

PROČ MONITOROVAT HEMODYNAMIKU

„FYZIOLOGIE A FYZIKA POD KŘIVKOU“

Dušan Merta

České Budějovice, 2012



OBSAH

- 1 ÚVOD
 - Hemodynamické veličiny
 - Fyziologické pozadí
- 2 KLASICKÁ MĚŘENÍ
 - Swan-Ganzův plicnicový katetr
- 3 PULZOVÁ VLNA
 - Historie
 - Plocha pod křivkou
- 4 *LiDCO™*
 - Princip
 - Potenciální problémy
 - Nedepolarizující myorelaxancia
- 5 HODNOCENÍ *preloadu*
 - Dynamické parametry
- 6 ZÁVĚR



HEMODYNAMICKÉ VELIČINY

TEPOVÝ OBJEM

Množství krve vypuzené srdcem během jednoho stahu.

- **Stroke Volume** – SV [ml]

SRDEČNÍ VÝDEJ

Množství krve přečerpáné srdcem za jednotku času (minutu).

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

HEMODYNAMICKÉ VELIČINY

TEPOVÝ OBJEM

Množství krve vypuzené srdcem během jednoho stahu.

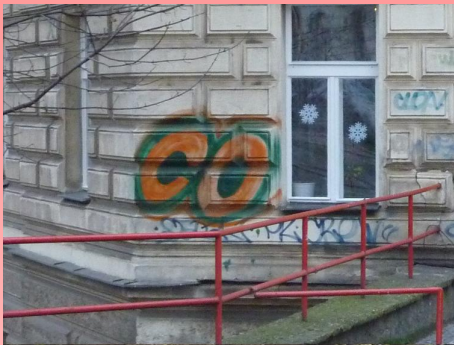
- **Stroke Volume** – SV [ml]

SRDEČNÍ VÝDEJ

Množství krve přečerpáné srdcem za jednotku času (minutu).

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







HEMODYNAMICKÉ VELIČINY

SYSTÉMOVÁ VASKULÁRNÍ REZISTENCE – SVR

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

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

- přepočít na povrch těla

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

HEMODYNAMICKÉ VELIČINY

SYSTÉMOVÁ VASKULÁRNÍ REZISTENCE – SVR

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

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

- přepočet na povrch těla

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

HEMODYNAMICKÉ VELIČINY

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

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

HEMODYNAMICKÉ VELIČINY

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

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

PROČ O TO TOLIK JDE?

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

PROČ O TO TOLIK JDE?

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

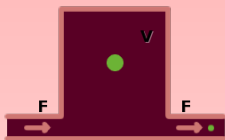
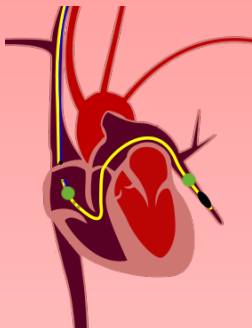
PROČ O TO TOLIK JDE?

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

KLASICKÁ MĚŘENÍ

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

SWAN-GANZŮV PLICNICOVÝ KATETR



STEWART-HAMILTONOVA R-CE

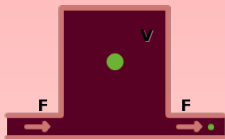
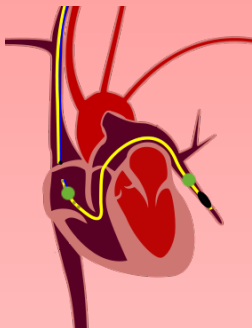
$$Q_{t_1, t_2} = \int_{t_1}^{t_2} F(t)C(t)dt$$

$$Q = F \int_0^{\infty} C(t)dt$$

$$F = \frac{Q}{\int_0^{\infty} C(t)dt}$$

- indikátory – indocyaninová zeleň, **teplo**
- POZOR! – recirkulace
- rizika SG katetru

SWAN-GANZŮV PLICNICOVÝ KATETR



STEWART-HAMILTONOVA R-CE

$$Q_{t_1, t_2} = \int_{t_1}^{t_2} F(t)C(t)dt$$

$$Q = F \int_0^{\infty} C(t)dt$$

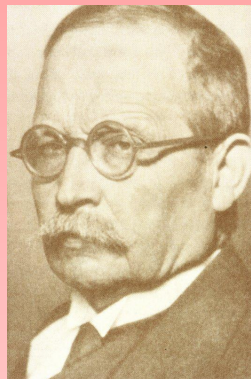
$$F = \frac{Q}{\int_0^{\infty} C(t)dt}$$

