

Proč monitorovat hemodynamiku

„Fyziologie a fyzika pod křivkou“

Dušan Merta

České Budějovice, 2012

1 Úvod

1.1 Hemodynamické veličiny

Tepový objem

Množství krve vypuzené srdcem během jednoho stahu.

- *Stroke Volume* – SV [ml]

Srdeční výdej

Množství krve přečerpané srdcem za jednotku času (minutu).

- *Cardiac Output* – CO [l/min]
- přepočítání na povrch těla → *Cardiac Index* – CI [l/min/m²]
- $CO = SV \cdot TF$ (tepová frekvence)

Systémová Vaskulární Rezistence – SVR

$$SVR = 80 \cdot \frac{MAP - CVP}{CO} \text{ [dyn} \cdot \text{s} \cdot \text{cm}^{-5}]$$

MAP ... střední arteriální tlak
CVP ... centrální žilní tlak
80 ... přepočítání jednotek do soustavy CGS
(MAP a CVP měříme v [mmHg])

- přepočítání na povrch těla

$$SVRI = 80 \cdot \frac{MAP - CVP}{CI} \text{ [dyn} \cdot \text{s} \cdot \text{cm}^{-5} \cdot \text{m}^2]$$

Dodávka kyslíku – Delivery O_2

$$DO_2 = CO \cdot C_aO_2 \text{ [ml/min]}$$

$$C_aO_2 = (1,34 \cdot Hb \cdot S_aO_2) + (0,003 \cdot P_aO_2) \text{ [ml/l]}$$

$$C_vO_2 = (1,34 \cdot Hb \cdot S_vO_2) + (0,003 \cdot P_vO_2) \text{ [ml/l]}$$

Spotřeba kyslíku – VO_2

$$VO_2 = CO \cdot (C_aO_2 - C_vO_2) \text{ [ml/min]}$$

1.2 Fyziologické pozadí

- srdeční výdej je jednou z determinantů dodávky kyslíku tkáním
 - dalšími jsou hladina *Hb* a extrakce O_2 tkáněmi
- příčina šoku
 - vysoký výdej → sepsa
 - nízký výdej → „selhání pumpy“
- hodnocení *preloadu*

2 Klasická měření

- ECHO – rychlost proudu krve (Dopplerův efekt) a průměr aorty
- hrudní elektrická bioimpedance
- radionuklidová ventrikulografie
- zachování hmoty – Fickův princip FPF
- diluce indikátoru / termodiluce (SG katetr)
- ...

2.1 Swan-Ganzův plicnicový katetr

3 Pulzová vlna

3.1 Historie

- 1899 – *Windkessel* model cirkulace (Otto Frank) WMWM
- 1904 – tepový objem je úměrný tlaku (Erlanger & Hooker)
- 1904 – nutnost kalibrace nezávislou metodou měření CO (Wezler & Bogler)
- 1970 – plocha pod systolickou částí křivky (*Kouchoukos*)
- 1993 – plocha pod systolickou částí s korekčním faktorem – 3 kompartmentový *Windkessel* Model (Wesseling & Jansen)

3.2 Plocha pod křivkou

$$\frac{P}{\dot{Q}} = \frac{\rho c}{\pi R^2 \sqrt{(1 - \sigma^2)}} \cdot \frac{1}{\sqrt{M_{1,0}'}}$$

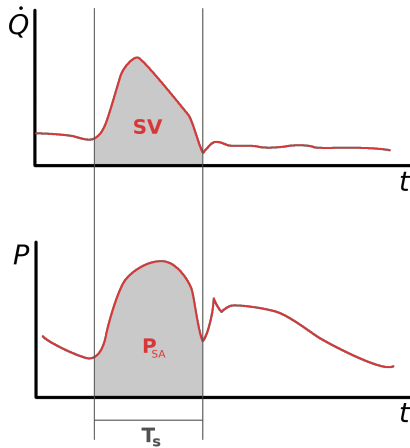
$$\dot{Q} = P \cdot \frac{\pi R^2}{\rho c}$$

