorem, měřící tzv. systémový tlak PS, mají jen některé dialyzační přístroje. Vysoký tlak na tomto snímači ukazuje na srážení krve v dialyzátoru, které ani snímač PA ani snímač PV zachytit nedokážou. Kolem ustálené hodnoty každého ze zmíněných tlaků přístroj nastavuje alarmové meze. Tady je však největší slabina a riziko současných dialyzačních přístrojů. Ani správně nastavená dolní alarmová mez tlaku PV nemusí zachytit vysunutí návratové jehly z cévního přístupu (nebo rozpojení krevní soupravy a návratového raménka katétru), kdy pacientovi hrozí velká krevní ztráta. Stav napojení je proto třeba věnovat řádnou pozornost, a to po celou dobu dialýzy, nejen na jejím začátku!

Hydraulická (dialyzátová) část hemodialyzačního přístroje (Obr. 11) je konstrukčně výrazně složitější než část krevní. Jejím základním úkolem je průběžná příprava dialyzačního roztoku o potřebné vodivosti, teplotě a tlaku a zajištění jeho průtoku dialyzátorem. Prvním funkčním blokem je průběžný ohřev vody k přípravě dialyzačního roztoku přibližně na tělesnou teplotu. Za ním se do ohřáté vody přimíchává dialyzační koncentrát. Mísicí blok je dvoustupňový (na Obr. 11 je pro jednoduchost nakreslen jen jeden stupeň) kvůli rozdělení koncentrátu do dvou složek – kyselá (označované červeně) a bazické (označované modře). Rozdělení do dvou složek je nutné, aby se zabránilo chemické reakci mezi chloridem vápenatým (je v kyselá

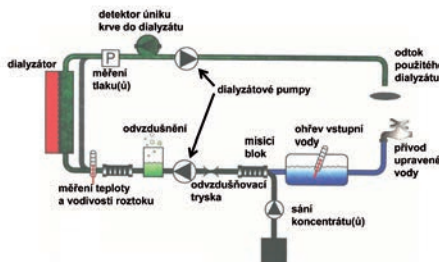
Tlakový profil krevní cesty mimotělního obvodu



Obr. 10 Profil tlaku v krevní cestě podél celého mimotělního krevního obvodu

Malý kladný tlak v cévním přístupu; nasávací (podtlaková) část mimotělního obvodu od jehly ke krevní pumpě – záporný tlak; tlakovaná část mimotělního krevního obvodu od pumpy po návratovou jehlu – kladný tlak; největší tlakové změny na zúžených místech obvodu (jehly, dialyzátor); měření tlaků: 1 – „arteriální“ tlak PA, 2 – systémový tlak PS, 3 – „venózní“ tlak PV (srv. Obr. 8)

Konstrukce HD přístroje: obvod dialyzátu

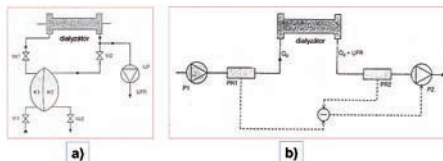


Obr. 11 Typické uspořádání funkčních bloků současného jednorúčného dialyzačního přístroje: hydraulická (dialyzátová) část

Vstup upravené vody – její ohřev – přimíchávání koncentrátu (u bikarbonátové dialýzy dvoustupňové – použity vždy koncentráty dva) – odvětrání namíchaného roztoku – konečná kontrola jeho vodivosti a teploty – první pumpou tlačěn do dialyzátoru – druhou pumpou odsáván z dialyzátoru – přes detektor úniku krve veden do odpadu. Systém pro přímé řízení ultrafiltrace (viz dále Obr. 12) není ve schématu zakreslen. „Obrázek je převzat z výukového materiálu Gambio Basics s laskavým souhlasem vydavatele“

