

MATEMATICKÁ ANALÝZA PULZOVÉ VLNY

„FYZIKA, MATEMATIKA A FYZIOLOGIE POD KŘIVKOU“

Dušan Merta

Jizerky, 2010

OBSAH

- 1 ÚVOD
 - Definice pojmů
 - Fyziologické pozadí
- 2 KLASICKÁ MĚŘENÍ
 - *Matematická odbočka*
 - Swan-Ganzův katetr
- 3 PULZOVÁ VLNA
 - Historie
 - Fyzika a fyziologie
 - Princip *LiDCOTM*

DEFINICE

PULZOVÁ KŘIVKA

Časový průběh tlakové křivky, snímáný invazivně pomocí arteriálního katetru.

TEPOVÝ OBJEM

Množství krve vypozené srdcem během jednoho stahu.

- *Stroke Volume* – SV [ml]

SRDEČNÍ VÝDEJ

Množství krve přečerpané srdcem za jednotku času (minutu).

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

DEFINICE

PULZOVÁ KŘIVKA

Časový průběh tlakové křivky, snímáný invazivně pomocí arteriálního katetru.

TEPOVÝ OBJEM

Množství krve vypozené srdcem během jednoho stahu.

- **Stroke Volume** – SV [ml]

SRDEČNÍ VÝDEJ

Množství krve přečerpané srdcem za jednotku času (minutu).

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

DEFINICE

PULZOVÁ KŘIVKA

Časový průběh tlakové křivky, snímáný invazivně pomocí arteriálního katetru.

TEPOVÝ OBJEM

Množství krve vypozené srdcem během jednoho stahu.

- **Stroke Volume** – SV [ml]

SRDEČNÍ VÝDEJ

Množství krve přečerpané srdcem za jednotku času (minutu).

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









DEFINICE

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 (*mean arterial pressure*)
 CVP ... centrální žilní tlak (*central venous pressure*)
 80 ... přepočtení jednotek do CGS (MAP a CVP měříme v *mmHg*)

- přepočtení na povrch těla

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

DEFINICE

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 (*mean arterial pressure*)

CVP ... centrální žilní tlak (*central venous pressure*)

80 ... přepočítání jednotek do CGS (MAP a CVP měříme v *mmHg*)

- přepočítání na povrch těla

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

PROČ O TO TOLIK JDE?

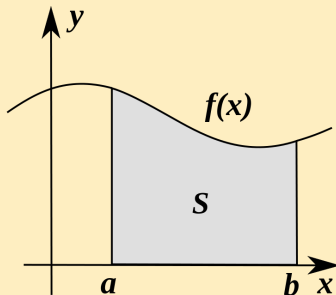
- srdeční výdej je jednou z determinat dodávky kyslíku tkáním ("*delivery*" – DO_2)
- dalšími jsou hladina Hb a extrakce O_2 tkáněmi
- příčina šoku
 - vysoký výdej → sepse
 - nízký výdej → „selhání pumpy“

KLASICKÁ MĚŘENÍ

- metody založené na Dopplerově efektu
- impedanční kardiografie
- **zachování hmoty – Fickův princip** ▶ FP
- **diluce indikátoru** (SG katetr)
- ...

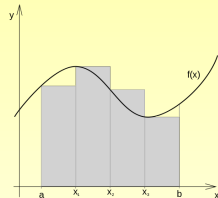
Matematická odbočka

URČITÝ INTEGRÁL

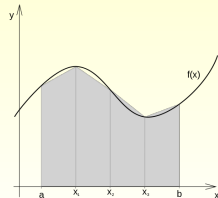


$$S = \int_a^b f(x) dx$$

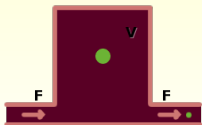
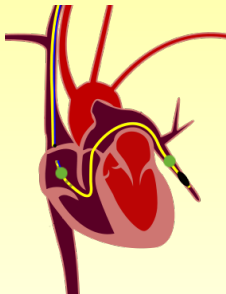
- Obdelníková metoda



- Lichoběžníková metoda



SWAN-GANZŮV PLICNICOVÝ KATETR



$$\frac{dQ}{dt} = -FC(t)$$

$$\frac{dC}{dt} = -\frac{FC(t)}{V}$$

$$C(t) = C(0)e^{-\frac{F}{V}t}$$

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

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

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

Stewart-Hamiltonova r-ce

- 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)

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)

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)

PULZOVÁ VLNA

FYZIKA A FYZIOLOGIE

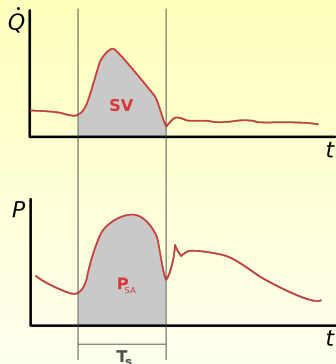
$$Z = \frac{P}{\dot{Q}} = \frac{\rho c}{\pi R^2 \sqrt{(1 - \sigma^2)}} \cdot \frac{1}{\sqrt{M'_{1,0}}}$$

