



ČESKÉ VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V PRAZE

---

FAKULTA BIOMEDICÍNSKÉHO INŽENÝRSTVÍ

Katedra zdravotnických oborů a ochrany obyvatelstva

**Hemodynamické monitorování-  
parametry derivované ze sledování  
invazivního krevního tlaku**

**Hemodynamic monitoring- parametrs  
derived from invasive blood pressure  
monitoring**

Bakalářská práce

Studijní program:           Zdravotnické záchranářství

Autor bakalářské práce:   Šimon Poliak

Vedoucí bakalářské práce:  MUDr. Tomáš Hyánek

## I. OSOBNÍ A STUDIJNÍ ÚDAJE

Příjmení: **Políak** Jméno: **Šimon** Osobní číslo: **499548**  
Fakulta: **Fakulta biomedicínského inženýrství**  
Garantující katedra: **Katedra zdravotnických oborů a ochrany obyvatelstva**  
Studijní program: **Zdravotnické záchranářství**

## II. ÚDAJE K BAKALÁŘSKÉ PRÁCI

Název bakalářské práce:

**Hemodynamické monitorování - parametry derivované ze sledování invazivního krevního tlaku**

Název bakalářské práce anglicky:

**Hemodynamic Monitoring - Parameters Derived from Invasive Blood Pressure Monitoring**

Pokyny pro vypracování:

Předmětem bakalářské práce bude shrnutí informací o hemodynamickém monitorování pacientů. Orientované na invazivní měření arteriálního tlaku, transpulmonální termodiluce a plicnicový katétr. V teoretické části bude zpracována pulzní vlna, tvar tlakové křivky a analýza arteriální tlakové křivky. Dále pak klinické využití transpulmonální termodiluce a Swan-Ganzova katétru, měření srdečního výdeje a dalších parametrů. V praktické části budou zpracovány výhody, nevýhody a limity pro využití semiinvazivního respektive invazivního hemodynamického monitorování. Jejich přínosy a rizika v monitorování. Z dostupných dat se porovná srdeční výdej měřený pomocí systémů PICCO, LIDCO a plicnicového katétru. Cílem práce bude ověření hypotézy, zda invazivnější systémy, v našem případě plicnicový katétr, jsou z hlediska měřených parametrů výhodnější, nebo zvolit semiinvazivní systém s rizikem méně přesných parametrů.

Seznam doporučené literatury:

- [1] DE BACKER, Daniel, Jan BAKKER, Maurizio CECCONI, et al. , Alternatives to the Swan-Ganz catheter, Intensive Care Medicine, ročník 44, číslo 6, 2018, 730-741 s., ISSN 0342-4642
- [2] SCHEEREN, Thomas W.L. a Michael A.E. RAMSAY, New Developments in Hemodynamic Monitoring, Journal of Cardiothoracic and Vascular Anesthesia, ročník 33, číslo Suppl 1, 2019, Srpen, 67-72 s., ISSN 1053-0770. DOI:10.1053/j.jvca.2019.03.043
- [3] OŠTĀDAL, Petr, Richard ROKYTA a kol., Neinvazivní a invazivní monitorace hemodynamiky na jednotce intenzivní péče, ed. 1., Praha: Maxdorf, 2020, 320 s., ISBN 978-80-7345-629-0

Jméno a příjmení vedoucí(ho) bakalářské práce:

**MUDr. Tomáš Hyánek**

Jméno a příjmení konzultanta(ky) bakalářské práce:

Datum zadání bakalářské práce: **14.02.2023**

Platnost zadání bakalářské práce: **20.09.2024**

doc. Mgr. Zdeněk Hon, Ph.D.  
vedoucí katedry

prof. MUDr. Jozef Rosina, Ph.D., MBA  
děkan

## **PROHLÁŠENÍ**

Prohlašuji, že jsem bakalářskou práci s názvem Hemodynamické monitorování- parametry derivované ze sledování invazivního krevního tlaku vypracoval samostatně pouze s použitím pramenů, které uvádím v seznamu bibliografických odkazů.

Nemám závažný důvod proti užití tohoto školního díla ve smyslu § 60 zákona č. 121/2000 Sb., o právu autorském, o právech souvisejících s právem autorským a o změně některých zákonů (autorský zákon), ve znění pozdějších předpisů.

V Kladně dne 17.05.2023

.....  
Jméno autora vč. titulů  
podpis

## **PODĚKOVÁNÍ**

Rád bych vyjádřil upřímné poděkování panu doktorovi Hyánkovi za jeho neocenitelné vedení a mentoring v průběhu této metaanalýzy. Jeho odborné znalosti a podpora měly zásadní význam pro úspěšné dokončení této studie.

Jsem mu opravdu vděčný za jeho závazek k mému akademickému a odbornému rozvoji.

## ABSTRAKT

Cílem této studie bylo posoudit přesnost moderních systémů pro analýzu pulzové vlny při měření srdečního výdeje ve srovnání s termodiluční technikou pomocí katétru v plicnici. K analýze studií porovnávajících měření srdečního výdeje byla provedena metaanalýza. Relevantní studie byly získány z online databází pomocí specifických klíčových slov. Pro výběr vhodných studií byla použita kritéria pro zařazení, výsledkem bylo celkem 15 studií zahrnutých do analýzy. Klíčové parametry získané z vybraných studií zahrnovaly průměrný srdeční výdej měřený pomocí PiCCO nebo LiDCO, průměrnou referenční hodnotu měřenou pomocí termodiluce a počet měření.

Shromážděné údaje byly analyzovány pomocí analytického softwaru OpenMeta a vizualizovány v lesním grafu. Lesní graf prokázal, že srdeční výdej měřený analýzou pulzní vlny byl vysoce srovnatelný s měřeními získanými termodilucí. Průměrný rozdíl vypočtený na 95% hladině významnosti byl -0,081 litru za minutu. Dolní hranice intervalu spolehlivosti byla -0,262 litru za minutu, zatímco horní hranice byla 0,099 litru za minutu. Tato zjištění naznačují, že neinvazivní metody monitorování srdečního výdeje jsou stejně přesné jako invazivní katetr plicní tepny.

Kromě toho bylo provedeno hodnocení heterogenity, aby se zhodnotila konzistence zahrnutých studií. Analýza odhalila hodnotu tau-kvadrátu 0,081, což naznačuje určitý stupeň heterogenity mezi studii. Statistika Q se 14 stupni volnosti přinesla významnou p-hodnotu heterogenity menší než 0,001. Hodnota I-kvadrátu byla vypočtena na 74,725 %, ukazuje tedy značnou heterogenitu mezi studii.

Závěrem lze říci, že na základě dostupných důkazů výsledky naznačují, že analýza pulzní vlny poskytuje spolehlivé a přesné měření srdečního výdeje, srovnatelné s termodiluční technikou. Navzdory pozorované heterogenitě mezi studii podporují celkové výsledky používání neinvazivních metod pro hodnocení srdečního výdeje v klinické praxi. Další výzkum a zkoumání možných zdrojů heterogenity jsou opodstatněné, aby se zlepšilo naše porozumění rozdílům v měření srdečního výdeje a aby se upřesnily používání analýzy pulzní vlny jako spolehlivé alternativy k termodiluci.

## **Klíčová slova**

Srdeční výdej, analýza pulzních kontur, plicnicový katétr, termodiluce,  
LiDCO, PiCCO



## ABSTRACT

The aim of this study was to assess the accuracy of modern pulse wave analysis systems in measuring cardiac output compared to the thermodilution technique using a pulmonary artery catheter. A meta-analysis was conducted to analyze studies comparing cardiac output measurements. Relevant studies were obtained from online databases using specific keywords. The inclusion criteria were applied to select appropriate studies, resulting in a total of 15 studies included for analysis. Key parameters extracted from the selected studies included mean cardiac output measured by PiCCO or LiDCO, mean reference value measured by thermodilution, and the number of measurements.

The collected data were analyzed using OpenMeta analyst software and visualized in a forest plot. The forest plot demonstrated that the cardiac output measured by pulse wave analysis was highly comparable to the measurements obtained by thermodilution. The mean difference calculated at the 95% significance level was -0.081 liters per minute. The lower bound of the confidence interval was -0.262 liters per minute, while the upper bound was 0.099 liters per minute. These findings indicate that non-invasive methods of cardiac output monitoring are equally accurate to the invasive pulmonary artery catheter.

Additionally, an assessment of heterogeneity was performed to evaluate the consistency of the included studies. The analysis revealed a tau-squared value of 0.081, indicating some degree of heterogeneity among the studies. The Q statistic, with 14 degrees of freedom, yielded a significant heterogeneity p-value of less than 0.001. The I-squared value was calculated to be 74.725%, suggesting substantial heterogeneity among the studies.

In conclusion, based on the available evidence, the results suggest that pulse wave analysis provides reliable and accurate measurements of cardiac output, comparable to the thermodilution technique. Despite the observed heterogeneity among the studies, the overall findings support the use of non-invasive methods for cardiac output assessment in clinical practice. Further research and exploration of potential sources of heterogeneity are warranted to enhance our understanding of the variations in cardiac output measurements and to refine the use of pulse wave analysis as a reliable alternative to thermodilution.

## **Keywords**

Cardiac output, pulse contour analysis, pulmonary artery catheter, thermodilution, LiDCO, PiCCO

## Obsah

1	Úvod .....	14
2	Cíle práce .....	16
2.1	Hypotéza .....	16
3	Přehled současného stavu .....	17
3.1	Arteriální tlak .....	17
3.1.1	Úvod .....	17
3.1.2	Měření arteriálního tlaku .....	17
3.1.3	Klinické využití .....	19
3.2	Pulzní vlna .....	20
3.3	Analýza arteriální tlakové křivky .....	20
3.3.2	Variace systolického krevního tlaku (SPV) .....	22
3.3.3	Variace pulzního tlaku (PPV) .....	22
3.3.4	Monitorace Srdečního výdeje (CO) .....	23
3.3.5	Variace tepového objemu (SVV) .....	26
3.3.6	Monitorace kontraktility levé komory .....	30
3.3.7	Monitorace afterloadu levé komory .....	30
3.4	Transpulmonální termodiluce (TPTD) .....	31
3.4.1	Úvod .....	31
3.4.2	Hemodynamické monitorování v intenzivní péči: Nové možnosti a výhody termodiluční průtokové metody .....	31
3.4.3	Porozumění monitorace srdečního výdeje pomocí transpulmonální termodiluce (CO <sub>TPTD</sub> ): komplexní přehled jeho výhod a přesnosti při měření srdečního výdeje. ....	33

3.4.4	Pokroky v hodnocení preloadu: GEDV jako spolehlivá metoda měření srdečního výdeje. ....	34
3.4.5	Index srdeční funkce: V praxi intenzivní péče je třeba se zaměřit na principy, klinický význam a omezení.....	36
3.4.6	Globální ejekční frakce: Principy, klinický význam a omezení při hodnocení srdeční funkce. ....	37
3.4.7	Extravaskulární plicní voda .....	38
3.4.8	Index plicní cévní propustnosti: Nástroj pro hodnocení funkce plic u kriticky nemocných pacientů.....	40
3.4.9	Omezení transpulmonální termodiluce: Invazivní postup a přesnost metody. ....	41
3.4.10	Další metody transpulmonární diluce pro odhad srdečního výdeje u kriticky nemocných pacientů .....	42
3.5	Plicnicový katetr.....	42
3.5.1	Katetrizace plicní tepny: Úvod, hemodynamické parametry a klinické aplikace .....	42
3.5.2	Technika zavedení.....	43
3.5.3	Pochopení morfologie tlakových křivek při katetrizaci plicnice .	44
3.5.4	Katétry pro plicní tepny: Pochopení významu a přesnosti měření tlaku v zaklínění v plicní tepně.....	45
3.5.5	Měření srdečního výdeje pomocí plicnicového katetru .....	46
3.5.6	Monitorace preloadu .....	48
4	Metodika .....	49
4.1	Metaanalýza .....	49
4.1.1	Výběr studií.....	49

4.1.2	Přesnost získaných dat .....	50
4.1.3	Kvantifikace jednotlivých studií.....	51
4.1.4	Forest plot – lesní graf.....	52
4.1.5	Heterogenita studií .....	53
5	Výsledky.....	55
5.1	Hodnocení srdečního výdeje.....	55
5.1.1	Srdeční výdej monitorován systémem PiCCO .....	57
5.1.2	Srdeční výdej monitorován systémem LiDCO.....	59
5.1.3	Porovnání naměřených srdečních výdejů ze všech studií .....	61
5.2	Metaanalýza .....	62
5.2.1	Data z metaanalýzy.....	64
5.2.2	Forest plot.....	65
5.2.3	Heterogenita.....	67
6	Diskuze.....	69
6.1.1	Hodnocení box plotů .....	69
6.1.2	Hodnocení výsledků metaanalýzy.....	70
6.1.3	Omezení metaanalýzy s ohledem na dostupné údaje.....	75
6.1.4	Kdy použít semiinvazivní systémy analyzující pulzní kontury? .....	76
7	Závěr.....	77
8	Seznam použitých zkratk .....	78
9	Seznam použité literatury .....	80
10	Seznam použitých obrázků .....	87
11	Seznam použitých tabulek .....	88

# 1 ÚVOD

Hemodynamické monitorování je základním postupem v péči o kriticky nemocné pacienty na jednotkách intenzivní péče. Umožňuje zvolit nejvhodnější léčebnou strategii, včas odhalit rozvíjející se komplikace a okamžitě reagovat vhodnými terapeutickými zásahy. Monitorování také umožňuje vyhodnotit účinky léčby a upravit terapii podle stavu pacienta.