složce) a bikarbonátem, který tvoří bazickou složku. V dialyzačním roztoku, kde jsou koncentráty více než třicetkrát naředěny, již tato reakce nehrozí. Koncentráty mohou být jak tekuté, přistavované k přístroji v kanystrech, tak v prášku v kapsli, která se nasazuje na přístroj a napouští se z něj vodou až při přípravě přístroje k dialýze. Před přivedením hotového roztoku do dialyzátoru se roztok ještě odvzdušní, tj. odstraní se z něj vzduch, který je v něm rozpuštěný. Ten by se během dialýzy mohl uvolňovat ve formě bublinek, které by nasadily na vlákna v dialyzátoru podobně jako bublinky na stěně sklenice, do které napustíme studenou vodu a necháme ji chvíli stát při pokojové teplotě. V místě usazení bublinek by nemohla probíhat difúze látek mezi krví a dialyzačním roztokem a účinnost dialýzy by se tak snižovala. Odvzdušněný dialyzační roztok je pak jedním zubovým čerpadlem přiváděn do dialyzátoru a druhým je z dialyzátoru odsáván. Množství roztoku odtékajícího do odpadu do odpadu je vždy o tzv. ultrafiltraci (viz dále odstavec o přímém řízení ultrafiltrace) vyšší než množství do dialyzátoru prvním čerpadlem přiváděné. Podobně jako v krevní části přístroje je i v části hydraulické celá řada čidel a měřičů, které celý proces přípravy a průtoku roztoku dialyzátorem řídí a také zajišťují, aby při něm nedošlo k situaci nebo stavu, které by mohly pacienta jakkoli ohrozit. Několik teplotních čidel řídí ohřev vody, ze které se v přístroji dialyzační roztok připravuje, a další „pouze hlídají“, aby nedošlo k jeho přehřátí při poruše regulace. Nejdůležitější jsou čidla vodivosti (vodivost nějaké látky nebo materiálu lze definovat jako schopnost vést elektrický proud). Ta zajišťují, aby byl roztok míchán ve správném poměru koncentrát-voda a měl tak správnou koncentraci jednotlivých iontů. (Poznámka: Dialyzační roztok obsahuje prakticky pouze anorganické soli

Systémy pro přímé řízení ultrafiltrace



Obr. 12 Systémy pro přímé řízení ultrafiltrace

a – vývojově starší volumetrický systém s objemově identickými komorami, předělenými pružnou membránou (např. fa Fresenius): fáze 1 – uzavřeny ventily Vo1 a Vi2, otevřeny ventily Vi1 a Vo2 – levá komora (K1) se plní čerstvým roztokem, z pravé komory (K2) je roztok vytlačován do odpadu; fáze 2 – uzavřeny Vi1 a Vo2, otevřeny Vo1 a Vi2 – čerstvý roztok z levé komory tlačěn do dialyzátoru, odpadní roztok z dialyzátoru nasáván do pravé komory, UP – ultrafiltrační pumpa; b – „mladší“ průtokový systém se dvěma průtokoměry Pr1 a Pr2, měřícími průtok dialyzačního roztoku do dialyzátoru (QD) a jeho odtok z něj (QD+UFR), rozdíl obou průtokoměrů udává okamžitou rychlost ultrafiltrace (UFR) – např. fa Gambro, Bellco; P1 – pumpa přivádějící dialyzační roztok, P2 – pumpa odsávající dialyzační roztok s ultrafiltrátem

NaCl, KCl, CaCl₂, MgCl₂. Ty v něm jsou téměř úplně disociovány, tj. jejich molekuly jsou rozděleny na kladné a záporné ionty s koncentracemi velmi blízkými koncentracím v krvi. I když všechny současně dialyzační přístroje měří pouze celkovou vodivost roztoku, která je dána sumou vodivostních příspěvků jednotlivých typů iontů v roztoku obsažených, většina z nich zobrazuje kromě vodivosti i koncentraci dvou nejdůležitějších iontů – sody a bikarbonátu. Ta je však pouze vypočítávána ze složení použitého koncentrátu a známých vodivostí jednotlivých solí, které má přístroj uloženy v paměti, a z naměřené hodnoty celkové vodivosti). Tlaková čidla regulují chod čerpadel prohánějících dialyzační roztok dialyzátorem a hlídají, aby nedošlo k nárůstu tlaku na hodnoty, které by mohly poškodit dialyzátor.