$$SV = \int_{T_s} \dot{Q} dt$$

$$SV = \frac{\pi R^2}{\rho c} \cdot \int_{T_s} P dt$$

$$SV = \frac{\pi R^2}{\rho c} \cdot \int_{T_s} P dt$$

$$SV = K \cdot P_{SA}$$



4 LiDCOTM

4.1 Princip

- nejde o analýzu plochy pod systolickou částí křivky
- přesný algoritmus není veřejně známý
- **zákon zachování hmoty a energie**
- **lineární závislost mezi výkonem a průtokem**
- využívá celou pulzovou vlnu, ne jen systolickou část
 - nižší citlivost na konkrétní pozici arteriálního katetru

$$\frac{\Delta V}{\Delta p} = c \cdot 250 \cdot e^{-k \cdot p}$$

- V ... nominální objem (arbitrární jednotky)

$$- \frac{\Delta V}{\Delta p} \rightarrow \frac{dV}{dp}$$

- kalibrace na reálný objem (SV) pomocí diluce Li^+
 - **princiálně je možná kalibrace i jinou metodou**

4.2 Potenciální problémy

- maximální kumulativní dávka $Li - 3mmol$
- léčba lithiem
- arytmie
- CRRT během kalibrace
- interference detekce Li^+ s nedepolarizačními myorelaxancii
- nelineární vztah mezi tlakem a objemem v aortě (compliance)
- změna tvaru pulzové vlny při průchodu krevním řečištěm

4.3 Nedepolarizující myorelaxancia

- kvartérní amonný iont (NH_4^+) je detekován Li senzorem
- *nevadí relaxovaný pacient, ale přítomnost myorelaxancia v oběhu*

	SCH	5–10 min
„Bezpečná“ myorelaxancia	Vecuronium ¹	15–30 min
	Pancuronium	15 min

Nekompatibilní myorelaxancia² Atracurium
 Rocuronium

“No data” Cisatracurium
 Mivacurium

5 Hodnocení *preloadu*

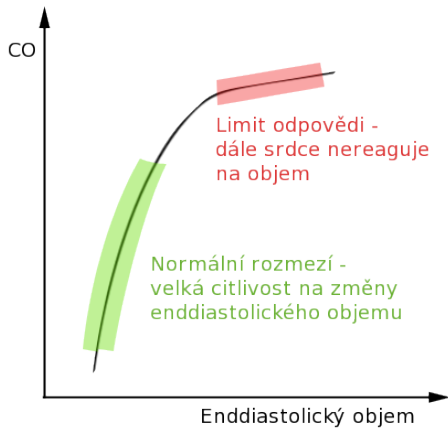
Preload – „*přetíženi*“

Napětí srdečního svalu před zahájením stahu (na konci diastoly).

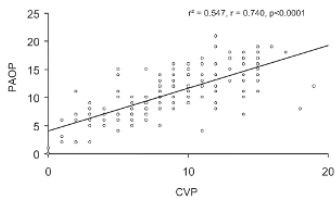
- je určen enddiastolickým objemem (EDV)
- klinicky spíše nahrazován enddiastolickým tlakem (EDP)
 - $PCWP$ ($PAOP$) v případě levé komory

¹Možná je i kontinuální infuze.

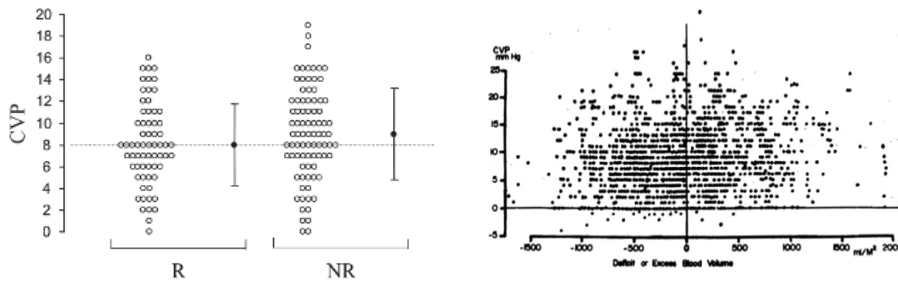
²Nutné vysoké plazmatické koncentrace pro vyvolání blokády \Rightarrow delší doba setrvání v oběhu



Frank-Starlingův zákon



- zdánlivě ideální míra preloadu
- **Early goal directed therapy: CVP 8–12 mmHg**
- reakce na *volume challenge*



Cardiac filling pressures are not appropriate to predict hemodynamic response to volume challenge*