- indikátory – indocyaninová zeleň, **teplo**
- POZOR! – recirkulace
- rizika SG katetru

PULZOVÁ VLNA

HISTORIE

- 1899 – *Windkessel* model cirkulace (Otto Frank) ▶ WM
- 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)

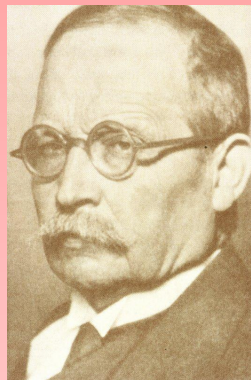


Otto Frank (1865 – 1944)

PULZOVÁ VLNA

HISTORIE

- 1899 – *Windkessel* model cirkulace (Otto Frank) ▶ WM
- 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)

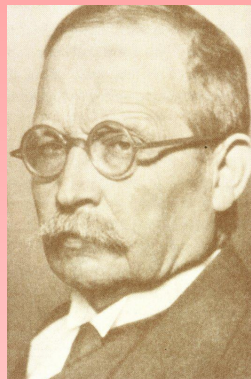


Otto Frank (1865 – 1944)

PULZOVÁ VLNA

HISTORIE

- 1899 – *Windkessel* model cirkulace (Otto Frank) ▶ WM
- 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)



Otto Frank (1865 – 1944)

PULZOVÁ VLNA

PLOCHA POD KŘIVKOU

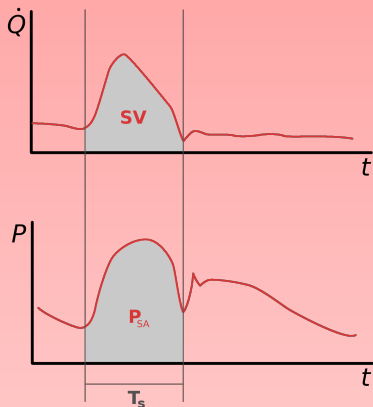
$$\frac{P}{\dot{Q}} = \frac{\rho c}{\pi R^2 \sqrt{(1 - \sigma^2)}} \cdot \frac{1}{\sqrt{M'_{1,0}}}$$

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

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

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

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



PULZOVÁ VLNA

PLOCHA POD KŘIVKOU

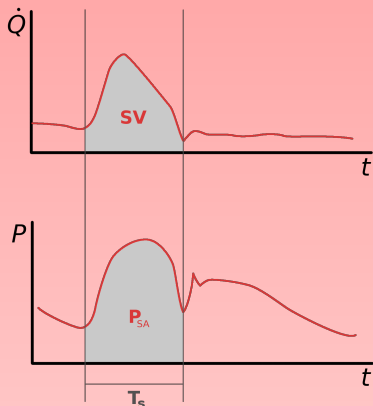
$$\frac{P}{\dot{Q}} = \frac{\rho c}{\pi R^2 \sqrt{(1 - \sigma^2)}} \cdot \frac{1}{\sqrt{M'_{1,0}}}$$

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

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

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

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



PULZOVÁ VLNA

PLOCHA POD KŘIVKOU

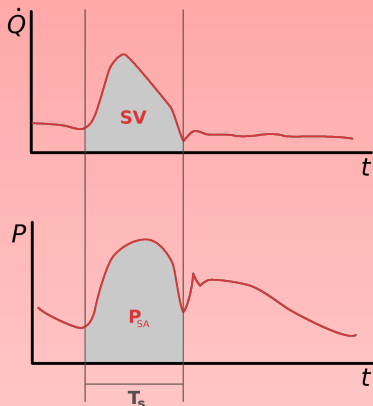
$$\frac{P}{\dot{Q}} = \frac{\rho c}{\pi R^2 \sqrt{(1 - \sigma^2)}} \cdot \frac{1}{\sqrt{M'_{1,0}}}$$