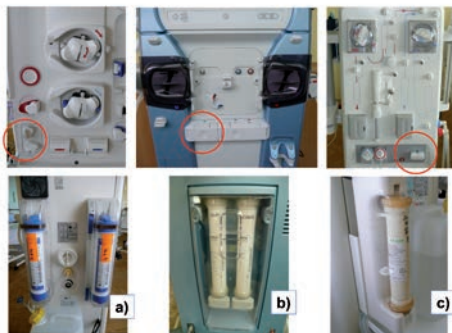
V části dialyzátového obvodu, kterou protéká do odpadu použitý roztok z dialyzátoru, je detektor přítomnosti krve v roztoku. Ten má zachytit př-

padnou rupturu membrány dialyzátoru a zastavit v takovém případě krevní pumpu, aby se zamezilo případné ztrátě krve. Kromě uvedených čidel, která mají bez výjimky všechny dialyzační přístroje, lze v různých typech najít i čidla další, vesměs určená ke zvýšení ochrany pacienta a komfortu obsluhy přístroje (čidlo znemožňující spuštění desinfekce, pokud běží vlastní dialýza a v hadičkách dialyzační soustavy je krev, hladinová čidla, která nedovolí zapnout topná tělesa, pokud není ve vstupní nádržce přístroje dost vody apod.).

Přímé řízení ultrafiltrace

Speciálním blokem každého současného dialyzačního přístroje je blok pro přímé řízení ultrafiltrace. Pod tímto výrazem rozumíme zařízení, které je schopné po zadání žádaného objemu nadbytečné tekutiny, oné „ultrafiltrace“ (obvykle se nesprávně mluví o nadbytečné vodě), a doby dialýzy tento objem z pacienta při dialýze odstranit bez dalších zásahů a kontrol váhy pacienta obsluhou, kterých bylo zapotřebí v minulosti. To je technicky náročný úkol – rychlost ultrafiltrace je např. při požadavku odstranění 2,4 litrů tekutiny za čtyřhodinovou dialýzu pouhých 10 ml/min (2400 ml děleno 240 minutami). O tuto hodnotu je průtok dialyzačního roztoku odtékajícího z dialyzátoru oproti přítoku roztoku do dialyzátoru vyšší. Při obvyklé hodnotě průtoku dialyzátoru 500 ml/min představuje tedy ultrafiltrace jen 2 % celkového průtoku! Konstrukterům dialyzační techniky se tento oříšek podařilo vyřešit až v 80. letech, tedy teprve 20 let po zahájení chronického dialyzačního programu. Vždy se jedná o zařízení, které průběžně srovnává množství dialyzačního roztoku dodávaného do dialyzátoru s množstvím z dialyzátoru odtékajícím. Fyzikální principy použí-

Přídavné prvky různých typů přístrojů



Obr. 13 Přídavné prvky různých typů přístrojů pro konvektivní dialyzační techniky (HDF, HF)

Na horních obrázcích vždy panel přístroje se dvěma peristaltickými pumpami (krevní pumpa a pumpa pro infúzi substitučního roztoku) a vývod substitučního roztoku (označen kroužkem), v dolní části přídavné stacionární filtry přístroje pro zajištění mikrobiologické čistoty roztoku

- a) přístroj Fresenius 50085 – 2 filtry na přístroji, desinfikované s přístrojem
- b) přístroj Artis Gambro – 2 filtry na přístroji, desinfikované s přístrojem plus filtr na jedno použití vážený v jednorázové infúzní soupravě (nezobrazeno)
- c) přístroj DBB05 Nikkiso – 1 filtr na přístroji, desinfikovaný s přístrojem, plus filtr na jedno použití vážený v jednorázové infúzní soupravě (nezobrazeno)

vané jednotlivými výrobci dialyzační techniky jsou ale odlišné. Např. firmy Fresenius a B. Braun používají střídavé plnění komor identického objemu čerstvým a odpadním dialyzačním roztokem, tzv. volumetrický princip, vyvinutý pro tyto účely jako první. Vývojově mladší systém firem Gambro a Bellco je založen na dvou přesných průtokoměrech, z nichž jeden je zařazen v přítoku roztoku do dialyzátoru a druhý na odtoku. Rozdíl údajů obou průtokoměrů pak odpovídá okamžité rychlosti ultrafiltrace (UFR) a je regulován rychlostí odsávání zubového čerpadla na její zadanou hodnotu – viz Obr. 12.

