

# Stanovení srdečního výdeje

Srdeční výdej (*cardiac output*), nebo také **minutový objem srdeční** je **množství krve, které komora přečerpá za jednotku času (obvykle minutu)**. Jedná se o **průtok krve řečištěm**. Až na výjimečné situace (krátkodobý neustálený stav) přečerpávají vždy **obě komory** prakticky **stejný objem** krve. Také platí, že **stejně množství krve** protéká (při nepřítomnosti patologického zkratu) jak **malým, tak velkým oběhem**.

Nepatrnou výjimku z tohoto pravidla představuje tzv. **fyziologický zkrat** – část krve z velkého oběhu, která vyživuje distální bronchy, se vrací do srdce přes plicní žíly spolu s okysličenou krví odtékající z alveolů. Vlastně tak obchází malý oběh.

Přesněji bychom tedy měli říci, že množství krve protékající levým srdcem a velkým oběhem je asi o 1–3 % vyšší, než množství protékající pravým srdcem a malým oběhem<sup>[zdroj?]</sup>.

Klidová hodnota srdečního výdeje je asi **4–8 l·min<sup>-1</sup>**. Pro srdeční výdej platí jednoduchá rovnice:

$$SV = TO \cdot SF$$

- SV – srdeční výdej
- TO – tepový objem
- SF – srdeční frekvence

Dosadíme-li průměrné fyziologické hodnoty, dostáváme (po převedení *ml* na *l*) například:

$$4,9 \text{ l/min} = 70 \text{ ml/tep} \cdot 70 \text{ tepů/min}$$

Srdeční výdej se v případě potřeby může zvýšit oproti klidové hodnotě až pětkrát<sup>[zdroj?]</sup>, a to především kvůli zvýšení srdeční frekvence (může stoupnout až na 180–220 tepů/min) ale zpočátku i zvýšením tepového objemu. Klidový tepový objem závisí na fázi dechového cyklu, protože změny intrathorakálního tlaku během respirace ovlivňují venózní návrat uvnitř hrudníku<sup>[zdroj?]</sup>. Proměnlivost tepového objemu samozřejmě způsobuje také jistou proměnlivost srdečního výdeje – doporučuje se proto, aby se u některých metod srdeční výdej měřil na konci expirace (nebo v jiném fixovaném bodě respiračního cyklu).

Srdeční výdej závisí podstatným způsobem na velikosti těla. Spíše však závisí (stejně jako mnohé jiné fyziologické parametry) na velikosti tělesného povrchu, než aby se zvětšoval přímo úměrně tělesné hmotnosti. Jinak řečeno, u obézních lidí dané výšky roste hmotnost rychleji, nežli roste povrch těla a srdeční výdej. Abychom se závislosti na velikosti povrchu těla zbavili a mohli hodnotit čistě pracovní schopnost srdce, zavádíme **srdeční index** (*cardiac index* – CI) a to vztahem:

$$CI = \frac{SV}{BS}$$

BS je povrch těla, vypočítaný po dosažení výšky a váhy jednotlivce pomocí některého ze vzorců na výpočet tělesného povrchu. V dnešní době je srdeční index většinou počítán automaticky pomocí softwarově zabudovaných vztahů hodnotících výsledky měření např. termodiluční metodou<sup>[zdroj?]</sup>. **Srdeční index se snižuje při srdeční insuficienci a selhání**, zvyšuje se u stavů spojených s hyperkinetickou cirkulací (například horečka, anémie, arteriovenózní zkraty, avitaminóza B<sub>1</sub> apod.).

V případě srdeční insuficience je dalším parametrem, který hodnotíme, ejekční frakce.

Pro stanovení srdečního výdeje a srdečního indexu doposud neexistuje metoda, která by byla všeobecně považována za zlatý standard. Dostupné metody jsou buď nepřesné, invazivní, nebo drahé (případně v sobě kombinují více z těchto nevýhod).

**Stanovení srdečního výdeje** se provádí následujícími metodami:

- Dopplerovská echokardiografie
- Diluční metody a zvláště termodiluční metoda
- Fickův princip a tradiční metoda
- Neinvazivní modifikace Fickova principu
- *Další metody*

## Dopplerovská echokardiografie

Pro výpočet srdečního výdeje Dopplerovskou echokardiografií využíváme vztah pro výpočet srdečního výdeje. Vycházíme ze znalosti tepové frekvence a výpočtu tepového objemu. Tepový objem určíme tak, že sečteme veškerý objem, který protekl přes srdeční chlopeň během jednoho tepu. Proteklý objem (*dV*) v každém okamžiku je roven délce trvání okamžiku (*dt*) krát rychlost krve (*v*) krát plocha příčného průřezu chlopně (*S*). Celkový tepový objem je pak součtem objemů přiteklym během všech okamžiků jedné srdeční revoluce. Vyjádřeno vzorcem

$$dV = S \times v \times dt = \frac{\pi d^2}{4} v dt$$

Pro matematiky: Uvedené vyjádření znamená, že tepový objem je časovým integrálem průtoku aortální chlopní během systoly, resp. mitrální chlopní během diastoly.