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

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

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

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



PULZOVÁ VLNA

PLOCHA POD KŘIVKOU

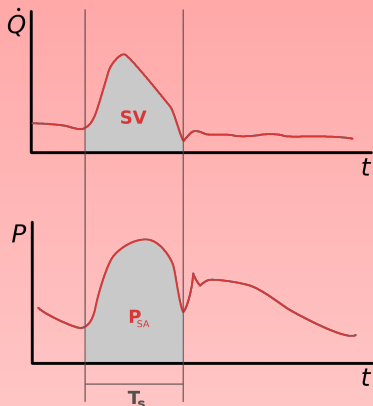
$$\frac{P}{\dot{Q}} = \frac{\rho c}{\pi R^2 \sqrt{(1 - \sigma^2)}} \cdot \frac{1}{\sqrt{M'_{1,0}}}$$

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

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

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

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



PULZOVÁ VLNA

PLOCHA POD KŘIVKOU

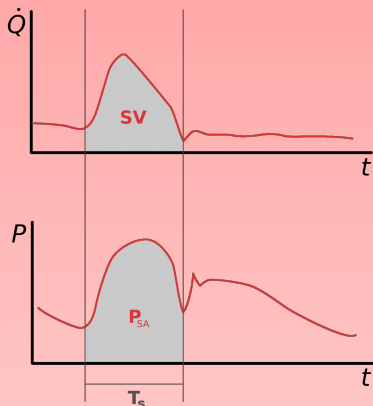
$$\frac{P}{\dot{Q}} = \frac{\rho c}{\pi R^2 \sqrt{(1 - \sigma^2)}} \cdot \frac{1}{\sqrt{M'_{1,0}}}$$

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

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

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

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



PULZOVÁ VLNA

PLOCHA POD KŘIVKOU

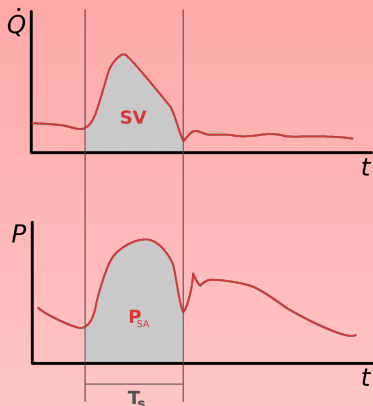
$$\frac{P}{\dot{Q}} = \frac{\rho c}{\pi R^2 \sqrt{(1 - \sigma^2)}} \cdot \frac{1}{\sqrt{M'_{1,0}}}$$

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

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

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

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



PULZOVÁ VLNA

PLOCHA POD KŘIVKOU

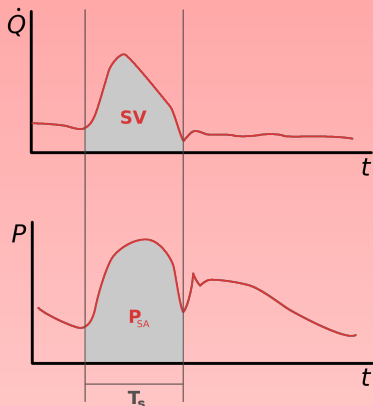
$$\frac{P}{\dot{Q}} = \frac{\rho c}{\pi R^2 \sqrt{(1 - \sigma^2)}} \cdot \frac{1}{\sqrt{M'_{1,0}}}$$

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

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

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

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



PRINCIP *LiDCO*TM

ANALÝZA PULZNÍHO VÝKONU

- 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^+
 - **principiálně je možná kalibrace i jinou metodou**

PRINCIP *LiDCO*TM

ANALÝZA PULZNÍHO VÝKONU

- 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**

PRINCIP *LiDCO*TM

ANALÝZA PULZNÍHO VÝKONU

- 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**

PRINCIP *LiDCO*TM

ANALÝZA PULZNÍHO VÝKONU

- 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**

PRINCIP *LiDCO*TM

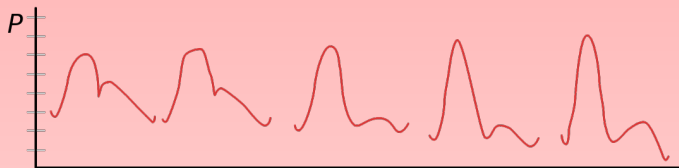
PROBLÉMY A POTENCIÁLNÍ PROBLÉMY

- 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

PRINCIP *LiDCO*TM

PROBLÉMY A 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



LiDCO A MYORELAXANCIA

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

„Bezpečná“ myorelaxancia

SCH	5–10 min
Vecuronium ¹	15–30 min
Pancuronium	15 min

Nekompatibilní myorelaxancia²

Atracurium
Rocuronium

“No data”

Cisatracurium
Mivacurium

¹ Možná je i kontinuální infuze.