Přístroje pro konvektivní dialyzační techniky

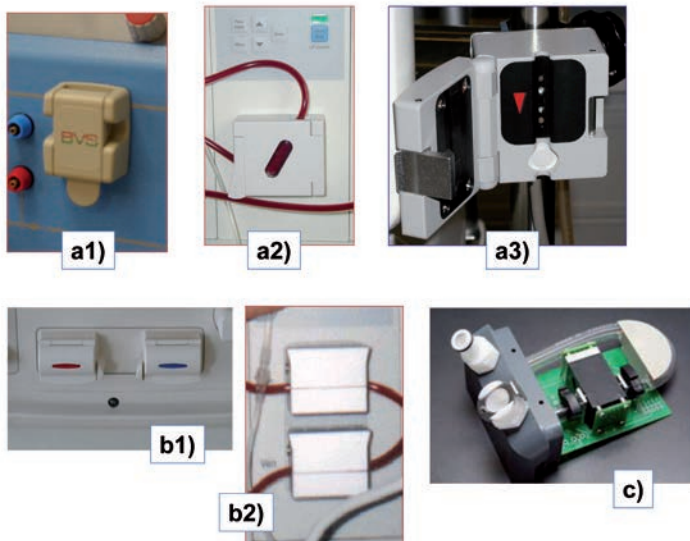
Velká část současných hemodialyzačních přístrojů umožňuje kromě klasické hemodialýzy i provádění metod konvektivních – hemodiafiltrace (HDF) a hemofiltrace (HF) - viz článek o základních principech dialýzy v čísle 2/2012 tohoto časopisu. Od přístrojů pro klasickou HD je lze snadno poznat podle toho, že mají na panelu další peristaltickou pumpu, v zásadě stejnou jako pumpa krevní, pro infúzi substitučního roztoku během HDF nebo HF. Ten tvoří část produkovaného dialyzačního roztoku. Pumpa ho dodává přímo do mimotělního krevního obvodu, musí být proto mikrobiologicky naprosto čistý. To zajišťují přídavné filtry (obvykle dva), umístěné zpravidla na boku nebo na zadním panelu přístroje. Někdy je použit ještě třetí filtr, který je součástí substituční soupravy. Na rozdíl

od „stacionárních“ filtrů na přístroji, desinfikovaných opakovaně s přístrojem, je tento filtr na jedno použití. Vnitřní hodiny těchto přístrojů hlídají čas uběhlý od poslední desinfekce, a pokud překročí povolenou dobu (obvykle 24 až 48 hodin), je jejich použití k další proceduře možné až po provedení nové desinfekce. Oba prvky na různých typech přístrojů ukazuje Obr. 13.

Doplňkové moduly současných přístrojů

Bloky a čidla popsaná v předchozích odstavcích jsou dnes základem každého hemodialyzačního přístroje. Kromě nich se ale jejich součástí postupně stává řada dalších. Nejprve zpravidla jako samostatný doplněk a – pokud se osvědčí – začne být dodáván jako integrální součást přístroje. Příkladem mohou být **oscilometrické měřiče krev-**

