HEMODYNAMIKA

Měření hemodynamickým parametrů krevního řečiště

Hemodynamické parametry

- SV = Stroke Volume (Tepový objem)
 - o objem krve, který je ze srdce při jednom srdečním cyklu vyslán do oběhu
 - o u člověka v klidu: cca 70 ml/tep; při zátěži: 100–150 ml/tep
- CO = Cardiac output (Srdeční výdej) [L/min]
 - o množství krve, které každá komora za jednu minutu vyšle do oběhu
 - průměrného jedince srdce v klidovém stavu bije 70x za minutu
 - objem krve, který opouští srdce, asi 70ml

$$Srdeční \, v\acute{y}dej = 70 \, \frac{cykl\mathring{u}}{min} * 70 \, \frac{ml}{cyklus} = 4900 ml/min \approx 5l/min$$

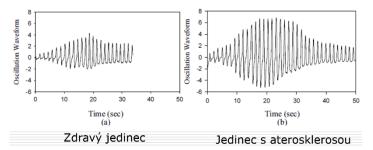
- průměr při klidovém stavu se (4–8) l/min
- průměr při zátěži (20-25)l/min
- rozdíl mezi zátěží a klidem →srdeční rezerva
- TPR = Total Peripheral Resistance
 - rezistence stavící se do cesty krvi v prekapilárních arteriolách
 TK = CO × TPR
- AC = Arterial Compliance (Poddajnost cév)

$$C = \frac{\Delta V}{\Delta n}$$

• ASI = Arterial Stiffness Index

$$E = \frac{\Delta p}{\Delta V}$$

o Určení tuhosti brachiální tepny z tvaru obálky oscilometrických pulzací.



- ED = Ejection Duration
 - o závěrečná část systoly komor
 - o Nastává, když tlak v komoře přesáhne diastolický tlak v aortě a plicnici →semilunární chlopně se otevřou a obsah komor je vypuzován do tepen.

$$ED = SV/DCO$$

kde DCO - diastolický srdeční výdej

- PWV = Pulse Wave Velocity (Rychlost šíření pulzní vlny)
 - o parametr, který odráží tuhost tepen.

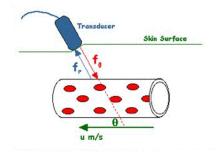
$$PWV = \frac{2l}{t_2 - t_1} [\text{m/s; m, s, s}]$$

kde l je vzdálenost hrudní zářez – stydká kost

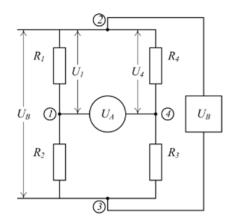
- o větší cévy (např. aorta) mají elastickou membránu držící kruhový průřez
- o PWV je jiná než rychlost krve v cévě
- o v relacích 5-8 m/s; měření s přesností +/- 0,5 m/s
- o čím rigidnější, tím rychlejší PWV
- o metody měření: metoda odražené vlny
 - místo velké změny charakteristické impedance (z = ro*c)
 - velká část energie se odrazí v bifurkaci (je zde velký úbytek elastického materiálu)

Metody měření krevního tlaku

- Rtuťové tonometry: nejrozšířenější a nejspolehlivější měření TK (neinvazivní)
 → auskultační metoda (upouštění klesá manžetový tlak, v momentě kdy má hodnotu systolického tlaku uslyšíme 1. slabý úder, upouštíme dále, poslední slabý úder slyšíme v momentě kdy je v manžetě tlak stejný jako diastolický)
 - Deformační tonometry
 - o neinvazivní
 - o aneroidní = bez použití tekutiny
 - o pod vlivem tlaku dochází k pružné deformaci tlakoměrných prvků
 - o malé, dostatečná přesnost, jednoduché, levné
 - Elektronické tonometry
 - o piezorezistivní můstky, kapacitní senzory tlaku
 - o automatické měření TK (bez fonendoskopu)
 - oscilometrická metoda: objemové pulsace v tepnách se přenášejí přes manžetu (uzavřený systém) do přístroje, kde se vyhodnocují