S dalším vývojem léčebných postupů a zaváděním nových technologií pro terapii kriticky nemocných pacientů vzniká potřeba odpovídajícím způsobem upravit zavedené standardy pro hemodynamické monitorování. Kromě toho se na trhu objevila řada nových a zdokonalených monitorovacích systémů, které umožňují sledovat známé parametry novými metodami nebo dokonce sledovat dříve nedostupné parametry pro použití v intenzivní medicíně.

Dříve bylo k získání informací o srdečním výdeji, minutovém výdeji a cévní rezistenci nutné použít plicní katétr, ale tento postup byl invazivní a vedl ke komplikacím, takže se používal pouze u vysoce rizikových pacientů. Díky technologickému pokroku jsou nyní k dispozici méně invazivní metody, které poskytují kardiovaskulární informace s různým stupněm přesnosti pomocí fyzikálních principů. Nejpresnější metodou je stále dilatace, ale transpulmonální techniky jsou stále běžnější. Tyto metody umožňují nepřetržité sledování srdeční funkce. Další technikou je analýza křivky srdeční frekvence, kdy počítačová technologie umožňuje komplexní výpočty a matematickou analýzu arteriální křivky k získání informací o objemu srdeční frekvence.

Každá nová technologie má své výhody, omezení a různou úroveň důkazů, které je třeba při hodnocení výsledků zohlednit. Interpretace sledovaných údajů je možná pouze na základě skládání jednotlivých měření do celkového klinického obrazu s pochopením základních principů použité technologie a patofyziologického kontextu konkrétního kritického stavu.

Cílem této práce je poskytnout jeden z návodů ve složité a rychle se vyvíjející oblasti hemodynamického monitorování. Poukázat na to, které monitorovací techniky mají dostatečný přínos pro lékaře a zároveň minimalizují riziko vzniku komplikací u pacientů.

Pomocí metaanalýzy bude zpracováno několik studií, které pomocí semiinvazivních systémů měřily srdeční výdej, tyto hodnoty budou porovnány a na základě těchto dat

budou vyvozeny výsledky. Cílem bude zjistit, který systém je pro měření srdečního výdeje lepší.

## 2 CÍLE PRÁCE

Cílem mé bakalářské práce bude provést srovnání invazivního monitorovacího systému, konkrétně plicnicového katetru, a semiinvazivních systémů, jako jsou PiCCO (Pulse Contour Cardiac Output) a LiDCO (Lithium Dilution Cardiac Output), z hlediska přesnosti měřených dat a rizika pro pacienta. Zajímavou otázkou bude, zda jsou invazivní systémy stále nezbytné a efektivní pro klinickou praxi, navzdory riziku komplikací spojených s jejich použitím. Na druhou stranu, semiinvazivní systémy mohou být pro pacienta méně nebezpečné, ale přinášejí s sebou riziko nižší přesnosti měření.

Pro tuto studii použiji data z vybraných klinických studií, které porovnávají invazivní a semiinvazivní systémy monitorování a jsou k dispozici v literatuře. Výsledky této práce mohou přispět k lepšímu porozumění vhodnosti jednotlivých systémů monitorování pro konkrétní klinické situace a k vylepšení postupů diagnostiky a léčby pacientů.

### 2.1 Hypotéza

Hypotéza zní, zda systémy PiCCO a LiDCO jsou schopny monitorovat přesné hodnoty srdečního výdeje, jako katétre plicní tepny.



## **3 PŘEHLED SOUČASNÉHO STAVU**

### **3.1 Arteriální tlak**

#### **3.1.1 Úvod**

Invazivní měření krevního tlaku (IBP) je technika používaná k přímému měření krevního tlaku uvnitř tepny, obvykle prostřednictvím katétru zavedeného do tepny. Tato metoda se obvykle používá na jednotkách intenzivní péče, operačních sálech nebo oddělení urgentního příjmu, kde je přesné a nepřetržité monitorování krevního tlaku zásadní pro přežití pacienta [1].

Monitorování IBP je považováno za přesnější než neinvazivní metody měření krevního tlaku, protože měří přímo tlak uvnitř tepny. Přináší však určitá rizika, jako je krvácení, infekce a poškození tepny nebo okolní tkáně. Proto je obvykle vyhrazen pro pacienty, kteří vyžadují pečlivé sledování a mají vysoké riziko komplikací. Katétr používaný k měření IBP zavedený do tepny se připojuje ke snímači, který převádí průběh arteriálního tlaku na elektrický signál, který se zobrazuje na monitoru [1].

#### **3.1.2 Měření arteriálního tlaku**

Výběr tepny pro invazivní měření krevního tlaku závisí na různých faktorech, včetně stavu pacienta, klinického prostředí a preferencích lékaře. Nejčastěji používanými tepnami pro měření IBP jsou femorální tepna v třísle, brachiální tepna na paži a radiální tepna v zápěstí [1].

Femorální tepna je větší tepna, která je přístupná v třísle a často se používá u kriticky nemocných pacientů nebo v případech, kdy radiální tepna není vhodná. Přináší však vyšší riziko komplikací, jako je krvácení a infekce [2].

Brachiální tepnu na paži lze rovněž použít k měření IBP, ale používá se méně často než radiální nebo femorální tepna. Může být upřednostňována u pacientů se špatnou periferní cirkulací [3].

Radiální tepna je nejčastěji používanou tepnou pro měření IBP, protože je snadno přístupná a má nízké riziko komplikací. Nemusí však být vhodná pro pacienty, kteří trpí onemocněním periferních tepen [4].

Snímač používaný při měření IBP je zařízení, které převádí tlakové vlny v tepně na elektrický signál. Snímač obsahuje membránu nebo senzor, který je v přímém kontaktu s tekutinou uvnitř katétru, který je připojen k tepně. Když se mění tlak krve v tepně, mění se i tlak tekutiny v katétru, což způsobuje pohyb membrány nebo senzoru ve snímači. Tento pohyb generuje elektrický signál, který je úměrný změnám tlaku v tepně.

Elektrický signál generovaný snímačem je poté přenášen na monitor, kde se zobrazuje jako průběh na obrazovce. Průběh představuje změny arteriálního tlaku v čase a lze jej použít k výpočtu různých hemodynamických parametrů, jako je systolický, diastolický a střední arteriální tlak nebo srdeční výdej a systémová cévní rezistence.

Snímač používaný pro invazivní monitorování krevního tlaku se obvykle umísťuje na úroveň srdce pacienta, tzn. flebostatickou osu. Je to proto, že krevní tlak se může v různých výškách těla lišit v důsledku gravitačních vlivů. Umístění snímače v úrovni srdce pomáhá tyto vlivy eliminovat a poskytuje přesnější měření tlaku v tepně [5,6].

Flebostatická osa se nachází ve čtvrtém mezižeberním prostoru, ve střední axilární čáře. Je to proto, že za flebostatickou osu se považuje úroveň pravé síně, která je referenčním bodem pro přesná hemodynamická měření. Snímač je umístěn na úrovni flebostatické osy a měření tlaku je vztaženo k atmosférickému tlaku v tomto bodě. Umístěním snímače v úrovni flebostatické osy se minimalizuje vliv hydrostatického tlaku na měření IBP, což může zvýšit přesnost a spolehlivost měření [6].

### **Zde jsou uvedeny některé z nejčastějších chyb při invazivním monitorování krevního tlaku:**

- Nesprávné umístění snímače: Snímač by měl být umístěn v úrovni flebostatické osy, aby se zajistilo přesné měření.
- Nesprávně vynulovaný systém: Před provedením jakéhokoli měření je třeba systém vynulovat, aby byly zajištěny přesné údaje. Pokud tak neučiníme, mohou být naměřené hodnoty nesprávné.

- Vzduchové bubliny v systému: Vzduchové bubliny mohou ovlivnit přesnost měření.
- Nesprávná kalibrace: Systém je třeba pravidelně kalibrovat, aby byly zajištěny přesné údaje.
- Přílišné nebo nedostatečné tlumení systému: Je důležité upravit nastavení tlumení podle stavu pacienta.
- Špatné spojení mezi snímačem a monitorem.
- Infuze tekutin nebo léků do monitorovací linky: Infuze tekutin nebo léků do monitorovacího vedení může ovlivnit přesnost údajů. Je důležité používat pro infuze samostatnou linku [1].

### 3.1.3 Klinické využití

Mezi klinická využití IBP patří:

- Monitorování kriticky nemocných pacientů: Monitorování IBP se běžně používá k monitorování kriticky nemocných pacientů, zejména pacientů se závažnými zdravotními stavy, jako je šok, sepsa nebo trauma. Monitorování IBP poskytuje nepřetržité a přesné měření krevního tlaku, což umožňuje odhalit změny krevního tlaku a rychle zasáhnout a zabránit komplikacím.
- Hodnocení hemodynamické stability: Monitorování IBP se používá k posouzení hemodynamické stability pacienta, to znamená rovnováhu mezi průtokem krve a odporem v oběhovém systému. Měření IBP může poskytnout informace o srdečním výdeji, systémové cévní rezistenci a dalších hemodynamických parametrech, které mohou pomoci určit, zda je pacient stabilní nebo zda mu hrozí kardiovaskulární kolaps.
- Dávkování vazoaktivních látek: Monitorování IBP se používá k titraci vazoaktivních léků, které ovlivňují tonus cév a mohou být použity ke zvýšení nebo snížení krevního tlaku. Monitorování IBP umožňuje sledovat účinky těchto léků na krevní tlak a podle potřeby upravit dávku.

U pacientů v šoku je důležitým sledovaným parametrem střední arteriální tlak (MAP), který odráží průměrný tlak v tepnách během srdečního cyklu a je ukazatelem perfuze tkání. Obecně se má za to, že k udržení adekvátní tkáňové perfuze a dodávky kyslíku je nutný MAP 60 mmHg nebo vyšší. V některých případech, například u pacientů se septickým šokem, může být pro zlepšení výsledků cílený vyšší MAP 65-70 mmHg. Konkrétní cílová hodnota MAP se však může lišit v závislosti na základním stavu a individuálních faktorech pacienta a měla by být stanovena zdravotnickým týmem na základě klinického posouzení a monitorování [1,7]

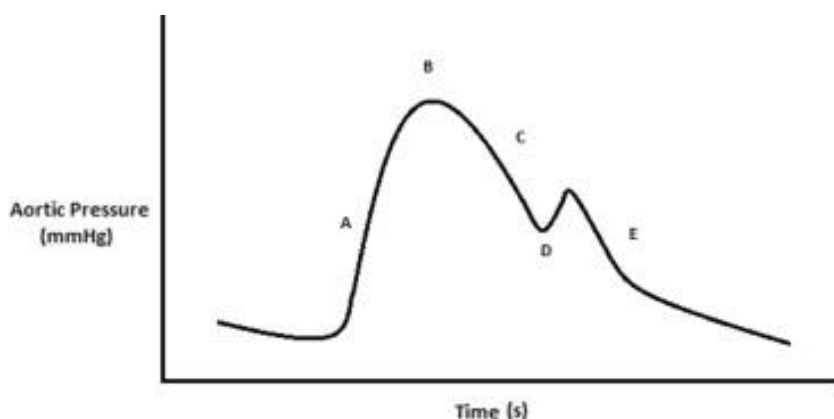
## 3.2 Pulzní vlna

Pulzní vlna je vzorec změn tlaku v tepnách, ke kterým dochází v důsledku kontrakce myokardu. Pulzní vlna vzniká vypuzováním krve ze srdce během systoly, což způsobuje dočasné zvýšení tlaku na stěnách tepen. Toto zvýšení tlaku se přenáší jako tlaková vlna, která se šíří podél stěn tepen a může být pocíťována jako puls na různých místech těla. Pulzní vlna je charakterizována několika parametry: amplitudou, trváním a tvarem. Amplituda pulzové vlny představuje rozdíl mezi systolickým a diastolickým tlakem a je měřítkem síly pulzu. Trvání pulzové vlny souvisí s elasticitou arteriálních stěn a rychlostí průtoku krve, zatímco tvar pulzové vlny může poskytnout informace o stavu kardiovaskulárního systému, například o tuhosti arteriálního řečiště či překážkách [8].

## 3.3 Analýza arteriální tlakové křivky

### 3.3.1.1 Úvod

Křivka IBP je grafické znázornění arteriálního krevního tlaku pacienta v čase. Křivka je obvykle tvořena periodickým průběhem s vrcholy a zářezy, které odpovídají fázím srdečního cyklu. Tvar křivky se může lišit v závislosti na zdravotním stavu kardiovaskulárního systému pacienta a případných základních onemocněních [1].