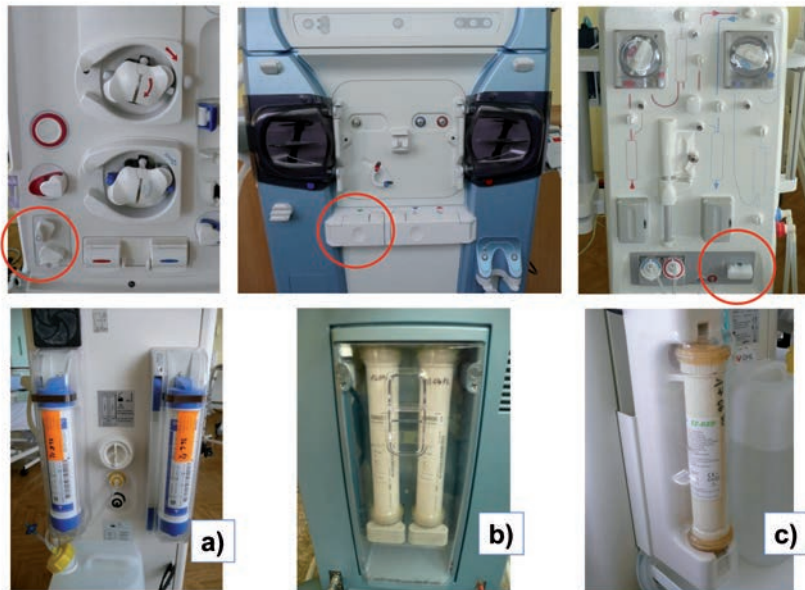
Doplňkové moduly a čidla



Obr. 14 Některé doplňkové moduly a čidla současných dialyzačních přístrojů

a – čidlo vyhodnocování změn krevního objemu během dialýzy (a1 – přístroj AK200 Gambro, a2 – přístroj 4008 Fresenius, a3 – přístroj DBB05 Nikkiso); b – čidla teploty krve v arteriální a venózní části mimotělního obvodu (b1 – přístroj 5008 a b2 – přístroj 4008 Fresenius); c – spektrofotometr pro stanovení „dialyzační dávky“ Kt/V

Přenosné dialyzační přístroje



Obr. 15 Přenosné dialyzační přístroje

a – první systém se sorpční kapslí v obvodu dialyzátu REDY firmy Organon Teknika (70. a 80. léta), červeně označena sorpční kapsle; b – současný přístroj NxStage stejnojmenné americké firmy, určený především pro domácí krátké denní hemodialýzy

ního tlaku, které jsou už dnes standardní součástí dialyzačního přístroje a jsou začleněny v různé míře i do jeho alarmového systému. Podobně je tomu u **monitorů tzv. dialyzační dávky (Kt/V)**, což je parametr charakterizující účinnost proběhlé dialýzy. Standardně se hodnota Kt/V počítá z hodnot plasmatické koncentrace močoviny na začátku a na konci dialýzy. To ale vyžaduje odběr vzorků krve a jejich zpracování v laboratoři. První systémy po měření Kt/V přímo v dialyzačním přístroji (OCM firmy Fresenius nebo Diascan firmy Gambro) využívají přibližně stejné difusibility molekul močoviny a sodíkových iontů a odvozují hodnotu Kt/V z cílené vyvolávaných změn vodivosti dialyzačního roztoku. Systémem Diascan lze měřit i průtok krve

v cévním přístupu pacienta. Novější optický systém pro stanovení Kt/V v přístrojích B. Braun a Nikkiso pracuje podobně jako laboratorní analyzátor – ultrafialovým světlem prosvěcuje trubici, kterou z přístroje odtéká použitý dialyzační roztok a z míry útlumu světla stanovuje koncentraci močoviny v roztoku a z ní pak počítá hodnotu Kt/V. Speciálním modulem, umožňujícím průběžné měření a dokonce i aktivní řízení **tepelné bilance** (kolik tepelné energie během dialýzy přejde z dialyzačního roztoku do krve pacienta nebo naopak) se mohou pochlubit zatím jen přístroje firmy Fresenius. Řada studií ukázala důležitou roli, kterou tepelná bilance má pro zachování stability krevního tlaku během dialýzy při vyšší ultrafiltraci. Většina

ostatních firem využívá jako nepřímý indikátor rizika poklesu krevního tlaku při dialýze hodnotu redukce krevního objemu od začátku dialýzy. Tekutina odebíraná ultrafiltrací z krve pacienta je během dialýzy částečně doplňována z ostatních oddílů tělesných tekutin. Pokud toto doplňování nestačí vyrovnávat rychlost odebírání tekutiny z krve, krev se zahušťuje a z tohoto zahuštění systémem dokáže spočítat procentuální pokles objemu krve, obsaženého v celém cévním systému pacienta. Čidla některých výše zmíněných doplňkových modulů ukazuje Obr. 14.