Tepový objem je roven součtu všech  $dV$  během jednoho tepu.

- $d$  – průměr chlopně (určený echokardiograficky)
- $v$  – rychlost krve v daném okamžiku určená na základě Dopplerova efektu dopplerovskou echokardiografií

Dopplerův efekt se projevuje tak, že při odrazu od krvinek proudících směrem k sondě se frekvence ultrazvuku zvyšuje a naopak, při odrazu od krvinek proudících od sondy se frekvence snižuje.

 *Podrobnější informace naleznete na stránce Dopplerovská ultrasonografie v medicíně.*

Dopplerovská echokardiografie je neinvazivní, levná a poměrně přesná. Vyžaduje však zkušeného echokardiografistu<sup>[zdroj?]</sup>.

## Diluční metody a termodiluční metoda

Při klasické metodě (dle Stewarta-Hamiltona) se známé množství indikátoru (barviva, snadno stanovitelné látky, radioisotopu) injikuje do venózního řečiště. Poté je zjišťován časový průběh jeho koncentrace na jednom místě arteriálního řečiště. Vzdálenost obou míst není nutno znát.

Princip metody je (zjednodušeně) založen na následujícím faktu: Čím je srdeční výdej větší, tím je větší rychlost krve v řečišti a tím rychleji indikátor proteče místem měření své koncentrace. Indikátor musí tělo dobře snášet, případně odbourávat, nesmí být toxický. Příkladem kontrastních látek je například roztok soli lithia (například  $\text{LiCl}$  – chlorid lithný); měří se pak koncentrace litných iontů ( $\text{Li}^+$ )<sup>[zdroj?]</sup>

**Metoda výpočtu** (pro více informací rozbalte)

[Expand]

### Termodiluční metoda

Volnou modifikací klasické metody je **termodiluční metoda** měření  $SV$  za použití **Swan-Ganzova katétru**. Zde je aplikovaným indikátorem teplo (přesněji řečeno chlad), podává se totiž bolus (například 20 ml) fyziologického roztoku o teplotě  $0^\circ\text{C}$ <sup>[zdroj?]</sup>. Čidlem umístěným na konci katetru se měří teplota. Toto čidlo je umístěno ve známé vzdálenosti po proudu (například 18 cm) od místa aplikace.

Znat přesně vzdálenost místa aplikace od místa měření je na rozdíl od klasické metody nutné. Teplo (chlad) totiž na rozdíl od ostatních indikátorů "utíká" volně ven z cévního řečiště (okolí cévy se taky ochlazuje), a rovnici platnou pro klasickou diluční metodu nelze tedy použít úplně bez výhrad.

Princip měření je následující: Pokud je srdeční výdej vyšší, pak chlad přiteče k místu měření rychleji a bude méně rozředěný (dojde k prudšímu poklesu teploty a k následnému prudšímu vzestupu). Naopak, pokud je srdeční výdej nízký, pak bude trvat déle, než chlad přiteče k místu měření a po této době už bude chlad více naředěný (dojde k mírnějšímu poklesu teploty k pozvolnému návratu teploty zpět k normě).

Kalibrace metody (zjištění, které křivce průběhu teploty odpovídá daný srdeční výdej) je provedena souběžným měřením pomocí jiných metod. Je provedeno souběžné měření s jinou metodou (která je obtížněji proveditelná nebo invazivnější, a proto se namísto ní volí právě termodiluční metoda), která umožňuje přesně stanovit daný srdeční výdej, přičemž k zjištěným hodnotám jsou přiřazeny odpovídající hodnoty získané souběžným provedením termodiluční metody. Tím jsou vytvořeny tzv. termodiluční křivky, které umožňují k hodnotám zjištěným termodiluční metodou přiřadit konkrétní hodnoty srdečního výdeje.