- amplituda pulsací závislá na rozdílu tlaku vně a uvnitř tepny
- Palpační metoda lehké mechanické stlačení za účelem zachycení postupující vlny, vhodná pouze pro ST
- Ultrazvuková metoda detekce pohybu arteriální stěny pomocí piezo senzorů, snímání ultrazvukových vln vznikajících pohybem cévy, tlaky se určují tlakem v manžetě a frek. posuvem
- Metoda odtížené arterie tepna je odtížená pokud se nemění její velikost nebo objem
 vnější tlak je roven tepenému tlaku
 - manžeta se umístí na prst a MAP se změří fotoelektrickou pletysmografií (měření odraženého světla)
- Invazivní metody: katetr se snímačem přímo na hrotu
 - o nejpřesnější měření
 - o tenzometrický senzor
 - o katetr je vyplněný kapalinou (fyziologický roztok)
 → přenos tlaku hydrodynamickým vedením
 - o Diagnostický katetr
 - o Wheatsonův můstek tenzometrický polomost
 - R1 a R4 jsou polovodičové tenzometry
 - vykompenzování teplotní složky



- Model se soustřednými parametry
 - o Celou délku katetru rozdělíme na malé části, každá má R, C a L
 - R určuje odpor (vychází z Hagen-P. rovnice)
 - L určuje setrvačnost
 - C určuje poddajnost

Měření průtoku

- nahrazuje složité měření koncentrace kyslíku v buňkách (nedostatek -> ischemie)
- snížení Q způsobuje ateroskleróza, šok
- indukční průtokoměry:
 - $F_m = q(v \times B)$
 - DC napěťová úroveň užitečného signálu mnohem nižší než EKG
 - AC 400 Hz
 - Dopplerův průtokoměr

Mimotělní oběh (CPB)

komplexní metoda, která přímým spojením krevního oběhu nemocného s externím technickým zařízením umožňuje po určitou dobu zcela nahradit činnost srdce a plic nahrazení funkcí:

- Krevní oběh
- výměna krevních plynů
- udržování acidobazické rovnováhy vnitřního prostředí
- regulace teploty

Princip:

- uvádí krev do pohybu a zároveň ji okysličuje, zatímco srdce a plíce jsou přemostěny
- Umělé srdce a plíce jsou použity k udržení krevního oběhu u ostatních tělesných orgánů a tkání, zatímco chirurg pracuje v krveprostém poli.
- Žilní krev operovaného je odváděna jednou žilní kanylou z pravé srdeční síně nebo dvěma kanylami zavedenými do horní a dolní duté žíly. Kanyla je připojena k vedení naplněnému isotonickým roztokem.
- Žilní krev, odváděná z těla, je filtrována, ochlazována/ohřívána, okysličována a znovu navracena zpět. Kanyla sloužící k návratu se obvykle umisťuje do vzestupné části aorty nebo do stehenní tepny.

Ochrana myokardu:

- přerušena cirkulace v koronárním řečišti
- kardioplegický roztok, 4°C

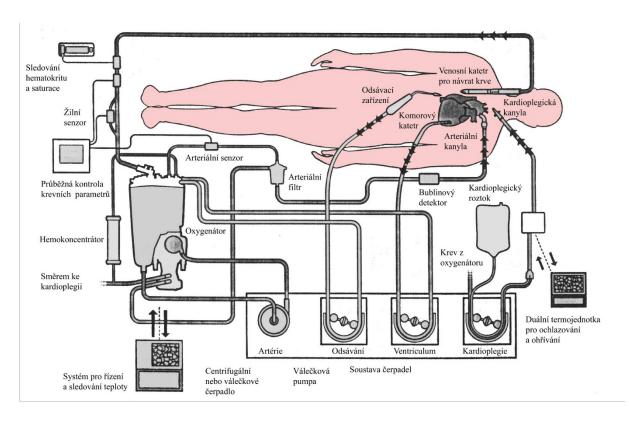
Krevní čerpadlka:

- rotační válečková pumpa
- dva protilehlé válečky (rolery) rotují v pevné kleci resp. válcové dutině a proti stěnám této klece resp. válcové dutiny přesně definovanou silou komprimují vloženou hadici, nejčastěji vyrobenou ze silikonových materiálů, kterou protéká krev.
- lineární
- není potřeba stelirizace před každou operací

Výměník tepla:

- udržování požadované teploty pacienta
 - termoregulace v průběhu operace na MO
- teplo je přenášené vodou
- součást oxygenátoru
- Pokles tělesné teploty o 10°C = Snížení metabolismu o 50%

Schéma mimotělního oběhu:

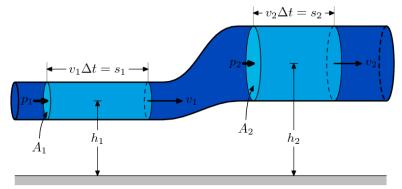


Cévní náhrady

- Biologické cévní náhrady
 - o Transplantáty z jiné než z cévní tkáně Využití perikardu, svalové tkáně, peritonea, ureteru, bránice nebo tenkého střeva. Většina operací skončila rupturou nebo trombózou během několika týdnů. (u zvířat)
 - Tepenné allotransplantáty
 Pro transplantaci se využívá nejčastěji tepenný kmen od aorta descendens po arteria femoralis.
- Umělé cévní náhrady
 - o běžně využívány jako bypass při operacích periferních stenóz či k přístupu do cévního řečiště pro účely hemodialýzy
 - o délka je limitována u náhrad s průřezem menším než 10 mm, proto se nepoužívají pro revaskularizaci myokardu
 - o předpokladem jejich použitelnosti je biologická snášenlivost příjemce vůči jejich materiálu – bioinertní polymery – teflon a dacron
- Komplikace použití cévní náhrady
 - o Ucpání náhrady často způsobené hyperplasií neointimy, jizevnaté cévní tkáně
 - o Infekce náhrady vzácná (1–2 %) komplikace, ovšem většinou s velmi vážnými důsledky pro pacienta. Obvykle k ní dochází během samotné operace. Mnohdy vyžaduje reoperaci a vyjmutí náhrady.
 - o Aneurysma v místě anastomózy jsou způsobeny částečným nebo úplným utržením anastomózy. Většinou jsou bezpříznakové, ale mohou vyvolat problémy tlakem na okolní struktury. Náprava spočívá v zavedení krátkého bypassu.
 - o Vzdálená embolizace
 - o Eroze sahající k přiléhajícím strukturám např. aortoenterická píštěl se zpravidla objevuje měsíce až roky po zavedení cévní náhrady. U každého pacienta s cévní náhradou v abdominální oblasti a s krvácením do GIT by měla být předpokládána možnost diagnózy aortoenterické píštěle.

Statika a dynamika ideálních tekutin

- jsou v ní všechna smyková napětí nulová
- V každém bodě ideální tekutiny (tedy na všech rovinách proložených tímto bodem) je napětí čistým tlakem o velikosti p
- Modul pružnosti ve smyku ideální tekutiny je nulový (G=0)
- Nepřítomnost smykového napětí znamená, že v ideální tekutině nepůsobí vnitřní tření. Ideální tekutina se nebrání změně tvaru, tzn. je <u>dokonale tekutá</u>. Ideální (dokonalá) <u>kapalina</u>:
- nestlačitelná (díky vzájemným odpudivým silám mezi molekulami kapaliny, které zabraňují jejich vzájemnému přiblížení) → zachovává si stálý objem a to i při změně tvaru nádob
- bez vnitřního tření
- Je-li v klidu, vytváří v tíhovém poli Země volný vodorovný povrch
- Bernoulliho rovnice
 - Vyjadřuje zákon zachování mechanické energie pro ustálené proudění ideální kapaliny - pro nestlačitelné kapaliny