Přenosné dialyzační přístroje

Zvláštní skupinu dialyzačních přístrojů představují přístroje přenosné. Ty první (systém Redy holandské firmy Organon Technika) byly vyvinuty už v 70. letech jako předstupeň nositelné umělé ledviny. Základní problém klasické hemodialýzy – velký objem dialyzačního roztoku potřebného pro jednu dialýzu – u nich byl obejit použitím sorpční kapsle. Přes dialyzátor recirkuloval jen malý objem roztoku (cca 5 litrů) a zplodiny, které do něj z krve difundovaly, byly průběžně vychytávány v sorpční kapsli, která byla součástí dialyzátového obvodu – viz levá část Obr. 15.

V posledních letech se objevila nová skupina jednoduchých hemodialyzačních přístrojů, určených ale tentokrát pro tzv. denní dialýzy doma (za „denní“ je považován režim s pěti a více dialyzami týdně). Přínos denních dialýz je především v odstranění nefyziologického kolísání řady biochemických parametrů u pacientů dialyzovaných ve standardním režimu tří dialýz týdně. Přístroje jsou malé a snadno přenosné a pacient si je tak s sebou může brát i na cesty. Krátké denní dialýzy nevyžadují velké objemy dialyzačního roztoku, lze proto použít i roztok ve vacích, podobných vakům s roztokem pro dialýzu peritoneální. Dosti rozšířeným přístrojem tohoto typu je zařízení NxStage americké firmy NxStage Medical – viz pravá část Obr. 15. Díky modulu pro úpravu vody si kromě práce s roztoky ve vacích dokáže namíchat i „svůj“

roztok z koncentrátu a běžné pitné vody. Domácí hemodialýza, ve většině zemí prakticky opuštěná v 80. a 90. letech po vytvoření dostatečně husté sítě dialyzačních středisek, zažívá v současnosti jakýsi „comeback“ a je proto možné, že se vbrzku na trhu objeví další přístroje této kategorie.

Dialyzační přístroje pro „kontinuální“ léčbu

Všechny předchozí odstavce se týkaly dialyzační techniky pro tzv. intermitentní léčbu trvalého (chronického) selhání ledvin, kdy nemocný dochází na dialýzu, trvajíc vždy jen několik hodin, v pravidelných časových odstupech několikrát v týdnu. Průtoky krve i dialyzačního roztoku, určující její účinnost, při ní musejí být relativně vysoké, protože se zde několikahodinovým procesem nahrazuje funkce biologického orgánu, který ve zdravém pracuje čtyřicet hodin denně, sedm dní v týdnu. Při náhlém (akutním) selhání ledvin, kdy je ještě šance na obnovu normální ledvinné funkce, bývá v určitých situacích výhodnější použití méně účinné dialýzy, fungující ale kontinuálně po dobu několika dnů. Používané průtoky dialyzačního, resp. substitučního roztoku jsou v těchto případech velmi nízké, jednotky až desítky ml/min. Roztoky jsou předem připraveny ve vacích, přístroje pro tyto tzv. kontinuální techniky proto nemají vlastní mísicí blok a nepotřebují tedy ani připojení na vodu. Jsou tak výrazně jednodušší, než přístroje pro dialýzu intermitentní, jsou ale používány prakticky výhradně na odděleních ARO a jednotkách intenzivní péče, jen výjimečně na dialyzačních střediscích.

Korespondenční adresa autora:

doc. Ing. František Lopot, CSc.
VFN Praha a 1. LF UK
Interní oddělení Strahov
Šermířská 5, 16900 Praha 6
email f.lopot@vfn.cz