David Osman, MD; Christophe Ridet, MD; Patrick Ray, MD; Xavier Monnet, MD, PhD; Nadia Anguel, MD; Christian Richard, MD; Jean-Louis Teboul, MD, PhD

- *CVP* < 8 mmHg ... 47% responderů na *volume challenge*
- *PCWP* < 12 mmHg ... 54%

¹ OSMAN D. ET AL: Cardiac filling pressures are not appropriate to predict hemodynamic response to volume challenge, *Crit Care Med* 2007 Vol. 35, No. 1

² SHIPPY C.R. ET AL: Reliability of clinical monitoring to assess blood volume in critically ill patients, *Crit Care Med* 1984; 12:107-112



Does Central Venous Pressure Predict Fluid Responsiveness?*

A Systematic Review of the Literature and the Tale of Seven Mares

Paul E. Marik, MD, FCCP; Michael Baram, MD, FCCP; and Bobbak Vahid, MD

Conclusions: This systematic review demonstrated a very poor relationship between CVP and blood volume as well as the inability of CVP/ Δ CVP to predict the hemodynamic response to a fluid challenge. CVP should not be used to make clinical decisions regarding fluid management. (CHEST 2008; 134:172–178)

5.1 Dynamické parametry

Variabilita tepového objemu – Stroke volume variation

$$SVV = \frac{SV_{max} - SV_{min}}{(SV_{max} + SV_{min})/2} \cdot 100 [\%]$$

- norma do 10 %

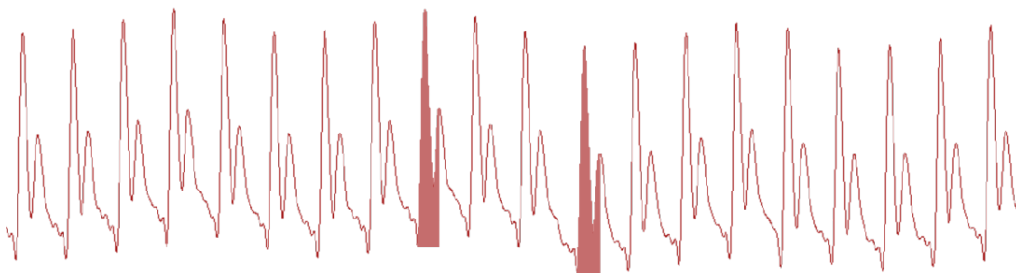
Variabilita tlakové amplitudy – Pulse pressure variation

tlaková amplituda (PP)– rozdíl systolického a diastolického tlaku

$$PPV = \frac{PP_{max} - PP_{min}}{(PP_{max} + PP_{min})/2} \cdot 100 [\%]$$

- norma do 13 %

Pokud je u řízeně ventilovaných pacientů $SVV > 10\%$ je pravděpodobné, že podání objemu povede k nárůstu SV .[1em]



- obvykle hodnoceno v průběhu dechového cyklu
- **Možnost** zvýšit CO podáním objemu **neznamená nutnost** objem podávat!
 - terapeutický cíl?

$$SVV = \frac{SV_{max} - SV_{min}}{(SV_{max} + SV_{min})/2} \cdot 100 [\%]$$

$$\Delta V = \Delta p \cdot c \cdot 250 \cdot e^{-k \cdot p}$$

- kalibrační faktor v čitateli i jmenovateli
- **informaci o SVV poskytne přesně i nekalibrované $LiDCO$**

6 Závěr

- „existuje evidence o lepším přežití“ (ale ...)
- snazší a časnější identifikace hemodynamické nestability
- monitorace odpovědi na terapii
- je to zajímavé
- hemodynamika není vše
- všechny metody mají systematickou chybu \Rightarrow lepší je trend než jednotlivé měření

Reference

- [1] S. M. Scharf (editor) *Cardiopulmonary Physiology in Critical Care*
- [2] A. Rhodes, R. Sunderland *Arterial Pulse Power Analysis: The LiDCOTM plus system*
- [3] N. T. Kouchoukos, S. L. Sheppard, D. A. McDonald *Estimation of Stroke Volume in the Dog by a Pulse Contour Method* *Circ. Res.* 1970;26;611-623
- [4] M. Hlaváč *Windkessel model analysis in MATLAB*
- [5] Michael R. Pinsky *Hemodynamic Evaluation and Monitoring in the ICU* *Chest* 2007;132;2020-2029