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

LiDCO A MYORELAXANCIA

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

„Bezpečná“ myorelaxancia

SCH	5–10 min
Vecuronium ¹	15–30 min
Pancuronium	15 min

Nekompatibilní myorelaxancia²

Atracurium
Rocuronium

“No data”

Cisatracurium
Mivacurium

¹ Možná je i kontinuální infuze.

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

LiDCO A MYORELAXANCIA

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

„Bezpečná“ myorelaxancia

SCH	5–10 min
Vecuronium ¹	15–30 min
Pancuronium	15 min

Nekompatibilní myorelaxancia²

Atracurium
Rocuronium

“No data”

Cisatracurium
Mivacurium

¹ Možná je i kontinuální infuze.

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

LiDCO A MYORELAXANCIA

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

„Bezpečná“ myorelaxancia

SCH	5–10 min
Vecuronium ¹	15–30 min
Pancuronium	15 min

Nekompatibilní myorelaxancia²

Atracurium
Rocuronium

“No data”

Cisatracurium
Mivacurium

¹ Možná je i kontinuální infuze.

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

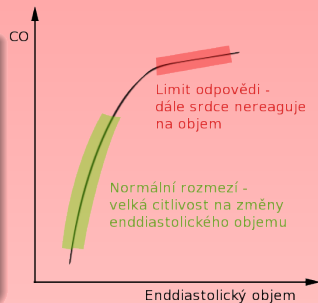
HODNOCENÍ PRELOADU

DEFINICE

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



Frank–Starlingův zákon

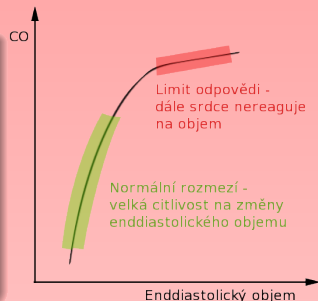
HODNOCENÍ PRELOADU

DEFINICE

PRELOAD – „přetížení“

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

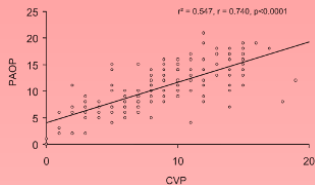
- je určen enddiastolickým objemem (*EDV*)
- klinicky spíše nahrazován enddiastolickým tlakem (*EDP*)
 - *PCWP (PAOP)* v případě levé komory



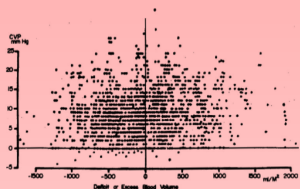
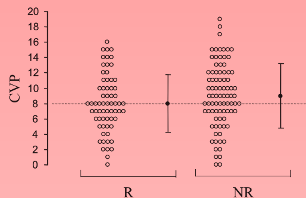
Frank–Starlingův zákon

HODNOCENÍ PRELOADU

CVP, PCWP



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



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

HODNOCENÍ PRELOADU

CVP, PCWP

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

- $CVP < 8 \text{ mmHg}$... 47% responderů na *volume challenge*
- $PCWP < 12 \text{ mmHg}$... 54%



CHEST

Special Feature

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 Valid, 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)

HODNOCENÍ PRELOADU

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%

HODNOCENÍ PRELOADU

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

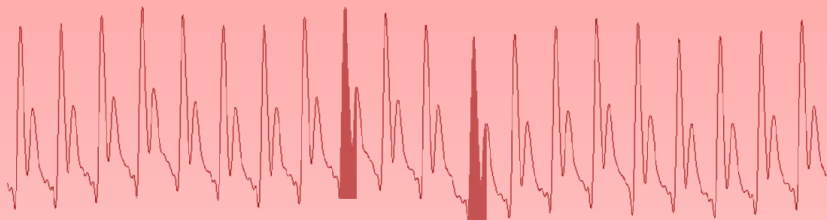
$$PPV = \frac{PP_{max} - PP_{min}}{(PP_{max} + PP_{min})/2} \cdot 100 [\%]$$