Termodiluční metodu měření můžeme považovat za **invazivní** do té míry, že vyžaduje přítomnost **Swan-Ganzova katétru** v pravostranných srdečních oddílech a v plicnici. Sama o sobě však není indikací ke katetrizaci a využívá se především tam, kde byl katetr zavedených z jiných důvodů, především pro měření tlaku. Přesnost metody není ideální, proto se používá několik měření (aplikací chladného bolusu) po sobě a výsledek se zprůměruje.<sup>[zdroj?]</sup>

## Fickův princip a klasická Fickova metoda

V této sekci budeme krev, která přitéká do plic plicními artériemi, označovat jako venózní. Krev, která odtéká do plicních žil a poté do systémových artérií bude označována jako arteriální.

Fickův princip je prostou aplikací zákona zachování hmoty. Množství kyslíku, které přiteče do plic ve venózní krvi plus množství, které se spotřebuje z dýchaného vzduchu se musí rovnat množství  $\text{O}_2$ , které odteče v arteriální krvi. Jinak řečeno: **Rozdíl mezi (látkovým) množstvím kyslíku, který odteče za jednu minutu z plic v arteriální**

**krvi, a množstvím, které přiteče ve venózní krvi se rovná množství O<sub>2</sub>, které se za jednu minutu spotřebuje z dýchaného vzduchu.** Vyjádřeno rovnicí:

$$Q_{O_2 Art} - Q_{O_2 Ven} = Q_{O_2 Air}$$

Kde  $Q_{O_2 Art}$  je látkové množství kyslíku odtékajícího v arteriální krvi v (mol/min),  $Q_{O_2 Ven}$  je množství kyslíku přitékajícího ve venózní krvi a  $Q_{O_2 Air}$  reprezentuje přísun vzduchem.

Přítok a odtok O<sub>2</sub> krví lze vyjádřit jako součin srdečního výdeje a látkové koncentrace kyslíku ve venózní, respektive arteriální krvi (v mol/l):

$$Q_{O_2 Ven} = SV \times c_{O_2 Ven}$$

$$Q_{O_2 Art} = SV \times c_{O_2 Art}$$

Dosazením do vztahu (5) dostáváme:

$$SV \times (c_{O_2 Art} - c_{O_2 Ven}) = Q_{O_2 Air}$$

Takže srdeční výdej může být určen jako:

$$SV = \frac{Q_{O_2 Air}}{c_{O_2 Art} - c_{O_2 Ven}}$$

**Poznámka k výpočtu** (pro více informací rozbalte)

[Expand]

**Praktické provedení klasické metody:** Množství kyslíku spotřebovaného z dýchané směsi za jednu minutu ( $Q_{O_2 Air}$ ) můžeme změřit tak, že pacient dýchá do uzavřeného vaku, kde je absorbován vydýchaný CO<sub>2</sub>. Spotřeba kyslíku z této plyné směsi se projeví poklesem objemu, který je přepočítán na odpovídající vydýchané látkové množství O<sub>2</sub>. Koncentrace kyslíku ve smíšené venózní krvi tekoucí do plic se zjistí změřením pO<sub>2</sub> ve smíšené venózní krvi – je proto **nutná katetrizace centrálních žil Swan-Ganzovým katetrem**. Koncentrace O<sub>2</sub> v arteriální krvi tekoucí z plic se zjistí **odběrem arteriální krve** a změřením pO<sub>2</sub>. Přestože je tato klasická metoda poměrně přesná, pro svou invazivnost se používá jen zřídka<sup>[zdroj?]</sup>.

## Moderní neinvazivní modifikace Fickovy metody

Fickův princip (zákon zachování hmoty) lze použít i pro jiné látky než je kyslík. Například pro CO<sub>2</sub> platí, že množství přitékající venózní krví mínus množství odtékající arteriální krví se rovná množství, které je vydycháno vzduchem. Neboli:

$$Q_{CO_2 Ven} - Q_{CO_2 Art} = Q_{CO_2 Air}$$

Úpravou dostáváme vztah pro srdeční výdej  $SV$  založený na měření CO<sub>2</sub>:

$$SV = \frac{Q_{CO_2 Air}}{c_{CO_2 Ven} - c_{CO_2 Art}}$$

**Neinvazivní měření arteriálních krevních plynů:** Pro výpočet arteriální koncentrace krevních plynů potřebujeme změřit arteriální pO<sub>2</sub> popřípadě arteriální pCO<sub>2</sub>. Zajímavou možnost, jak tyto tlaky neinvazivně změřit nabízí tzv. **“end-tidal” pO<sub>2</sub> a end-tidal pCO<sub>2</sub>**. Měříme zde pO<sub>2</sub>, resp. pCO<sub>2</sub> vydechaného vzduchu na konci hlubokého výdechu. Předpokládá se, že veškerý tento vzduch již pochází z alveolů a má tedy stejné pO<sub>2</sub> a pCO<sub>2</sub> jako krev odtékající z těchto alveolů. Tímto postupem lze obejít nutnost odběru arteriální krve. Metoda bohužel selhává při přítomnosti špatně ventilovaných oblastí plic (atelektázy a obstrukce), které mohou samozřejmě v extrémním případě přejít až do vzniku patologických plicních zkratů (např. u ARDS)<sup>[zdroj?]</sup>.