Obrázek 1 Arteriální křivka, Aortic – Aortální, Pressure – Tlak, Time – Čas [9, str.365]

Jednotlivé části křivky:

- A. Systolický vzestup: Tato část křivky představuje rychlý nárůst arteriálního tlaku, ke kterému dochází, při kontrakci myokardu a krev je pumpována do tepen. Strmost vzestupu může poskytnout informace o srdečním výdeji pacienta a síle srdečních stahů.
- B. Systolický vrchol: Jedná se o nejvyšší bod křivky, který představuje maximální tlak v tepnách během srdečního cyklu. Výška vrcholu může poskytnout informace o objemu krve pacienta a elasticitě tepen.
- C. Dikrotický zářez: Jedná se o malý pokles křivky, který vzniká při uzavření aortální chlopně. Přítomnost nebo nepřítomnost dikrotického zářezu může poskytnout informace o cévním odporu pacienta a funkci chlopně.
- D. Diastolický sestupný zdvih: Tato část křivky představuje postupný pokles arteriálního tlaku, ke kterému dochází, když je srdce v klidu. Sklon sestupného zdvihu může poskytnout informace o cévní rezistenci.
- E. Diastolický tlak: Jedná se o nejnižší bod křivky a představuje minimální tlak v tepnách během srdečního cyklu. Úroveň diastolického tlaku může poskytnout informace o objemu krve pacienta, cévní rezistenci a elasticitě tepen [10].

### 3.3.1.2 Kontraktilita myokardu

Průběh arteriální křivky je odrazem změny tlaku v čase neboli  $dP/dt$ , která je reprezentována sklonem vzestupné křivky. Čím strmější je sklon, tím rychlejší je vzestup a tím větší je  $dP/dt$ , což svědčí o silnější kontrakci. Naopak menší sklon nebo pomalejší nárůst  $dP/dt$  svědčí o slabších kontrakčních silách. Tato informace je užitečná pro titraci inotropních látek [9].

### 3.3.1.3 Vaskulární tonus

Diastolický pokles arteriální křivky odráží množství odporu přítomného v celém cévním systému, který udržuje tlak poté, co levá komora ukončila vypuzování krve do arteriálního řečiště. Pokud je tepový objem konstantní, změny cévního odporu se odrážejí v sestupném průběhu arteriální křivky. Prudký pokles sestupné křivky arteriální vlny, který je často pozorován při vazodilatační léčbě nebo sepsi, ukazuje na nízký odpor. Naopak mělký sestup, který je často pozorován u těžkého srdečního selhání, ukazuje na vyšší rezistenci. Tento znak se však klinicky nepoužívá, protože vyžaduje předchozí znalost tepového objemu. Pokusy o kvantifikaci tepového objemu a systémové cévní rezistence (SVR) pouze na základě tvaru arteriální křivky se ukázaly jako náročné [9].

#### 3.3.1.4 Afterload

Afterloadu je odpor, který musí srdce překonat, aby vypudilo krev do tepenného systému během systoly. Ten je primárně určen systémovou cévní rezistencí. Obecně platí, že vyšší systolický vrchol tlaku znamená větší afterload, protože srdce musí vynaložit větší úsilí, aby překonalo odpor v periferním cévním řečišti. Naopak nižší systolický vrcholový tlak naznačuje nižší afterload [11].

#### 3.3.2 Variace systolického krevního tlaku (SPV)

Variace systolického krevního tlaku je hemodynamický parametr, který odráží změny srdečního preloadu a intravaskulárního objemu a používá se k vedení tekutinové resuscitace u pacientů v kritickém stavu [12].

Vypočítá se, jako rozdíl mezi nejvyšší a nejnižší hodnotou systolického krevního tlaku (SBP) během dechového cyklu. Během mechanické ventilace způsobují cyklické změny nitrohruďního tlaku změny žilního návratu a srdečního výdeje, což vede k cyklickým změnám SBP. Stupeň SPV lze kvantifikovat pomocí různých metod, například pomocí respirační variability SBP ( $\Delta$ SBP), která se vypočítá jako rozdíl mezi maximální a minimální hodnotou SBP během dechového cyklu dělený průměrnou hodnotou SBP [1].

U pacientů, kteří podstupují tekutinovou resuscitaci, je SPV obvykle nižší než 10-12%, zatímco vyšší hodnoty mohou ukazovat na nedostatečnou resuscitaci tekutinami nebo jiné základní stavy ovlivňující srdeční preload, jako je srdeční tamponáda nebo plicní embolie [1].

#### 3.3.3 Variace pulzního tlaku (PPV)

Je dynamický ukazatel reakce na podávané tekutiny. Vypočítá se jako rozdíl mezi maximální a minimální hodnotou pulzního tlaku během jednoho dechového cyklu (obvykle jednoho nádechu) vyjádřený v procentech průměrného pulzního tlaku. PPV nám může pomoci určit, zda bude pacient reagovat na tekutinovou terapii, nebo zda jsou nutné jiné intervence [12].

PPV vychází z principu, že během mechanické ventilace nastávají cyklické změny nitrohrudního tlaku, které vedou ke změnám tepového objemu a pulzního tlaku. Pokud pacient reaguje na tekutiny, zvýšení preloadu zvýší tepový objem a pulzní tlak. V důsledku toho se sníží PPV. Naopak, pokud pacient nereaguje na tekutiny, zvýšení preloadu nepovede k významné změně tepového objemu a PPV zůstane vysoký [12].

### 3.3.4 Monitorace Srdečního výdeje (CO)

#### 3.3.4.1 Nepřímý výpočet srdečního výdeje: Odhad CO pomocí hemodynamických parametrů a analýzy tvaru pulzové vlny

Přímé měření srdečního výdeje (CO) pouze z křivky IBP není možné. Pomocí křivky IBP a dalších hemodynamických parametrů lze provést jeho nepřímý výpočet.

Jednou z běžných metod je použití následujícího vzorce:

$$CO = SV \times TF$$

TF.....Tepová frekvence je počet úderů srdce za minutu

SV.....Tepový objem je množství krve vypuzené ze srdce při každém stahu [1].

Srdeční výdej je možné vypočítat také vzorcem, který je odvozený z Ohmova zákona. Základní fyzikální princip říká, že tlak v trubici se rovná průtoku vynásobenému odporem ( $P = Q \times R$ ). To znamená, že Q (srdeční výdej) lze vypočítat vydělením P (arteriálně-venózní tlakový gradient) hodnotou R (systémová cévní rezistence).

V systémovém oběhu se tlakový gradient určí odečtením CVP (centrální žilní tlak) od MAP (střední arteriální tlak).

$$CO = \frac{MAP - CVP}{SVR}$$

Tento vzorec ukazuje, že ve stavu nízkého srdečního výdeje může být krevní tlak udržován periferní vazokonstrikcí, což vede ke zvýšení SVR. Je důležité si uvědomit, že pacient může mít normální nebo zvýšený krevní tlak i přes nedostatečný srdeční výdej.

Je důležité si uvědomit, že tyto výpočty poskytují pouze odhad CO a přímá měření pomocí jiných technik, jako je například termodiluce, jsou přesnější [11].

### 3.3.4.2 Kalibrované a nekalibrované monitorovací systémy

#### 3.3.4.2.1 Kalibrované systémy

Kalibrované termodiluční systémy jsou lékařské přístroje používané k měření srdečního výdeje a dalších hemodynamických parametrů u kriticky nemocných pacientů. Princip termodilučního měření spočívá v tom, že se do krevního oběhu pacienta vstříkne známé množství studeného fyziologického roztoku a měří se změna teploty, jak se roztok mísí s krví pacienta. Výsledná teplotní křivka se poté analyzuje a vypočítá se z ní srdeční výdej. Kalibrované termodiluční systémy jsou kalibrovány pomocí referenčního standardu. Tímto referenčním standardem je obvykle známý objem tekutiny, který se vstříkne do systému. Porovnáním naměřené hodnoty se známou hodnotou lze systém kalibrovat a zajistit tak přesné měření [1].

K dispozici je několik typů kalibrovaných termodilučních systémů, včetně těch, které používají katétry do plicní tepny, a těch, které používají minimálně invazivní metody, jako je transpulmonální termodiluce. Kromě měření srdečního výdeje lze kalibrované termodiluční systémy použít také k měření dalších hemodynamických parametrů, jako je tlak v plicní tepně, systémová cévní rezistence a variace tepového objemu. Tato měření mohou poskytnout cenné informace o kardiovaskulární funkci pacienta a mohou pomoci při klinickém rozhodování [9].



Tabulka 1 — Výhody a nevýhody kalibrovaných systémů [9]

<b>Výhody:</b>	<b>Nevýhody:</b>
Kalibrace pomocí referenčního standardu zvyšuje přesnost měření.	Dražší a složitější na používání než nekalibrované systémy.
Mohou být přesnější než nekalibrované systémy.	Kalibrace pomocí referenčního standardu může být časově náročná a vyžaduje specializované vybavení.
Mohou poskytovat přesná měření srdečního výdeje a dalších hemodynamických parametrů.	Vyžaduje vyškolenou obsluhu k provádění a interpretaci měření.
Mohou být upřednostňovány v určitých klinických situacích, například když je zapotřebí vysoká přesnost nebo když je třeba provést více měření.	Může vyžadovat invazivní postupy, například zavedení katétru do plicní tepny.

#### 3.3.4.2.2 Nekalibrované systémy

Nekalibrované systémy místo kalibrace používají statistické algoritmy k odhadu srdečního výdeje. Tyto algoritmy berou v úvahu různé faktory pacienta, jako je věk, pohlaví, hmotnost a plocha povrchu těla. Mezi příklady nekalibrovaných systémů patří systémy PiCCO (Pulse Contour Cardiac Output) a LiDCO (Lithium Dilution Cardiac Output) [1,13].

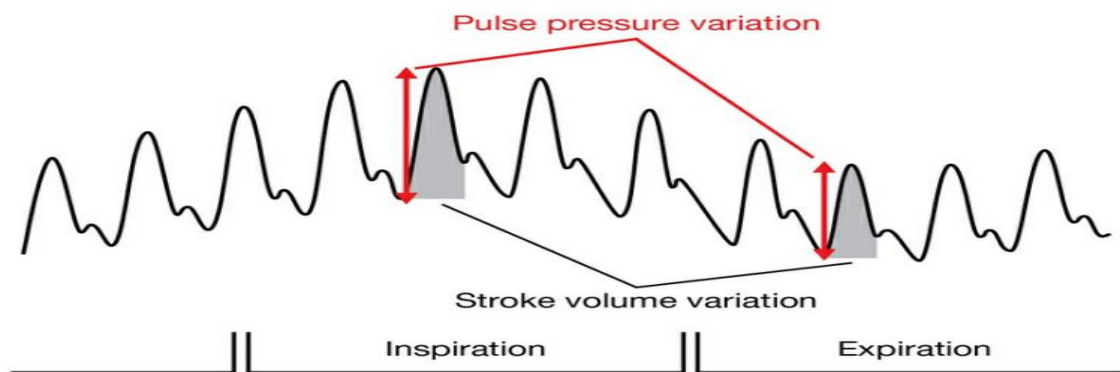
Tabulka 2 — Výhody a nevýhody nekalibrovaných systémů [13]

<b>Výhody:</b>	<b>Nevýhody:</b>
V porovnání s kalibrovanými systémy jsou levnější a jednodušší na používání.	Mohou být méně přesné než kalibrované systémy.
Umožňují rychlé a spolehlivé měření srdečního výdeje a dalších hemodynamických parametrů.	Statistické algoritmy používané k odhadu srdečního výdeje mohou být ovlivněny faktory pacienta, jako jsou arytmie a změny cévního tonu.
Mohou být upřednostňovány v určitých klinických situacích, například v pohotovostních situacích nebo u pacientů s kontraindikacemi invazivních postupů.	Nemusí poskytovat přesná měření srdečního výdeje a dalších hemodynamických parametrů.
Není nutná kalibrace pomocí referenčního standardu.	Může vyžadovat častější recalibraci, aby se zohlednily změny stavu pacienta.

Souhrnně lze říct, že jak kalibrované, tak nekalibrované termodiluční systémy mají své výhody a nevýhody. Volba, který systém použít, závisí na klinické situaci a cílech poskytovatele zdravotní péče. Kalibrované systémy mohou být upřednostňovány v případě potřeby vysoké přesnosti nebo v případě potřeby více měření, zatímco nekalibrované systémy mohou být upřednostňovány v pohotovostních situacích nebo u pacientů s kontraindikacemi invazivních postupů.

### 3.3.5 Variace tepového objemu (SVV)

Změny SVV během dechových cyklů se mohou lišit v závislosti na různých faktorech, včetně základního kardiovaskulárního a respiračního stavu pacienta, nastavení mechanického ventilátoru zejména na hodnotě pozitivního tlaku na konci výdechu (PEEP). Obecně lze říct, že u mechanicky ventilovaného pacienta se SVV zvyšuje během nádechu a snižuje během výdechu. Velikost změn SVV se může pohybovat od několika procentních bodů až po více než 20 % [9].