- norma do 13%

HODNOCENÍ PRELOADU

DYNAMICKÉ PARAMETRY

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

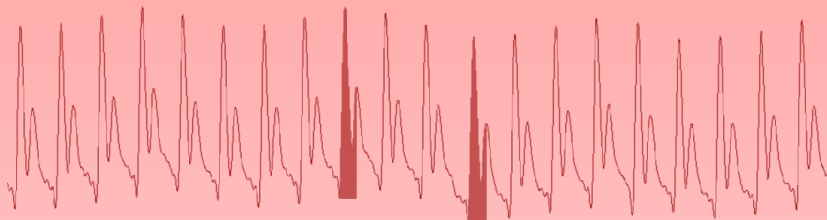


- obvykle hodnoceno v průběhu dechového cyklu
- **Možnost** zvýšit CO podáním objemu **neznamená nutnost** objem podávat!
 - terapeutický cíl?

HODNOCENÍ PRELOADU

DYNAMICKÉ PARAMETRY

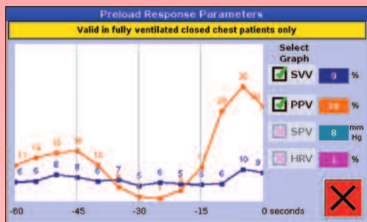
Pokud je u řízeně ventilovaných pacientů $SVV > 10\%$ je pravděpodobné, že podání objemu povede k nárůstu SV .



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

HODNOCENÍ PRELOADU

DYNAMICKÉ PARAMETRY



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

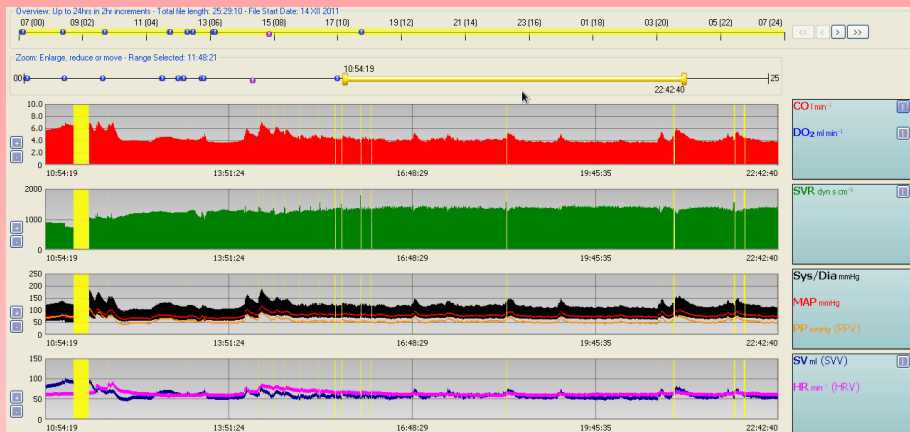
$$\Delta V = \Delta p \cdot c \cdot 250 \cdot e^{-k \cdot p}$$