**Neinvazivní měření venózních krevních plynů:** Hlavně pro změření venózního pCO<sub>2</sub> je možno použít metodu zvanou **„rebreathing“**. Metoda spočívá v opakovaném dýchání do vaku s plynem (rebreathing) až do doby, kdy se ve vaku ustálí pCO<sub>2</sub>, maximálně však po dobu 45 sekund. Tento ustálený stav vzniká ve chvíli, kdy se pCO<sub>2</sub> ve venózní krvi a pCO<sub>2</sub> ve vaku rovnají. Změřením pCO<sub>2</sub> ve vaku změříme zároveň pCO<sub>2</sub> ve venózní krvi. Tímto postupem lze obejít nutnost nepřijemné katetrizace centrálních žil.

**Použití jiných plynů než O<sub>2</sub> a CO<sub>2</sub>:** Fickův princip byl modifikován i pro použití exotičtějších plynů než je kyslík a oxid uhličitý<sup>[zdroj?]</sup>. Měření probíhá tak, že pacient začne dýchat směs, která obsahuje danou látku. Poté se změří parciální tlak této látky v arteriální krvi. Výhodou této metody je, že při použití plynu, který se normálně ve vzduchu nevyskytuje, je venózní přítok této látky před začátkem měření nulový. Rovnice se tak redukuje na:

$$Q_{exot Art} = Q_{exot Air}$$

a srdeční výdej se po úpravě vypočítá jako:

$$SV = \frac{Q_{exot\ Air}}{C_{exot\ Art}}$$

- $C_{exot\ Art}$  – (látková) koncentrace exotického plynu v arteriální krvi (v  $mol/l$ )
- $Q_{exot\ Air}$  – rychlost příjmu tohoto plynu z dýchané směsi (v  $mol/min$ ).

Tato metoda rovněž obchází nutnost katetrizace centrálních žil.

**Shrnutí:** Neinvasivní nebo málo invazivní metody měření srdečního výdeje založené na využití Fickova principu se mohou do budoucna stát přesnou a levnou metodou měření srdečního výdeje. Je možné, že se budou využívat metody založené na inhalaci jiných plynů než je  $O_2$  a  $CO_2$ . Případné využití kyslíku a oxidu uhličitého totiž zatím naráží na problémy s přesností převodu parciálních tlaků na koncentrace, kde závisí mimo jiné i na vlivu pH na vzájemné interakci obou plynů při vazbě na hemoglobin. Nehomogenita plic může rovněž působit potíže.

## Ostatní metody

**Magnetická rezonance:** Rezonanční vlastnosti protonů v jádře se mění v závislosti na rychlosti. Magnetickou rezonanci tak lze využít jako **přesný** způsob měření průtoku aortou<sup>[zdroj?]</sup>. Metoda je **nákladná**, využívá se pouze experimentálně.

**Matematická analýza pulsových vln:** Tvar a amplituda pulsové vlny (způsob jakým se mění tlak v artérii ze systolického na diastolický a zpět) závisí na srdečním výdeji. Pulsová vlna je měřena buď za použití klasické nafukovací manžety nebo senzoru, který se nalepí na kůži v místě průběhu artérie. Matematickou analýzou této vlny lze tedy získat hodnotu srdečního výdeje. Problém je, že tvar pulsové vlny závisí také velmi podstatně na vlastnostech tepen. Například u starších lidí, kde dochází ke ztrátě elasticity aorty a jejího pružnickového efektu, se typicky zvětšuje systolický tlak, ale diastolický tlak zůstává normální<sup>[zdroj?]</sup>. Metoda by možná byla využitelná po nakalibrování na daného člověka (na vlastnosti jeho artérií) pomocí jiné metody ke kontinuálnímu sledování srdečního výdeje.

**Měření impedance (elektrického odporu) hrudníku:** Elektrický odpor hrudníku lze měřit pomocí několika hrudních elektrod. Odpor se během srdeční revoluce mění vlivem změn objemu krve v srdci a lze jej tedy využít v výpočtu tepového objemu a následně srdečního výdeje<sup>[zdroj?]</sup>. Metoda je levná a neinvazivní, ale bohužel nepřesná<sup>[zdroj?]</sup>.