Obrázek 2 Variace tepového objemu a pulzního tlaku během dechového cyklu [21]

Cílem monitorování SVV během mechanické ventilace je identifikovat pacienty, u kterých je pravděpodobné, že jim bude podávání tekutin prospěšné. Vyšší SVV naznačuje, že srdeční výdej pacienta se v reakci na podávání tekutin pravděpodobněji zvýší, zatímco nižší SVV naznačuje, že podávání tekutin nemusí být prospěšné. Je však důležité interpretovat SVV v kontextu dalších klinických faktorů a zvažovat rizika a přínosy podávání tekutin případ od případu [9].

Variace tepového objemu se obvykle vypočítává pomocí invazivních nebo neinvazivních technik hemodynamického monitorování. Nejběžnější metoda výpočtu SVV zahrnuje použití invazivního monitorování arteriálního krevního tlaku a je založena na konceptu variace pulzního tlaku.

Zde je uveden obecný vzorec pro výpočet SVV:

$$SVV = \frac{(SV_{max} - SV_{min})}{SV_{mean}}$$

$SV_{max}$ .....maximální tepový objem během nádechu

$SV_{min}$ .....minimální tepový objem během výdechu

$SV_{mean}$ .....průměrný tepový objem během dechového cyklu [1].

K měření  $SV_{max}$  a  $SV_{min}$  se obvykle zavádí arteriální katétr pacientovi, který je připojen na mechanickou ventilaci s dechovým objemem 8-10 ml/kg a dechovou

frekvencí 10-15 dechů za minutu.  $SV_{max}$  a  $SV_{min}$  se měří během několika po sobě jdoucích dechových cyklů a průměrné hodnoty se použijí k výpočtu SVV podle výše uvedeného vzorce [9,14].

### Riziko zkreslených hodnot

*Tabulka 3 — možné příčiny falešně pozitivních hodnot SVV*

Arytmie	SVV předpokládá pravidelný srdeční rytmus, takže pokud má pacient nepravidelný srdeční rytmus, například fibrilaci síní, SVV nemusí přesně odrážet reakci na tekutiny
Nízké dechové objemy	U pacientů s plicním onemocněním nebo ARDS lze použít nižší dechové objemy, aby se zabránilo barotraumatu. V těchto případech nemusí SVV přesně odrážet reakci na tekutiny.
Nízké úrovně PEEP	Pozitivní end-expirační tlak (PEEP) pomáhá udržovat alveolární nábor a může ovlivnit měření SVV. Pokud je úroveň PEEP příliš nízká, SVV nemusí přesně odrážet reakci na tekutiny.
Spontánní dýchání	SVV je určen pro použití u mechanicky ventilovaných pacientů, takže pokud pacient dýchá spontánně nebo na neinvazivní ventilaci, SVV nemusí přesně odrážet reakci na tekutiny.
Srdeční dysfunkce	U pacientů s významnou srdeční dysfunkcí nemusí SVV přesně odrážet reakci na tekutiny.

Tabulka 4 —možné příčiny falešně negativních hodnot SVV

<p>Hypovolemie</p>	<p>U pacientů silně hypovolemický, nemusí SVV přesně odrážet reakci na tekutiny, protože pacienti jsou již předtím vyčerpáni.</p>
<p>Aortální insuficience</p>	<p>U pacientů s aortální insuficiencí nemusí SVV přesně odrážet reakci na tekutiny, protože regurgitace krve do levé komory během diastoly může vést k falešně zvýšenému měření tepového objemu.</p>
<p>Nastavení mechanické ventilace</p>	<p>Pokud nastavení mechanické ventilace není optimální nebo není standardizované, například nevhodný dechový objem nebo dechová frekvence, SVV nemusí přesně odrážet reakci na tekutiny.</p>
<p>Abdominální kompartment syndrom</p>	<p>U pacientů s abdominálním kompartment syndromem může zvýšený intraabdominální tlak ovlivnit žilní návrat a změnit měření tepového objemu, což vede k falešně nízkým hodnotám SVV.</p>
<p>Srdeční arytmie</p>	<p>U pacientů se srdeční arytmii nemusí SVV přesně odrážet reakci na tekutiny, protože nepravidelný srdeční tep může ovlivnit měření tepového objemu.</p>

Při rozhodování o podávání tekutin je důležité interpretovat hodnoty SVV v kontextu celkového klinického obrazu pacienta a zvážit další faktory, jako je krevní tlak, srdeční frekvence, diuréza a klinické známky přetížení tekutinami [14,15].

### **3.3.6 Monitorace kontraktility levé komory**

Klíčovými tlakovými složkami křivky IBP, které se používají k hodnocení kontraktility levé komory, je amplituda systolického vzestupu, která je úměrná rychlosti vývoje tlaku během ejekce levé komory a lze ji použít jako nepřímé měřítko kontraktility levé komory. Vyšší amplituda znamená zvýšenou kontraktilitu, zatímco nižší amplituda znamená sníženou kontraktilitu [11].

### **3.3.7 Monitorace afterloadu levé komory**

Interpretace afterloadu z křivky invazivního krevního tlaku (IBP) vyžaduje pečlivou analýzu morfologie křivky a načasování jednotlivých složek tlaku.

Dikrotický zářez: Zpožděný nebo otupený dikrotický zářez může znamenat zvýšený afterload, zatímco časný nebo ostrý dikrotický zářez může znamenat snížený afterload.

Tvar křivky: Úzký a vysoký průběh naznačuje vysoký afterload, zatímco širší a kratší průběh naznačuje nízký afterload.

Analýza pulzního tlaku: Pulzní tlak je rozdíl mezi systolickým a diastolickým tlakem. Širší pulzní tlak ukazuje na vysoký afterload, zatímco úzký pulzní tlak naznačuje nízký afterload [11].

Na průběh IBP mohou mít vliv i další faktory, jako jsou změny preloadu nebo kontraktility, které je třeba při interpretaci afterloadu zohlednit. Kromě toho může být k potvrzení posouzení afterloadu zapotřebí provést další diagnostická vyšetření, jako je echokardiografie nebo měření srdečního výdeje [1].

## **3.4 Transpulmonální termodiluce (TPTD)**

### **3.4.1 Úvod**

Transpulmonální termodiluce je technika používaná k úplnému posouzení hemodynamiky prostřednictvím srdečního výdeje a dalších ukazatelů. Technika zahrnuje analýzu termodiluční křivky zaznamenané na hrotu arteriálního katétru po podání studeného bolusu do žilního oběhu. Toto měření umožňuje kalibraci analýzy pulzní kontury, která umožňuje kontinuální sledování srdečního výdeje v reálném čase. Technika transpulmonální termodiluce umožňuje hodnotit preload, srdeční výdej, plicní objemy a ukazatele kontraktility bez nutnosti průchodu katétru pravým srdcem [1,16,17].

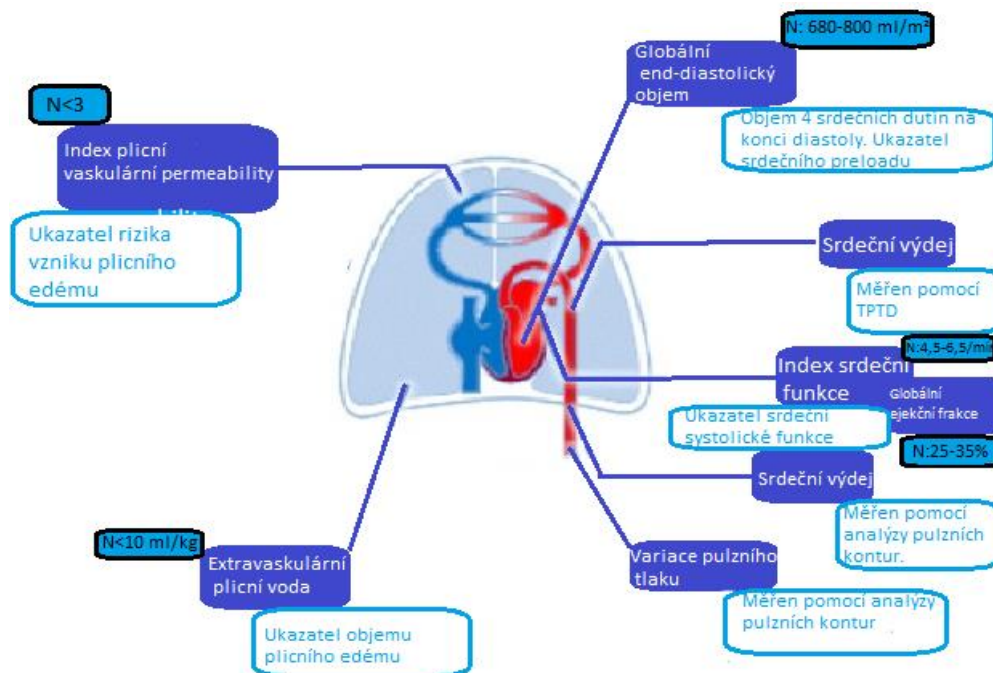
Historie transpulmonální termodiluce sahá až do 70. let 20. století, kdy byla poprvé představena jako metoda měření srdečního výdeje. Od té doby byla tato technika zdokonalena a vyvinuta tak, aby poskytovala komplexnější hemodynamické hodnocení. U dospělých je technika transpulmonální termodiluce s použitím plicních arteriálních katétrů standardním postupem. U dětí však tato metoda představuje riziko a u malých dětí je možné dosáhnout transpulmonální termodiluce prostřednictvím femorální tepny vstříknutím definovaného množství studeného fyziologického roztoku do centrálního žilního katétru a sledováním teploty krve ve femorální tepně [16,18].

Transpulmonální termodiluce je spolehlivá technika měření srdečního výdeje a poskytuje úplné hemodynamické hodnocení prostřednictvím srdečního výdeje a dalších ukazatelů. Tato technika byla v průběhu let zdokonalována a vyvíjena, aby poskytovala komplexnější hemodynamické hodnocení. Technika transpulmonální termodiluce umožňuje hodnocení preloadu, srdečního výdeje, plicních objemů a ukazatelů kontraktility bez nutnosti průchodu katétru pravým srdcem. Tato technika byla porovnávána s jinými metodami měření srdečního výdeje, jako je termodiluce plicní tepny, a bylo zjištěno, že je v mnoha podmínkách lepší metodou.

### **3.4.2 Hemodynamické monitorování v intenzivní péči: Nové možnosti a výhody termodiluční průtokové metody**

Technika zahrnuje analýzu termodiluční křivky zaznamenané na hrotu arteriálního katétru po podání studeného bolusu do žilního oběhu. Transpulmonální termodiluce

intermitentně měří srdeční výdej, což umožňuje kalibraci analýzy pulzové kontury. To nám poskytuje nepřetržité monitorování srdečního výdeje v reálném čase, které není možné při použití katétru v plicní tepně. Kromě srdečního výdeje umožňuje transpulmonální termodiluce také hodnocení nitrohruďných objemů, jako je globální enddiastolický objem (GEDV) a extravaskulární plicní voda (EVLW) [16].



Obrázek 3 Hemodynamické parametry poskytované transpulmonální termodilucí a kalibrovanou analýzou pulzních kontur, jejich význam a fyziologické hodnoty (N). Vlastní dle originálu [16, str. 1].

Jednou z výhod transpulmonální termodiluce je, že umožňuje hodnotit preload, srdeční výdej, plicní objemy a ukazatele kontraktility bez nutnosti průchodu katétru pravým srdcem. Ve srovnání s katétre v plicní tepně se tak jedná o méně invazivní techniku. Transpulmonální termodiluce se stále častěji používá u kriticky nemocných pacientů k hemodynamickému monitorování [16,17].

Systémy TPTD lze kalibrovat pomocí bolusových termodilučních měření, které zvyšují jejich přesnost. Kromě CO poskytují systémy TPTD i další hemodynamická měření, jako je variace tepového objemu a variace pulzního tlaku, které lze použít k posouzení reakce na tekutiny. TPTD rovněž umožňuje hodnocení globálního enddiastolického objemu k odhadu srdečního preloadu a indexu srdeční funkce, jakož i ejekční frakce k hodnocení systolické čerpací funkce srdce [11,20].



TPTD se doporučuje pro hodnocení akutního oběhového selhání, které nereaguje na počáteční léčbu nebo které je spojeno se syndromem akutní respirační tísně. Další měření, která TPTD poskytuje, umožňují kompletní hemodynamické zhodnocení pacienta v šoku. TPTD lze rovněž použít ke kvantifikaci plicního edému, posouzení kapilárního úniku a hodnocení plicní cévní propustnosti [16,20].

### **3.4.3 Porozumění monitorace srdečního výdeje pomocí transpulmonální termodiluce ( $CO_{TPTD}$ ): komplexní přehled jeho výhod a přesnosti při měření srdečního výdeje.**

Metoda  $CO_{TPTD}$  pro měření srdečního výdeje je založena na Stewartově-Hamiltonově vzorci, který používá i metoda PAC.  $CO_{TPTD}$  se však určuje detekcí studeného roztoku v systémové tepně poté, co prošel pravým srdcem, plícemi, levým srdcem a aortou. V důsledku toho má křivka  $CO_{TPTD}$  delší dobu trvání, nižší maximální změnu teploty a delší dobu do návratu k výchozí teplotě.  $CO_{TPTD}$  je méně ovlivněna přechodným snížením srdeční frekvence vyvolaným chladem během injekce a respiračními změnami [21].