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

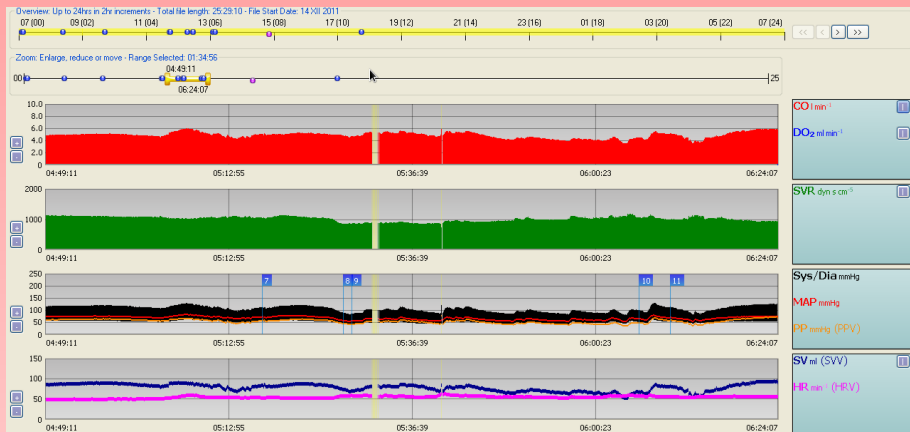
UKÁZKA ZÁZNAMU – *LiDCOview*



UKÁZKA ZÁZNAMU – *LiDCOview*



UKÁZKA ZÁZNAMU – *LiDCOview*



ZÁVĚR

PROČ MONITOROVAT HEMODYNAMIKU

- „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

ZÁVĚR

PROČ MONITOROVAT HEMODYNAMIKU

- „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

ZÁVĚR

PROČ MONITOROVAT HEMODYNAMIKU

- „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

ZÁVĚR

PROČ MONITOROVAT HEMODYNAMIKU

- „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



K DALŠÍMU ČTENÍ



S. M. Scharf (editor)

Cardiopulmonary Physiology in Critical Care



A. Rhodes, R. Sunderland

Arterial Pulse Power Analysis: The LiDCO™ plus system



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



M. Hlaváč

Windkessel model analysis in MATLAB



Michael R. Pinsky

Hemodynamic Evaluation and Monitoring in the ICU
Chest 2007;132;2020-2029



Thanks, Wikipedia.

FICKŮV PRINCIP

- $\dot{V}O_2 = D_{A-V} \cdot CO$, kde $D_{A-V} = C_aO_2 - C_vO_2$
- $CO = \frac{\dot{V}O_2}{D_{A-V}}$
- měříme:
 - frakci O_2 ve vdechovaném a vydechovaném plynu a jeho množství za jednotku času (určení $\dot{V}O_2$)
 - množství O_2 v arteriální (C_aO_2) a venózní (C_vO_2) krvi
- nutný **ustálený stav** (řádově minuty)
- zdroje chyb:
 - nutný ustálený stav \Rightarrow žádné změny ve vazopresorech během měření
 - nutný konstantní dechový objem (bronchospasmus, poloha těla, ...)
 - C_aO_2 měřeno spektrofotometricky (abnormální Hb, metylenová modř, indocyaninová zeleň)

HEMODYNAMIKA A TYP ŠOKU

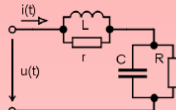
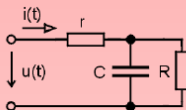
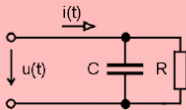
	septický	kardiogenní	hypovolemický
<i>CO</i>	↑	↓	↓
<i>PCWP</i>	○/ ↓	↑	↓
<i>CVP</i>	○/ ↓	○/ ↑	↓
<i>SVR</i>	○/ ↓	↑	↑
<i>DO₂</i>	↑	↓	↓

▶ zpět

WINDKESSEL MODEL

- Otto Frank (1899)
- srdce a cévní systém jako uzavřený hydraulický systém naplněný vodou kromě malé vzduchové kapsy (*windkessel* = vzduchová kapsa)
- analogie RLC obvodu

R	odpor	rezistence	I	proud	průtok krve
C	kapacita	poddajnost	U	napětí	tlak krve
L	indukčnost	setrvačnost			



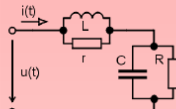
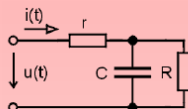
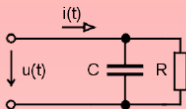
- Kirchhoffovy zákony (1847)

zpět

WINDKESSEL MODEL

- Otto Frank (1899)
- srdce a cévní systém jako uzavřený hydraulický systém naplněný vodou kromě malé vzduchové kapsy (*windkessel* = vzduchová kapsa)
- analogie RLC obvodu

R	odpor	rezistence	I	proud	průtok krve
C	kapacita	poddajnost	U	napětí	tlak krve
L	indukčnost	setrvačnost			



- Kirchhoffovy zákony (1847)

▶ zpět