Vychází z rovnice kontinuity

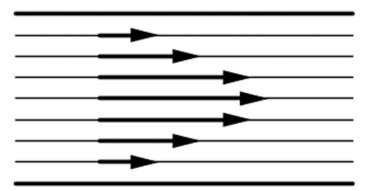
$$\frac{1}{2}\rho v^2 + h\rho g + P = konst.$$

o Důsledek: tlak proudící kapaliny klesá s její rostoucí rychlostí

Proudění reálné tekutiny

0

- Při proudění reálných kapalin působí vždy proti vzájemnému posouvání částic kapaliny odporové síly zvané síly vnitřního tření (vazkosti, viskozity) které pohyb částic do jisté míry brzdí.
- Vnitřní tření je totiž proces, při kterém se vyrovnávají rychlosti částic proudícího prostředí v různých vrstvách tekutiny.
- Vrstva kapaliny, která se stýká bezprostředně se stěnami trubice, se pohybuje nejmenší rychlostí nebo je vzhledem ke stěnám trubice v klidu.
- Největší rychlost mají pak částice kapaliny ve středu průřezu trubice.



Viskozita

- fyzikální veličina, která udává poměr mezi tečným napětím a změnou rychlosti v závislosti na vzdálenosti mezi sousedními vrstvami proudící kapaliny
- charakterizuje vnitřní tření kapaliny a závisí především na přitažlivých silách mezi částicemi
- ideální kapalina má nulovou hodnotu viskozity
- Viskozita tělesných tekutin se většinou udává v relativních jednotkách, kdy 1 = viskozita vody.
 - o viskozita plazmy: 2 (2x vyšší než viskozita vody)
 - o viskozita krve je 4 (obsahuje navíc krvinky; Nenewtonovská kapalina)

→ viskozita krve se zvyšuje při vyšším hematokritu (poměr objemu červených krvinek a "celé" krve v procentech – typicky 40 = 40 ml v 100 ml krve) nebo při poklesu rychlosti proudící krve →viskozita krve v kapilárách je vyšší než v artériích

Dynamická viskozita – síla tření, která vzniká mezi dvěma vrstvami proudící kapaliny, které se stýkají plochou 1 m² a rozdíl jejich rychlostí je 1 m/s

• Newtonovská kapalina – dynamická viskozita je konstantní

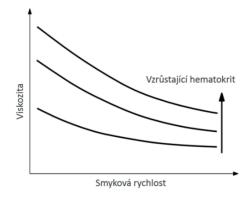
$$\tau = \eta \frac{dv}{dv}$$

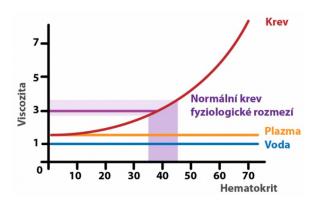
kde = Dynamická viskozita, $\frac{dv}{dy}$ = smyková rychlost, = tečné napětí

Nenewtonovská kapalina – dynamická viskozita je obecně proměnná

$$\tau = \eta_a \frac{dv}{dv}$$

kde =zdánlivá viskozita, $\frac{dv}{dy}$ = smyková rychlost, = tečné napětí





Distribuce a proudění krve

Příčinou proudění krve jsou tlakové rozdíly mezi tepennou a žilní částí systému, které vznikají činností srdce

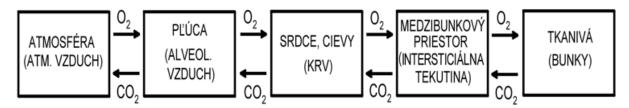
<u>Velké cévy</u>: krev se převážně chová jako newtonovská kapalina → velký průměr těchto dutin (resp. cév) a také poměrně vysoké smykové rychlosti

<u>Malé cévy</u>: krev spíše nenewtonovského charakteru → nelze již na krev nahlížet jako na kontinuum, protože agregace červených krvinek nabydou rozměrů srovnatelných s velikostí vlásečnic a nízké smykové rychlosti