Studie srovnávající  $CO_{TPTD}$  se srdečním výdejem měřeným pomocí plicnicového katétru ( $CO_{PA}$ ) zjistily mírně vyšší hodnoty u  $CO_{TPTD}$ , ale tento rozdíl není klinicky významný. Mezi oběma technikami existuje vynikající korelace v mnoha experimentálních a klinických situacích, včetně kardiochirurgických operací, popálenin, sepse a těžké dysfunkce levé komory.  $CO_{TPTD}$  má srovnatelnou přesnost jako  $CO_{PA}$  a umožňuje spolehlivé sledování změn CO v čase. Metoda  $CO_{TPTD}$  byla rovněž validována oproti Fickově metodě, a to i u velmi malých dětí [18].

Celkově má metoda  $CO_{TPTD}$  oproti jiným metodám několik výhod, včetně schopnosti odrážet výdej z levé komory a odolnosti vůči přechodným poklesům srdeční frekvence a změnám srdečního výdeje vyvolaným chladem. Metoda TPTD je také méně ovlivněna změnami dýchání a má srovnatelnou přesnost jako  $CO_{PA}$ , což umožňuje spolehlivé sledování změn srdečního výdeje v čase [16].

#### **3.4.4 Pokroky v hodnocení preladu: GEDV jako spolehlivá metoda měření srdečního výdeje.**

Pokroky v hodnocení preladu vedly k vývoji nových metod měření srdečního výdeje. Jednou ze spolehlivých metod je měření globálního enddiastolického objemu pomocí techniky transpulmonální termodiluce. GEDV je objem krve v srdci na konci diastoly, těsně před začátkem systoly. Odráží preload srdce a je měřítkem plicního tlaku a objemu komor [21].

GEDV má důležitý klinický význam, protože může být použit k řízení podávání tekutin u kriticky nemocných pacientů. Měření GEDV může pomoci určit, zda je pacient hypovolemický nebo přetížený tekutinami, a řídit rozhodnutí o resuscitaci tekutinami a vazopresorické terapii [21].

Používání GEDV jako míry preladu má však některá omezení. Jedním z omezení je, že měření GEDV je ovlivněno změnami nitrohrudního tlaku, například změnami způsobenými mechanickou ventilací nebo pozitivním tlakem na konci výdechu. [16]

Závěrem lze říct, že měření GEDV pomocí transpulmonální termodiluce je spolehlivou metodou pro hodnocení srdečního preladu. GEDV přesně odráží reakci na tekutiny a je přesnější než tradiční metody, jako je centrální žilní tlak a tlak v zaklínění [21].

##### **3.4.4.1 Výpočet globálního end-diastolického objemu**

TPTD kromě měření srdečního výdeje poskytuje odhady intrathorakálních objemů, které mají významné patofyziologické důsledky. Tento odhad zahrnuje analýzu termodiluční křivky a její logaritmický průběh. Intrathorakální termický objem (ITTV) (celkový objem chladového indikátoru mezi místem vpichu a místem detekce) se získá vynásobením srdečního výdeje středním tranzitním časem (MTt), tzn. Čas, kdy polovina použitého indikátoru projde skrz termistor [21].

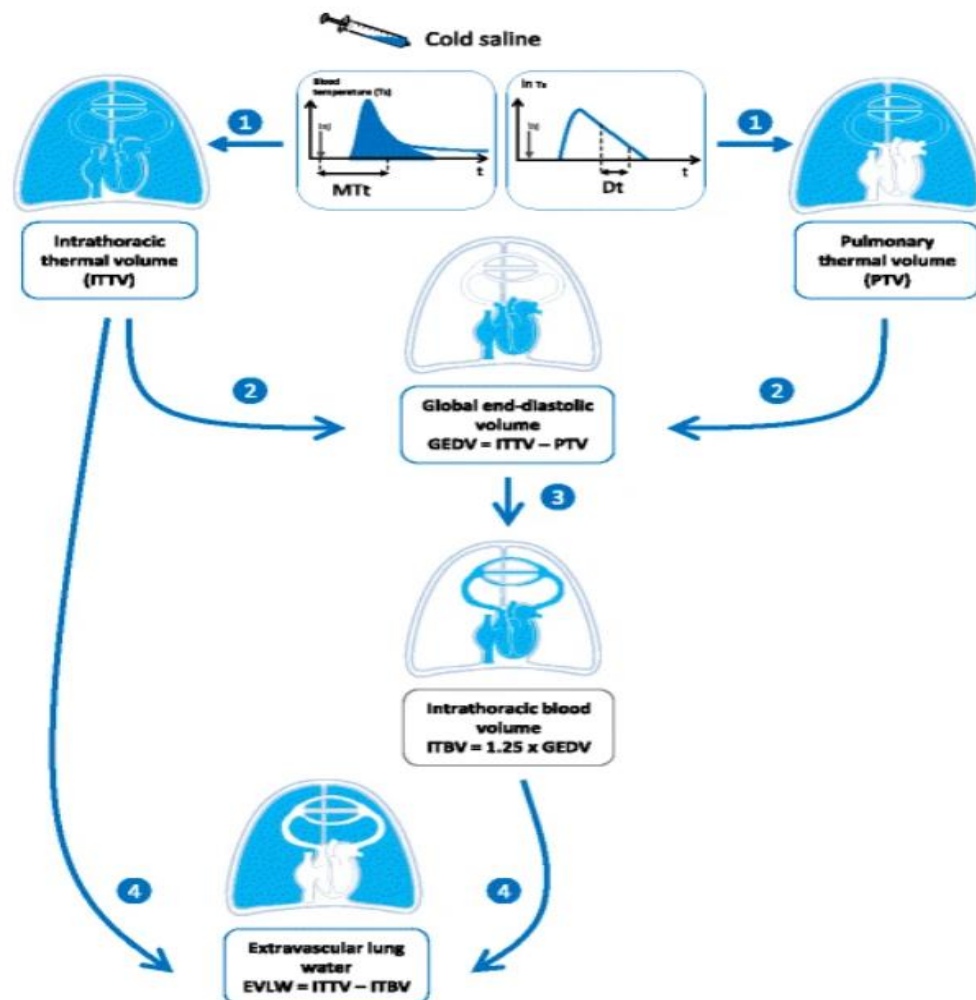
$$ITTV = CO \times MTt$$

Zatímco celkový plicní objem (PTV) (největší objem chladového indikátoru mezi místem vpichu a místem detekce) se získá vynásobením srdečního výdeje dobou poklesu termodiluční křivky (Dt) [21].

$$PTV = CO \times Dt$$

Odečtením plicního termického objemu od intrathorakálního termického objemu získáme globální enddiastolický objem (GEDV), který představuje objem všech čtyř srdečních komor na konci diastoly [1].

$$GEDV = ITTV - PTV = CO \times MTt - CO \times Dt$$



Obrázek 4 Hodnocení nitrohruďního objemu pomocí přístroje PiCCO. Dt doba poklesu, MTt střední tranzitní čas. Cold – studený, saline – roztok), [16, str.4]

#### 3.4.4.2 Vztah mezi globálním end-diastolickým objemem a objemem srdce: Pochopení rozdílů a důsledky pro klinickou praxi.

Je důležité si uvědomit, že globální end-diastolický objem není totožný s objemem samotného srdce. GEDV je měřítkem celkového objemu krve v srdci na konci diastoly, který zahrnuje jak objem krve v komorách, tak objem krve ve velkých žilách, které přivádějí krev do srdce [1].

U zdravých jedinců se GEDV obvykle pohybuje mezi 680 a 800 mililitry, zatímco celkový objem krve v srdci (v síních a komorách) je přibližně 300 mililitrů. To znamená, že GEDV je obvykle více než dvakrát větší než objem samotného srdce [21].

U pacientů se srdečním selháním nebo jiným kardiovaskulárním onemocněním může být GEDV snížen, což svědčí o nedostatečném preloadu a sníženém srdečním výdeji. Naopak u pacientů se sepsí nebo jinými stavy spojenými se zvýšenou kapilární permeabilitou může být GEDV zvýšen v důsledku úniku tekutin do intersticiálního prostoru [1,7].

#### **3.4.5 Index srdeční funkce: V praxi intenzivní péče je třeba se zaměřit na principy, klinický význam a omezení.**

Index srdeční funkce (CFI) je hemodynamický parametr, který poskytuje komplexní hodnocení srdeční výkonnosti. Zohledňuje jak kontraktilitu srdce, tak afterload, proti kterému srdce pracuje [1].

##### 3.4.5.1 Měření CFI a jeho principy

CFI se vypočítá pomocí kombinace dvou dalších hemodynamických parametrů, srdečního výdeje a globálního end-diastolického objemu.

$$CFI = \frac{CO}{GEDV}$$

CFI tedy zohledňuje jak objem přečerpané krve, tak odpor, proti kterému srdce pracuje [1].

### 3.4.5.2 Klinický význam

CFI je užitečný nástroj pro hodnocení srdeční výkonnosti a předpovídání výsledků u kriticky nemocných pacientů. Nízká hodnota CFI může znamenat sníženou srdeční funkci a je spojena s vyšším rizikem úmrtí a dalších nepříznivých následků. Naopak vysoká hodnota CFI může znamenat dobrou srdeční funkci a nižší riziko nepříznivých výsledků. Sledováním CFI můžeme dělat informovaná rozhodnutí o podávání tekutin, vazopresorické terapii a dalších intervencích zaměřených na optimalizaci srdeční činnosti [16].

### 3.4.5.3 Omezení

Přestože je CFI užitečným nástrojem pro hodnocení srdeční funkce, je důležité si uvědomit, že přesnost měření může být ovlivněna různými faktory. Kromě toho CFI nemusí přesně odrážet skutečnou kontraktilní funkci srdce, zejména u pacientů s chlopenním onemocněním nebo jinými strukturálními abnormalitami. Proto je důležité interpretovat měření CFI v kontextu dalších klinických a hemodynamických parametrů [16].

### **3.4.6 Globální ejekční frakce: Principy, klinický význam a omezení při hodnocení srdeční funkce.**

Globální ejekční frakce (GEF) je hemodynamický parametr, který poskytuje přehled o kontraktilní funkci srdce. Měří procento krve vypuzené z levé komory během systoly a lze ji použít k posouzení srdeční funkce v různých klinických kontextech [1].

#### 3.4.6.1 Měření GEF a jeho principy:

Pro výpočet GEF se používá tento vzorec.

$$GEF = \frac{SV}{GEDV} \times 4$$

Tento výpočet platí v případě, kdy enddiastolický objem levé komory je čtvrtina GEDV [16].

#### 3.4.6.2 Klinický význam

GEF je užitečný nástroj pro hodnocení srdeční funkce v různých klinických situacích. U pacientů se srdečním selháním nebo jinými kardiovaskulárními stavy může být GEF snížena, což ukazuje na zhoršenou kontraktilitu a snížený srdeční výdej. Naopak u pacientů se sepsí nebo jinými stavy spojenými se zvýšeným srdečním výdejem může být GEF zvýšená. Sledováním GEF můžeme rozhodnout o potřebě inotropní podpory, podávání tekutin a dalších intervencí zaměřených na optimalizaci srdeční funkce [16].

#### 3.4.6.3 Omezení

Hlavním omezením CFI a GEF při hodnocení GEDV je dilatace pravé srdeční komory. Při dilataci pravé srdeční komory se GEDV zvyšuje a index srdeční funkce a globální ejekční frakce se snižují [16].

### 3.4.7 Extravaskulární plicní voda

Jedná se o hemodynamický parametr, který poskytuje informace o množství tekutiny v plicích. Extravaskulární plicní voda (EVLW) lze měřit pomocí transpulmonální termodiluce. Jde o užitečný nástroj pro hodnocení plicního edému [1].

Přesnost měření EVLW může být ovlivněna různými faktory, jako jsou změny polohy těla, stav dýchání a cévní tonus. Kromě toho nemusí EVLW přesně odrážet závažnost plicního edému u pacientů se základním plicním onemocněním nebo jinými faktory, které ovlivňují plicní cévní propustnost. Proto je důležité interpretovat měření EVLW v kontextu dalších klinických a hemodynamických parametrů [16].

EVLW byla intenzivně studována v souvislosti se syndromem akutní respirační tísně (ARDS), což je závažná forma respiračního selhání charakterizovaná rozsáhlým zánětem a hromaděním tekutiny v plicích. Ukázalo se, že EVLW je užitečným nástrojem pro diagnostiku a monitorování ARDS a pro předpovídání výsledků léčby pacientů. Kromě toho bylo prokázáno, že podávání tekutin pod kontrolou EVLW zlepšuje klinické výsledky u pacientů s ARDS [1].

Pro výpočet EVLW můžeme využít vzorec:

$$EVLW = ITBV - ITTV$$

ITBV .....intrathorakální objem krve, což je objem krve obsažený v hrudníku a zahrnuje objem krve v plicním oběhu.