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

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

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

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



PULZOVÁ VLNA

FYZIKA A FYZIOLOGIE

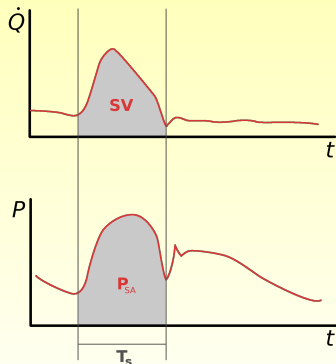
$$Z = \frac{P}{\dot{Q}} = \frac{\rho c}{\pi R^2 \sqrt{(1 - \sigma^2)}} \cdot \frac{1}{\sqrt{M'_{1,0}}}$$

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

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

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

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



PULZOVÁ VLNA

FYZIKA A FYZIOLOGIE

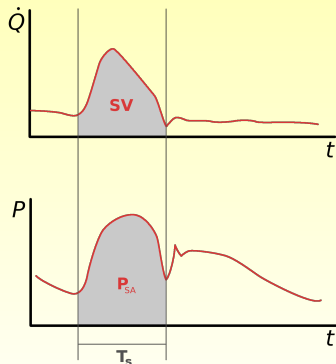
$$Z = \frac{P}{\dot{Q}} = \frac{\rho c}{\pi R^2 \sqrt{(1 - \sigma^2)}} \cdot \frac{1}{\sqrt{M'_{1,0}}}$$

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

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

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

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



PULZOVÁ VLNA

FYZIKA A FYZIOLOGIE

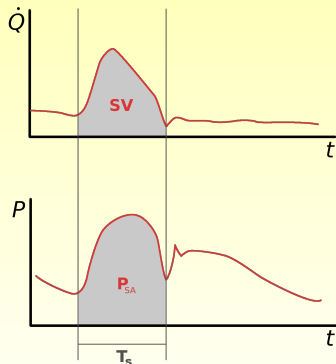
$$Z = \frac{P}{\dot{Q}} = \frac{\rho c}{\pi R^2 \sqrt{(1 - \sigma^2)}} \cdot \frac{1}{\sqrt{M'_{1,0}}}$$

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

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

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

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



PRINCIP *LiDCO*TM

- transpulmonální kalibrace pomocí *LiCl* (diluční metoda)
 - určení konstanty K
 - bolus *LiCl* do CŽK
 - detekce časového průběhu koncentrace v ART
- výpočet SV pomocí analýzy systolické části pulzové vlny
 - mnohem složitější algoritmus
- $CO = SV \cdot TF$
- výpočet SVR pomocí CO , CVP a TK_m

PRINCIP *LiDCO*TM

- transpulmonální kalibrace pomocí *LiCl* (diluční metoda)
 - určení konstanty K
 - bolus *LiCl* do CŽK
 - detekce časového průběhu koncentrace v ART
- výpočet SV pomocí analýzy systolické části pulzové vlny
 - mnohem složitější algoritmus
- $CO = SV \cdot TF$
- výpočet SVR pomocí CO , CVP a TK_m

PRINCIP *LiDCO*TM

- transpulmonální kalibrace pomocí *LiCl* (diluční metoda)
 - určení konstanty K
 - bolus *LiCl* do CŽK
 - detekce časového průběhu koncentrace v ART
- výpočet SV pomocí analýzy systolické části pulzové vlny
 - mnohem složitější algoritmus
- $CO = SV \cdot TF$
- výpočet SVR pomocí CO , CVP a TK_m

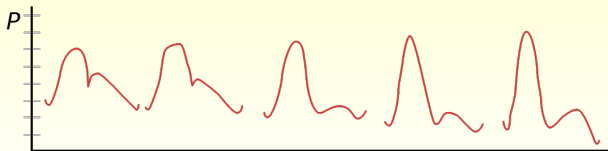
PRINCIP *LiDCO*TM

- transpulmonální kalibrace pomocí *LiCl* (diluční metoda)
 - určení konstanty K
 - bolus *LiCl* do CŽK
 - detekce časového průběhu koncentrace v ART
- výpočet SV pomocí analýzy systolické části pulzové vlny
 - mnohem složitější algoritmus
- $CO = SV \cdot TF$
- výpočet SVR pomocí CO , CVP a TK_m

PRINCIP *LiDCO*TM

PROBLÉMY

- maximální denní dávka Li (3 mmol/den)
- interference detekce Li^+ s nedepolarizačními myorelaxancii
- léčba lithiem
- arytmie
- změna tvaru pulzové vlny při průchodu krevním řečištěm



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

Thanks, Wikipedia.

L^AT_EX 2_ε

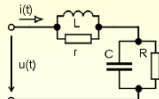
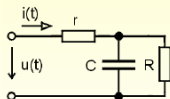
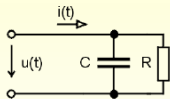
FICKŮV PRINCIP

- $\dot{V}O_2 = D_{A-V} \cdot CO$, 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)

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			

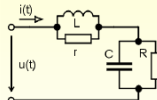
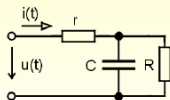
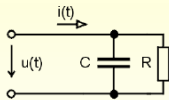


- Kirchhoffovy zákony (1847)

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)