Transmembránový transport látek

<u>Dýchání</u>

Vnější a vnitřní dýchání



Vnější dýchání (plicní respirace) – v plicích

- = výměna dýchacích plynů mezi plicními sklípky a krví
- Plicní ventilace, Distribuce vzduchu, Difuze plynů, Perfuze plic
- CO₂ přenášený krví proniká do alveol a je vydechován
- vdechovaný kyslík proniká do krve a je rozváděn ke tkáním
- plicní VENTILACE:
 - cyklická výměna vzduchu v plicích v průběhu nádechu (inspirium) a výdechu (expirium)
 - zabezpečená kontrakcí dýchacích svalů
- DISTRIBUCE vzduchu:
 - smíchání inspirovaného vzduchu se vzduchem, který zůstal v dýchacích cestách a v plicích po výdechu (150 ml = anatomický mrtvý prostor = část vdechnutého vzduchu, která se neúčastní výměny plynů v alveolech)
- DIFUZE plynů:
 - pasivní transport látky na základě náhodného termického pohybu (Brownův pohyb)
 - Netto difuze: na jedné straně jiná koncentrace látky než na druhé
- 1. Fickův zákon popisuje difuzní tok J = A * D * dc/dx

kde: difuzní tok J = n/t [mol/s], A: plocha na které difuze probíhá, D: difuzní koeficient, c: koncentrace látky

- ullet 2. Fickův zákon predikuje vývoj koncentrace v čase $\partial c/\partial t = D
 abla^2 c$
 - Difuze O₂ <-> CO₂ přes alveokapilární membránu
 -> uskutečňuje se jen v oblastech plic, ve kterých přichází do nepřímého kontaktu protékající krev a ventilovaný vzduch a v nichž je současně rozdíl parciálních tlaků
- PERFUZE plic: (průtok tekutiny určitým prostředím)
 - cirkulace plynu plicním řečištěm
 - přivádění odkysličené krve k alveolám a odvádění okysličené krve
 - snížená perfuze → přenos sníženého množství O2 a CO2 krví → plicní hypertenze → zvětšení pravého srdce

Vnitřní dýchání (tkáňová respirace) – ve tkáni

= difuze O₂ a CO₂ mezi krví a tkání ve směru gradientu parciálních tlaků

Mechanismus plicní ventilace

- Klidný nádech:
 - 1. kontrakce bránice a vnějších mezižeberních svalů
 - 2. negativita P_{Pl}(pleurální tlak)
 - 3. negativita P_p (intrapulmonální tlak)
 - 4. vznik tlakového gradientu (z vnějšku-dovnitř)
 - 5. inspirační průtok
 - 6. inspirační plicní objem
- Klidný výdech:
 - 1. pasivní pohyb (relaxace) bránice nahoru a retrakční síla plic a hrudníku
 - 2. lehce pozitivní P. při malé negativitě P.
 - 3. vznik tlakového gradientu (zevnitř-ven)
 - 4. expirační průtok vzduchu
 - 5. expirační plicní objem

Děje na alveolární membráně

Alveokapilární membrána: tenká vrstva (0,6–2 μm), součást plicních alveol, celková velikost: 60–160 m²

- (1) difuze O₂ přes alveolokapilární membránu do krve
- (2) difuze CO, z krve do lumina alveolů

Difuze O₂ a CO₂:
$$\dot{V}_{diff} = A . K . \frac{\Delta p}{d}$$
 [m³/s]