ITTV .....nitrohruční termální objem, což je objem krve, jehož teplota se liší o více než 0,5°C od průměrné teploty krve v hrudníku [1].

Předpokladem tohoto vzorce je, že rozdíl mezi ITBV a ITTV odráží objem vody, který se přesunul z plicního oběhu do plicní tkáně. Tento předpoklad však nemusí vždy platit, protože distribuci vody v plicích mohou ovlivnit i další faktory, jako jsou změny v plicní cévní propustnosti a lymfatické drenáži [11].

Ačkoli tedy tento vzorec může poskytnout rychlý a jednoduchý odhad EVLW, nemusí být tak přesný jako jiné vzorce, které přímo měří změny tlaku a teploty v plicní cirkulaci. Je také důležité si uvědomit, že všechny tyto vzorce je třeba interpretovat s opatrností a v kontextu dalších klinických informací, protože jsou pouze nepřímými mírami plicní vody a nemusí přesně odrážet závažnost plicního poškození nebo onemocnění [11].

#### 3.4.7.1 Komplexní vztah mezi PEEP a EVLW při mechanické ventilaci: Zkoumání přínosů a problémů

PEEP (positive end-expiratory pressure) je mechanická ventilační technika, která pomáhá udržovat dýchací cesty a plicní sklípky otevřené a zabraňuje jejich kolapsu během výdechu. PEEP může ovlivnit měření EVLW několika způsoby v závislosti na konkrétním pacientovi a klinickém kontextu [1].

Obecně platí, že zvýšení PEEP může snížit EVLW tím, že zlepší poddajnost plic a sníží hromadění tekutiny v plicích. Předpokládá se, že k tomuto účinku dochází proto, že vyšší hodnoty PEEP mohou pomoci regenerovat kolabovanou nebo atelektatickou plicní tkáň a zlepšit poměr ventilace a perfuse [1,16].

Vztah mezi PEEP a EVLW však může být složitý a liší se v závislosti na základním stavu plic, celkovém stavu tekutin u pacienta a dalších klinických faktorech. Například v některých případech může zvýšení PEEP ve skutečnosti zvýšit EVLW snížením srdečního výdeje a zvýšením plicního kapilárního tlaku, což vede ke zvýšené filtraci tekutin do extravaskulárního prostoru. Kromě toho mohou mít někteří pacienti základní onemocnění, která je činí náchylnějšími k hromadění tekutin, jako je akutní poškození ledvin, sepse nebo městnavé srdeční selhání, což může ovlivnit reakci na PEEP [16].

#### **3.4.8 Index plicní cévní propustnosti: Nástroj pro hodnocení funkce plic u kriticky nemocných pacientů**

Index plicní vaskulární permeability (PVPI) je hemodynamický parametr, který odráží stupeň plicní vaskulární permeability a akumulace tekutiny v plicích.

$$PVPI = \frac{EVLW}{PBV}$$

PBV.....objem plicní krve

PBV lze odhadnout pomocí globálního enddiastolického objemu (GEDV) srdce [1].

$$PBV = \frac{GEDV}{4}$$

Vydělením GEDV čtyřmi získáme odhad PBV, což je část GEDV, o které se předpokládá, že je v plicním oběhu [1].

Ačkoli se v klinické praxi běžně používá předpoklad 25 %, je důležité si uvědomit, že skutečný podíl srdečního výdeje, který protéká plicním oběhem, se může lišit v závislosti na mnoha faktorech, jako je věk, pohlaví, hmotnost a základní onemocnění. Proto použití pevného podílu GEDV k odhadu PBV nemusí být u všech pacientů přesné [16].

Obecně platí, že vyšší hodnota PVPI znamená větší propustnost plicních cév a hromadění tekutiny v plicích, často se vyskytuje u pacientů se syndromem akutní



respirační tísně nebo pneumonií. Hodnoty PVPI mohou být užitečné pro sledování odpovědi na léčbu a pro rozhodování o mechanické ventilaci a podávání tekutin [16].

PVPI je užitečným nástrojem pro hodnocení funkce plic u kriticky nemocných pacientů, protože poskytuje informace o stupni průchodnosti plicních cév a hromadění tekutin v plicích. Například vyšší hodnota PVPI může naznačovat potřebu agresivnějšího podávání tekutin nebo strategie mechanické ventilace, zatímco nižší hodnota PVPI může naznačovat, že se funkce plic zlepšuje a že je možné léčbu omezit [16].

Kromě využití v intenzivní péči se PVPI zkoumá také jako potenciální biomarker poškození a onemocnění plic u jiných skupin obyvatel, například u pacientů se sepsí nebo akutním srdečním selháním. K úplnému objasnění klinické užitečnosti PVPI a stanovení jeho optimálních mezních hodnot a prahových hodnot pro různé skupiny pacientů a klinické scénáře je zapotřebí dalšího výzkumu [16].

#### **3.4.9 Omezení transpulmonální termodiluce: Invazivní postup a přesnost metody.**

Transpulmonální termodiluce umožňuje úplné posouzení srdečního výdeje a dalších ukazatelů. Tato metoda má však svá omezení. Zaprvé se jedná o invazivní postup, který vyžaduje arteriální a hlubokou žilní linku. Za druhé, přesnost metody závisí na splnění určitých podmínek, jako je konstantní průtok krve, žádná nebo minimální ztráta indikátoru mezi vpichem a detekčním bodem, úplné promíchání indikátoru s krví a průchod indikátoru detekčním bodem pouze jednou. Aby byla splněna poslední podmínka, přerušuje se křivka ředění ve spádové části na základě specifického algoritmu, aby se zabránilo účinkům recirkulace [16].

Navzdory těmto omezením má transpulmonální termodiluce oproti jiným invazivním technikám, jako je katetr v plicní tepně, své výhody. Umožňuje nepřetržité monitorování srdečního výdeje v reálném čase, což katetr plicní tepny neumožňuje. Kromě toho poskytuje několik proměnných nad rámec srdečního výdeje, například enddiastolický objem čtyř srdečních dutin, který je ukazatelem srdečního preloadu [16].

Podle poskytnutých výsledků výzkumu bylo zjištěno, že transpulmonální termodiluce (TPTD) je méně přesná u pacientů s nízkým srdečním výdejem, zejména pokud je srdeční index nižší než 2,5 l/min/m<sup>2</sup>. Důvodem je skutečnost, že TPTD je založena na měření malých změn teploty krve, které mohou být u pacientů s nízkým srdečním výdejem obtížně zjistitelné [23].

Závěrem lze říct, že transpulmonální termodiluce má sice svá omezení, jako například to, že se jedná o invazivní proceduru, a vyžaduje splnění určitých podmínek, aby byla přesná, přesto se však jedná o cennou techniku pro hemodynamické monitorování u kriticky nemocných pacientů.

#### **3.4.10 Další metody transpulmonární diluce pro odhad srdečního výdeje u kriticky nemocných pacientů**

Transpulmonální termodiluce je běžně používaná metoda měření srdečního výdeje a dalších hemodynamických parametrů u kriticky nemocných pacientů. Existuje však několik dalších metod transpulmonální diluce, které lze rovněž použít k odhadu srdečního výdeje a dalších parametrů.

Jednou z těchto metod je transpulmonální diluce lithia, které zahrnuje injekci bolusu chloridu lithného do centrální žíly a následné měření koncentrace léčiva v arteriální krvi po jeho zředění průchodem plicemi. Změnu koncentrace v čase lze použít k odhadu srdečního výdeje a dalších parametrů. Další metodou je transpulmonální diluce indocyaninovou zelení, která zahrnuje stejný postup jako u diluce lithia, tedy měření změny koncentrace [1].

### **3.5 Plicnicový katetr**

#### **3.5.1 Katetrizace plicní tepny: Úvod, hemodynamické parametry a klinické aplikace**

Plicní katétr (PAC), známý také jako Swan-Ganzův katétr se zavádí do krční nebo podklíčkové žíly pacienta a zavádí se do plicní tepny. Tento invazivní monitorovací nástroj nám umožňuje získávat v reálném čase hemodynamické údaje, jako je srdeční výdej, tlak v plicní tepně a tlak v plicním kapilárním zaklínění. Plicní arteriální katétr je považován za zlatý standard při léčbě kriticky nemocných pacientů, zejména pacientů se

syndromem akutní respirační tísně, septickým šokem a městnavým srdečním selháním. Používání tohoto katétru je v posledních letech kontroverzní kvůli obavám z jeho možných rizik a omezení při zlepšování výsledků pacientů. Přesto zůstává v rukou zkušených lékařů cenným nástrojem pro monitorování a zvládnání hemodynamické nestability u kriticky nemocných pacientů [24].

Informace získané z PAC mohou být vodítkem při rozhodování o léčbě a pomáhají nám optimalizovat výsledky léčby pacientů. PAC může například pomoci určit potřebu vazodilatačních léků, posoudit reakci na podávání tekutin a řídit mechanickou ventilaci u pacientů se syndromem akutní respirační tísně [21].

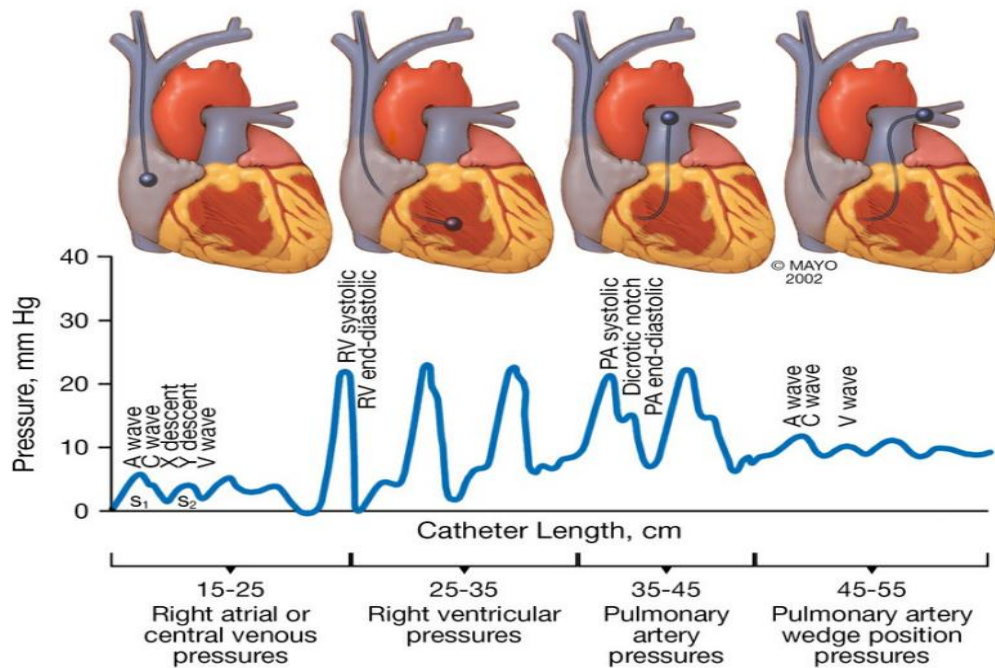
### **3.5.2 Technika zavedení**

PAC je typ katétru, který je vyroben z polyvinylchloridu a má více lumenů. Obvykle je dlouhý 110 cm a má vnější průměr 5F až 8F. Katétr má balónek umístěný v blízkosti distálního lumen může být použit k různým účelům, včetně převodu tlaku v plicní tepně a pravé síni, průchodu elektrických vodičů, infuze léků a odběrů krve, průchodu elektrod kardiostimulace nebo nafukování balónku. Některé PAC mají také spirálové elektrické vlákno, které se používá při kontinuálním měření srdečního výdeje [1,21].

K zavedení PAC by měl být přítomen sheath vhodného kalibru do velké žíly, jako je vnitřní jugulární, stehenní, podklíčková nebo brachiální žíla. Zaváděcí sheath by měl být schopen pojmout zvolený PAC, který má obvykle velikost 6F až 9F. K dispozici by měl být také plastový návlek, který zakryje PAC, aby byla zachována jeho sterilita během zavádění a manipulace. Během zavádění katétru by mělo být k dispozici také elektrokardiografické a hemodynamické monitorování.

Pro zavedení katétru do plicní tepny je třeba vytvořit sterilní pole a zavést zaváděcí sheath do žíly pacienta pomocí Seldingerovy techniky. Lumeny katétru by měly být propláchnuty fyziologickým roztokem, aby se zabránilo vzduchové embolii. Ke katétru by měly být připojeny tlakové snímače a přes PAC by měl být přehozen sterilní návlek. Kompetitivnost balónku by měla být zkontrolována jeho nafouknutím výrobcem specifikovaným množstvím vzduchu, obvykle 1,0 až 1,5 ml. Katétr by měl být posouván do sheathu, dokud není dosaženo centrální žilní nebo pravostranné tlakové křivky. Poté by měl být balónek pomalu nafouknut a katétr by měl být unášen ve směru toku krve.

Jak monitor tlaku na konci PAC vstupuje do postupných komor, mění se průběh tlaku. Katétr by měl být posouván s nafouknutým balónkem, dokud nedojde ke ztrátě systolického vzestupu plicní tepny a poklesu tlaku, který je stejný nebo menší než diastolický tlak v plicní tepně. Tento konečný tlak představuje tlak v zaklínění v plicní tepně. Poté je třeba balónek vypustit a katétr sterilně zajistit. Měl by být udělán rentgenový snímek pro potvrzení konečného průběhu a polohy katétru [1,21].



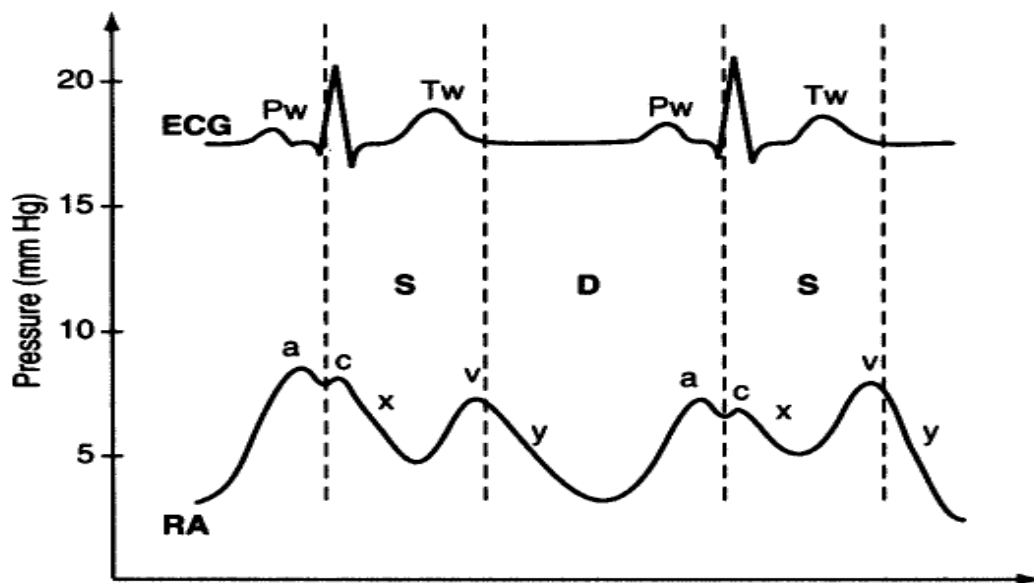
Obrázek 5 Postup balónku plicnicového katru a charakteristické sledování změn tlaku během zavádění. PA – plicní tepna, RV – pravá komora [21 str. 1850].

### 3.5.3 Pochopení morfologie tlakových křivek při katetrizaci plicnice

Průběh PAC má několik složek, které jsou klíčové pro identifikaci určité chlopenní patologie. Křivka začíná vlnou a, která se objevuje pozdě v komorové diastole, je způsobena aktivní kontrakcí síní a na elektrokardiogramu se objevuje po vlně P.

Vlna c se objevuje na začátku komorové systoly a je způsobena uzávěrem trikuspidální chlopně. Sestup x se objevuje v polovině systoly po vlnách a a c a je způsoben relaxací síní. Vlna v se objevuje pozdě v systole, je způsobena plněním síní ze systémové žilní krve a na elektrokardiogramu se objevuje po vlně T [25].

Posledním dějem je sestup y, který se objevuje na začátku komorové diastoly, je způsoben otevřením trikuspidální chlopně a pasivním vyprázdněním pravé síně a objevuje se po vlně v. Vlna a zahajuje další cyklus. Je důležité si uvědomit, že klíčem k rozpoznání těchto složek síňové vlny je časování tlakové vlny s elektrokardiogramem; vlny nelze rozpoznat pouze podle tvaru nebo morfologie. Je třeba porovnat časově závislé elektrokardiografické sledování s tvarem vlny. Těmito dvěma orientačními body jsou vlna a a vlna v (následující po vlně P, resp. vlně T na elektrokardiogramu) [25].



Obrázek 6 Tlaková křivka pravé síně, vlny a-c-x-v-y, D=diastola, ECG=elektrokardiogram, Pw=vlna P, RA=tlaková křivka pravé síně, S=systola, Tw=vlna T, Pressure-Tlak [25 str.5].

### 3.5.4 Katétry pro plicní tepny: Pochopení významu a přesnosti měření tlaku v zaklínění v plicní tepně

Když se balónek na katétru nafoukne, vytvoří v malé větvi plicní tepny uzávěr, který dočasně přeruší průtok krve v dané oblasti. Průtok krve ve zbytku plicního oběhu však pokračuje normálně a mezi hrotem PAC a levou síní je stále souvislý sloupec krve. To umožňuje měřit tlak v zaklínění plicní tepny (PAWP), který je důležitým ukazatelem tlaku v levé síni [1].

PAWP se nejlépe měří zprůměrováním end-expiračních tlaků v průběhu několika tepů v bodě před vlnou C. Pro diagnostickou přesnost je nezbytné pečlivé provedení měření PAWP s potvrzením polohy balónku přímým odběrem vzorků krve se saturací kyslíkem vyšší než 95 % [25,27].

Aby bylo zajištěno, že tlak v dýchacích cestách neovlivňuje hodnoty PAWP, doporučuje se porovnávat změny PAWP se změnami tlaku v plicní tepně (PAP) během dechového cyklu. Pokud PAWP odráží tlak v plicní žíle, měly by být tyto změny totožné, protože plicní tepna a žíla by měly být vystaveny stejným změnám nitrohručních tlaků. Kromě toho je důležité měřit PAWP přesně zprůměrováním end-expiračních tlaků během několika kmitů v bodě před vlnou C [1,24].

Souhrnně lze říci, že při nafouknutí balónku a jeho zaklínění do plicní tepny se získá tlaková křivka podobná tlakové křivce v pravé síni. Existují však zdroje chyb, které mohou ztížit diagnostiku, jako je "přetočení" balónku a torze hrotu katétru. Je důležité důsledně měřit PAWP ve stejnou dobu a uvědomit si, že normální průměrná hodnota PAWP je 6 až 12 mm Hg [25].

### **3.5.5 Měření srdečního výdeje pomocí plicnicového katetru**

#### **3.5.5.1 Intermitentní měření srdečního výdeje**

Fickova metoda je široce uznávanou nepřímou metodou stanovení srdečního výdeje. Tato metoda zahrnuje měření rozdílu mezi obsahem kyslíku v arteriální krvi a smíšené žilní krvi a systémovou spotřebou kyslíku ( $VO_2$ ). Rozdíl odráží množství kyslíku extrahovaného tkáněmi, které je úměrné srdečnímu výdeji [1].

Navzdory své přesnosti má Fickova metoda svá omezení. Je ovlivněna změnami v extrakci kyslíku a nemusí přesně odrážet CO u pacientů s nízkým srdečním výdejem. Navíc vyžaduje odběr vzorků arteriální ( $SaO_2$ ) a smíšené žilní krve ( $SvO_2$ ), a to může být u kriticky nemocných pacientů časově a technicky náročné. Při vhodném výběru pacientů a technice však Fickova metoda zůstává cenným nástrojem pro stanovení CO v klinické praxi [1,28].

$$CO = \frac{VO_2}{1,34 \times Hb \times (SaO_2 - SvO_2)}$$

1,34 ml je množství kyslíku vázaného na 1g hemoglobinu

Vzorec vypočítává množství kyslíku spotřebovaného organismem ( $VO_2$ ) na základě přímého měření kyslíku pomocí respirometrie a smíšené žilní saturace kyslíkem, která se uvádí v procentech [28].

Termodiluce je spolehlivá metoda měření srdečního výdeje, která spočívá ve vstříkovaní studeného roztoku o známém objemu a teplotě do proximálního lumen katétru plicní tepny. Analýzou výsledných změn teploty v průběhu času můžeme vypočítat CO pomocí vzorce založeného na Stewartově-Hamiltonově rovnici. Pro získání přesnějšího odhadu se provede více měření, která se zprůměrují, přičemž extrémní hodnoty mohou být vyloučeny, aby se zohlednily případné interference. Tvar teplotní křivky může být ukazatelem srdečního výdeje, přičemž strmý pokles, vysoká amplituda a rychlá normalizace teploty ukazují na vysoký CO, zatímco plochá křivka s pomalým nárůstem, nízkou amplitudou a pomalou normalizací teploty ukazuje na nízký CO [1,28].

#### 3.5.5.2 Kontinuální měření srdečního výdeje

Kontinuální měření srdečního výdeje (CCO) pomocí katétru plicní tepny je spolehlivá a přesná metoda hemodynamického monitorování. Metoda spočívá v použití speciálního katétru do plicní tepny, který je v přibližně 15 cm dlouhém úseku mezi proximálním a distálním koncem katétru pokryt teplotním vláknem. Každých 30-60 s jsou vysílány teplotní pulzy, které zaznamenávají změny teploty krve, a údaje jsou přenášeny do monitoru, kde jsou naměřené hodnoty průběžně vyhodnocovány na stejném principu jako při bolusovém podání studeného roztoku. Na displeji se zobrazují aktuální údaje o srdečním výdeji za posledních 3-6 min. Tato metoda byla dobře ověřena v experimentálních podmínkách a u různých kategorií pacientů. Bylo prokázáno, že CCO je přesnější než různé jiné metody měření srdečního výdeje, včetně Fickovy metody. Kromě toho se ukázalo, že CCO je přesnější a méně variabilní než technika intermitentní bolusové termodiluce. Tato metoda navíc nepoužívá další objemové bolusy, což snižuje riziko infekce. Je však důležité poznamenat, že kontinuální měření srdečního výdeje může být zkreslené, pokud jsou do proximálního konce katétru aplikovány větší objemy infuzí, které ovlivňují teplotu krve podél vláken a způsobují falešně nízký srdeční výdej [1,28].

Proto je důležité pečlivě zvážit omezení této metody a podle toho interpretovat výsledky. Na druhou stranu metoda CCO je nezávislá na lékaři, injekční technice a injekčním objemu a není ovlivněna nastavením ventilátoru. Díky vysoké frekvenci vzorkování v náhodných časových bodech ventilačního cyklu. To umožňuje detekci menších výkyvů CO [28].

### **3.5.6 Monitorace preloadu**

Postupem času se ukázalo, že statické plicní tlaky, jako je CVP a PAWP, by neměly být používány zaměnitelně s preloadem srdce. Vztah tlaku a objemu pravé komory má trojúhelníkový tvar vzhledem k charakteristice plicního cévního řečiště. Různé podmínky zatížení mohou tento vztah změnit, což vede ke zvýšení plicního tlaku a snížení plicního objemu. Změny preloadu nemusí nutně vést k úměrným změnám plicního tlaku. Přestože nejsou vhodné pro hodnocení preloadu, CVP a PAWP by měly být stále měřeny, protože hrají klíčovou roli při určování orgánového perfuzního tlaku. Zvýšený CVP byl u různých kategorií pacientů spojen s poruchou mikrocirkulačního průtoku krve, akutním poškozením ledvin a jater. Rychle stoupající nebo zvýšený CVP a PAWP může znamenat nutnost přerušit resuscitaci tekutinami. Zvýšení CVP v reakci na tekutinovou výzvu beze změny srdečního výdeje může naznačovat špatnou reakci na tekutiny a možnou dysfunkci pravé komory [28].