A: difuzní plocha, K: Kroghův difúzní koeficient, d: tloušťka membrány

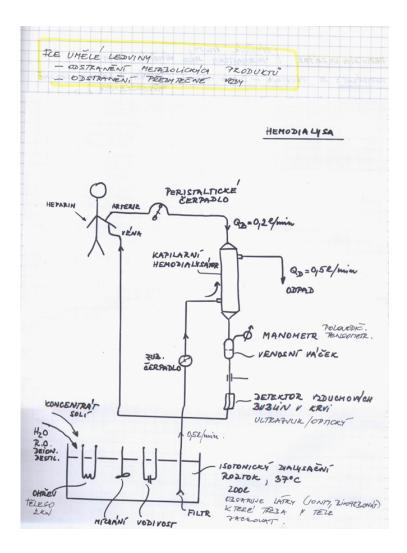
Hemodialýza

metoda odstraňování odpadních látek jako např. draslík, močovina, a nadbytečné vody z krve při selhání ledvin. Princip hemodialýzy spočívá v difuzi rozpuštěných látek přes semipermeabilní membránu. Používá se tzv. protisměrný (protiběžný) tok, kdy dialyzační roztok (obvykle o průtoku 500-800 ml/min) protéká podél membrány v opačném směru než jakým teče krev, při němž nastává největší lokální rozdíl koncentrací a dialýza je tak nejúčinnější. Nežádoucí látky s vysokou koncentrací v krvi (např. močovina) přechází dírkami v membráně do dialyzačního roztoku, kde je jejich koncentrace nulová. Kdyby do dialyzátoru nebyl přiváděn stále nový dialyzační roztok, koncentrace nežádoucích látek v krvi a v roztoku by se za určitou dobu vyrovnaly, další nežádoucí látky by pak do roztoku přestaly z krve přecházet a čištění by se zastavilo. Proto je nutné přivádět na membránu stále nový čistý dialyzační roztok.

U hemodialýzy nechceme přefiltrovat pouze krev (tedy objem asi 5 l), ale jde nám o to přefiltrovat veškerou vodu v těle, tedy asi 50-70% hmotnosti pacienta. (intracelulární prostor - 40l, intersticiální prostor - 15l, plazma - 5l) -tedy až 60 l tekutiny

Proto trvá dialýza tak dlouho a pacient stráví klidně 6 hodin na dialýze.

pokles urey na 50% výchozí hodnoty, kreatinin na 35%



Peritoneální dialýza

Peritoneální dialýza (PD) je dialyzační metoda náhrady funkce ledvin. PD využívá pobřišnici jako membránu, skrze níž dochází k výměně tekutin a rozpuštěných látek (elektrolytů, urey, glukózy, albuminu, osmoticky aktivních částic a jiných malých molekul) z krve. Dialyzační tekutina se do dutiny břišní přivádí trvale zavedeným katetrem. Hlavní výhodou PD je možnost podstoupit léčbu bez navštěvování zdravotnického zařízení. Nejčastější komplikací u PD bývá infekce prostřednictvím trvale zavedeného katetru v dutině břišní.

Hemodialyzátory

Fabian: "Hlavními parametry hemodialyzátorů jsou zejména Clearance pro různé látky (urea, kreatitin, vit. B12 atd.), ultrafiltrační koeficient, plocha, na které dochází k výměně, objem krve v hemodialyzátoru. Mechanicky poté materiál membrány, tloušťka stěny membrány, průměr kapiláry, střední průměr pórů v membráně atd."

Dnes se používají kapilární dialyzátory, kdy membrána je tvořena dutým vláknem (tudy proudí krev). Těchto vláken je <u>paralelně</u> spojeno několik <u>desítek tisíc</u>. Dutinou každého vlákna proudí krev a kolem vnější stěny každého vlákna teče v <u>protisměru</u> dialyzační roztok. Na základě přírůstku hmotnosti pacienta nastaví obsluha na dialyzačním přístroji velikost ultrafiltrace.

Clearance K

= objem krevní plazmy očištěné od určité (indikátorové) látky za jednotku času. Jako indikátor se volí taková látka, která není ledvinami ani resorbována, ani secernována → inulin

$$K = \frac{c_i - c_o}{c_i} \cdot Q_B(\text{ml/min})$$

 $\frac{c_i - c_o}{c_i}$ je relativní změna koncentrace (-)

 Q_B je průtok krve (ml/min)

jako indikační látka se používá inulin (C_{inulin} = standartně 120 ml/min)

Ultrafiltrace

Ultrafiltrační koeficient (KUF): kolik mililitrů tekutiny přejde z krve do dialyzačního roztoku přes membránu, vztaženo na jednotku času (hodina) a jednotku tlaku, která na membránu působí (mm Hg)

hodnota: jednotky až desítky - low flux a high flux dialyzátory

Slouží k odstraňování vody

Děje na membráně

difuze, osmóza (vyrovnání koncentrace na obou stranách membrány), ultrafiltrace V praxi typicky 2 - 3 litry/5 hodin

Oxygenerátor

- membránová oxygenace semipermeabilní membrána z celofánu (polypropylen)
- shodný princip jako při dialýze