## 4 METODIKA

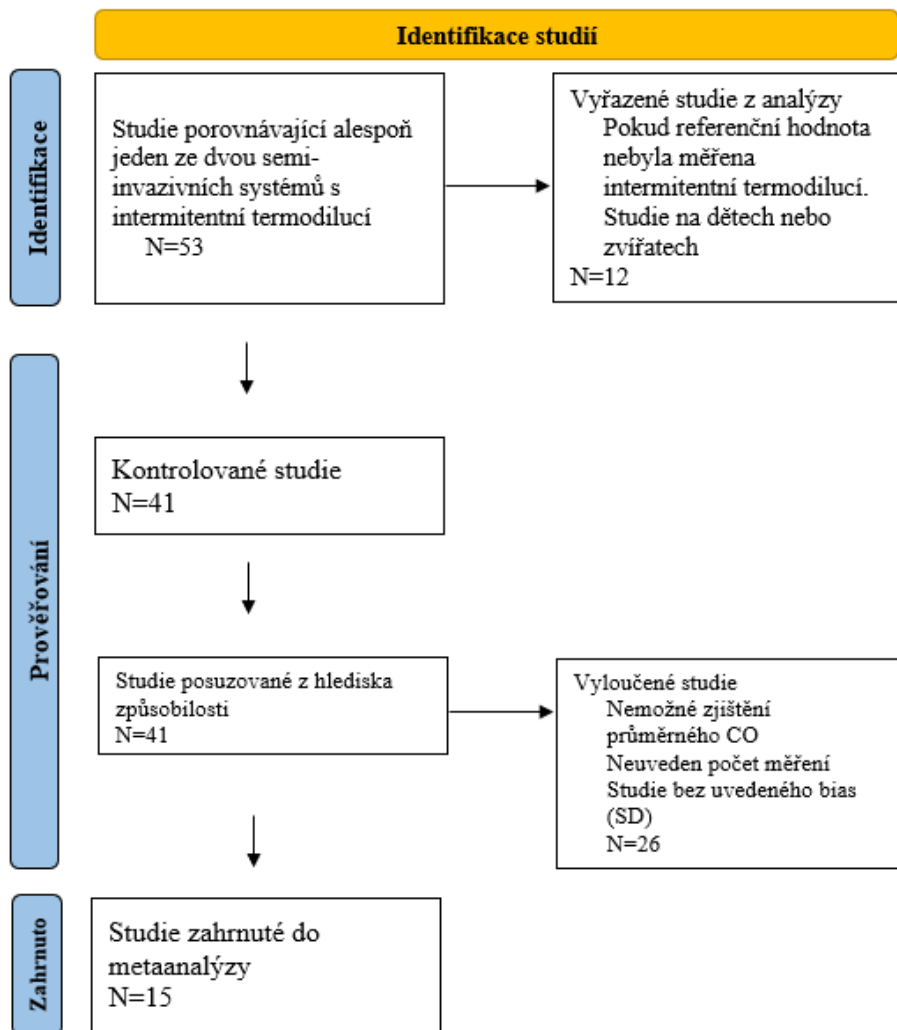
### 4.1 Metaanalýza

Metody metaanalýzy nám umožňují integraci a syntézu výsledků z více studií, což může často odhalit významné přínosy léčby, které by jinak mohly být přehlédnuty. V mnoha lékařských oborech se více studií zabývá podobnými otázkami týkajícími se klinické účinnosti léčby, například zda nová léčba přináší větší výhody než léčba konvenční. Ačkoli jednotlivé studie nemusí prokázat statisticky významný rozdíl mezi oběma léčebnými postupy, kombinace výsledků těchto studií pomocí technik metaanalýzy může odhalit významné přínosy léčby [29]. Metaanalýzy jsou nyní všeobecně uznávány, jako základní nástroje lékařského výzkumu pro integraci a syntézu poznatků z více studií k odhalení významných přínosů léčby, které by jinak mohly zůstat nepovšimnuty.

#### 4.1.1 Výběr studií

Po vymezení výzkumné otázky bylo provedeno rozsáhlé vyhledávání v elektronických databázích s cílem identifikovat relevantní studie. K tomuto účelu byly použity databáze Pub Med, Google Scholar, Springer link a Connected papers. Vyhledávání bylo zaměřeno na téma semiinvasivního měření srdečního výdeje. K vyhledání všech použitelných článků byla použita kombinace specifických klíčových slov, jako jsou "srdeční výdej", "termodiluční CO (PAC)", "semiinvasivní a minimálně invazivní CO", "PiCCO", "LiDCO" a "zlatý standard CO".

Systematický přehled se řídil doporučenými metodami a dodržoval kritéria stanovená skupinou PRISMA (Preferred Reporting Items for Systematic Reviews and Meta-Analyses). Nejprve byly přezkoumány názvy a abstrakty studií s cílem vyloučit nerelevantní položky. Byly získány plné texty zbývajících článků a posouzeno, zda splňují kritéria způsobilosti. Tato kritéria zahrnovala publikaci v recenzovaném časopise, studii provedenou u dospělých pacientů a použití srdečního výdeje měřeného pomocí katétru plicní tepny jako referenčního ukazatele namísto kontinuálního měření CO. Po důkladném přezkoumání bylo do analýzy vybráno 15 klinických studií.



Obrázek 7 PRISMA diagram

#### 4.1.2 Přesnost získaných dat

Proces získávání dat zahrnoval použití standardizovaného formuláře ke shromažďování relevantních informací z vybraných studií. Klíčové parametry, které nás zajímaly, zahrnovaly průměrný srdeční výdej měřený pomocí systémů analýzy pulzové vlny (PiCCO a LiDCO), průměrnou referenční hodnotu měřenou termodilucí pomocí katétru v plicnici a počet měření uvedených v každé studii.

Aby byla zajištěna analýza zaměřená na údaje o srdečním výdeji získané z analýzy arteriální pulzové vlny, byly vyloučeny parametry nesouvisející s tímto specifickým měřením, jako je systémová cévní rezistence nebo objemové parametry. Primárně byl

sledován počet pacientů, průměrný naměřený srdeční výdej, směrodatná odchylka (SD) a bias, který představuje rozdíl v průměrných hodnotách jednotlivých měření mezi semiinvasivním systémem a intermitentní bolusovou termomodulací.

Je třeba poznamenat, že ne všechny studie poskytly přesný počet měření, ale byl uveden alespoň počet pacientů zahrnutých do měření.

Tabulka 5 Přehled studií

Název studie	Rok publikace	Místo vydání	Typ publikace	Velikost vzorku (počet pacientů/počet měření)
Ostergaard et al. [31]	2006	Acta Anaesthesiologica Scandinavica	odborný článek	25/?
Buhre et al. [32]	1999	Journal of Cardiothoracic and Vascular Anesthesia	odborný článek	12/36
Zöllner et al. [33]	2000	Journal of Cardiothoracic and Vascular Anesthesia	odborný článek	12/228
Hadian et al. [34]	2010	Critical Care	odborný článek	17/?
Lamia et al. [35]	2018	Journal of Clinical Monitoring and Computing	odborný článek	21/?
Della Rocca et al. [36]	2002	British Journal of Anaesthesia	odborný článek	62/186
Halvorsen et al. [37]	2007	British Journal of Anaesthesia	odborný článek	30/252
Mielck et al. [38]	2003	Journal of Cardiothoracic and Vascular Anesthesia	odborný článek	22/96
de Wilde et al. [39]	2007	Anaesthesia	odborný článek	24/199
Della Rocca et al. [40]	2003	Canadian Journal of Anaesthesia	odborný článek	58/318
Yamashita et al. [41]	2008	Journal of Cardiothoracic and Vascular Anesthesia	odborný článek	20/?
Costa et al. [42]	2008	Intensive Care Medicine	odborný článek	23/151
Missant et al. [43]	2008	European Journal of Anaesthesiology	odborný článek	20/149
Mora et al. [44]	2011	Anaesthesia	odborný článek	30/220
Rodriguez et al. [45]	2002	Critical Care Medicine	odborný článek	31/93

#### 4.1.3 Kvantifikace jednotlivých studií

U metaanalýz, do kterých vstupuje malé množství studií, je možné popsat studie jednotlivě. V mém případě jsem studie rozdělil do dvou skupin. První skupinou (N= 10) byla měření, která byla prováděna systémem PiCCO a druhá skupina (N= 4) pro měření systémem LiDCO.

Celkový počet pacientů, u kterých byl monitorován srdeční výdej je 407 a provedených měření pro 11 studií bylo 1928, čtyři studie ve svých záznamech neměli celkový počet měření uveden. Kvantifikace jednotlivých studií by poté vypadala následovně, první skupina měla celkový počet pacientů (N<sub>1</sub>= 303) a srdeční výdej byl monitorován (N<sub>1</sub>= 1315), druhá skupina monitorovala celkově (N<sub>2</sub>=104) pacientů a provedla (N<sub>2</sub>=603) měření.

Tabulka 6 Stručná charakteristika jednotlivých studií

Název studie	Průběh měření	Používaný systém	Místo vstupu
Ostergaard et al. [31]	Operace srdce (JIP)	PiCCO	femorální tepna
Buhre et al. [32]	Operace srdce	PiCCO	femorální tepna
Zöllner et al. [33]	JIP po operaci srdce	PiCCO	femorální tepna
Hadian et al. [34]	JIP po operaci srdce	PiCCO	radiální/femorální tepna
Lamia et al. [35]	JIP po operaci srdce	PiCCO	radiální/femorální tepna
Della Rocca et al. [36]	Transplantace jater	PiCCO	femorální tepna
Halvorsen et al. [37]	Operace srdce	PiCCO	femorální tepna
Mielck et al. [38]	JIP po operaci srdce	PiCCO	femorální tepna
de Wilde et al. [39]	Operace srdce	PiCCO	radiální tepna
Della Rocca et al. [40]	Transplantace plic	PiCCO	femorální tepna
Yamashita et al. [41]	Operace srdce	PiCCO	femorální tepna
Costa et al. [42]	Transplantace jater	LiDCO	radiální tepna
Missant et al. [43]	Operace srdce	LiDCO	radiální tepna
Mora et al. [44]	JIP po operaci srdce	LiDCO	radiální tepna
Rodriguez et al. [45]	JIP po velké operaci	LiDCO	radiální tepna

Z tabulky 6 lze vyčíst, že většina měření byla prováděna na jednotkách intenzivní péče (JIP) po operacích srdce (N= 6), dále pak měření, která byla prováděna při operacích na srdci (N= 5), jedna studie prováděla měření přímo během operace srdce a dále v nich pokračovala na jednotce intenzivní péče. Tři studie se zabývali měřením srdečního výdeje během transplantace plic (N=1) respektive jater (N= 2).

U první skupiny pro systém PiCCO lze vyčíst, že nejčastějším místem vstupu do arteriálního řečiště byla femorální tepna (N= 8), jedna studie si jako místo vstupu vybrala tepnu radiální a ve dvou studiích šlo o kombinaci těchto dvou vstupů (N=2). Skupina číslo dvě si pro měření srdečního výdeje vybrala vstup skrz radiální tepnu (N= 4).

#### 4.1.4 Forest plot – lesní graf

Získané údaje byly podrobeny důkladné statistické analýze za použití vhodných metod. Metaanalýza byla provedena pomocí analytického softwaru OpenMeta

(Analyst) [49], aby se vypočítal průměrný rozdíl v měření srdečního výdeje mezi analýzou pulzové vlny a termodilucí. Pro vizuální prezentaci výsledků jednotlivých studií a celkového souhrnného odhadu byl vytvořen Forest plot (lesní graf).

Toto vizuální zobrazení zachycuje klíčové charakteristiky každé jednotlivé studie zahrnuté do analýzy. Každá studie je označena černým čtvercem, jehož velikost odpovídá velikosti vzorku (počtu měření) nebo počtu pacientů zapojených do studie.

K zajištění míry přesnosti označují vodorovné čáry vycházející z bodového odhadu každé studie 95% interval spolehlivosti. Tyto intervaly pomáhají posoudit rozmezí, ve kterém se s 95% pravděpodobností nachází skutečná hodnota srdečního výdeje.

Kromě jednotlivých datových bodů studií a intervalů spolehlivosti je v lesním grafu zobrazena také průměrná odchylka v podobě modrého kosočtverce. V našem grafu představuje průměrný bias, průměrný rozdíl mezi srdečním výdejem naměřeným pomocí analýzy pulzní vlny a referenční hodnotou získanou pomocí termodiluce měřené katétrem v plicní tepně.

#### **4.1.5 Heterogenita studií**

Hlavním cílem metaanalýzy je zkombinovat výsledky více nezávislých klinických studií. Významným problémem metaanalýzy je však potenciální heterogenita nebo variabilita mezi zahrnutými studii, což způsobuje, že je nelze přímo srovnávat. Heterogenita může vyplývat z rozdílů v charakteristikách pacientů, zdravotnických zařízeních, intervencích a výsledných opatřeních, které mohou ovlivnit analyzovaná data. K řešení tohoto problému se používají statistické testy k posouzení heterogenity zahrnutých studií.

V této metaanalýze jsem k testování heterogenity použil metodu náhodných efektů, konkrétně metodu DerSimonian-Laird (DL). Model náhodných efektů zohledňuje při odhadu celkové velikosti účinku jak variabilitu v rámci studie (chyba výběru), tak variabilitu mezi studii (heterogenita). Předpokládá, že skutečná velikost účinku se může mezi studii lišit.

Metoda DL přiřazuje jednotlivým studiím váhy na základě inverzního součtu rozptylu v rámci studie a odhadovaného rozptylu mezi studiemi. Rozptyl v rámci studie se získává z uváděných standardních chyb nebo intervalů spolehlivosti a odráží výběrovou chybu v každé studii. Rozptyl mezi studiemi, označovaný jako tau-kvadrát ( $\tau^2$ ), kvantifikuje míru heterogenity mezi studiemi.

Souhrnně lze říct, že metoda náhodných efektů je statistický přístup používaný v metaanalýze k odhadu celkového účinku dané intervence, který zohledňuje variabilitu v rámci studie i mezi studiemi. Zohledňuje heterogenitu mezi zahrnutými studiemi. Pro posouzení heterogenity jsem zkoumal tau-kvadrát ( $\tau^2$ ) a provedl test Q statistiky, přičemž příslušná p-hodnota udává významnost heterogenity.

## 5 VÝSLEDKY

### 5.1 Hodnocení srdečního výdeje

V rámci hodnocení srdečního výdeje v námi zkoumaných studiích jsem provedl rozdělení do jednotlivých skupin. To mi umožnilo efektivněji analyzovat data a vyvodit smysluplné závěry. Ve většině případů byl srdeční výdej zadáván přímo do záznamů o studiích, což mi umožnilo snadno zaznamenávat a analyzovat získané hodnoty. V některých studiích však bylo uvedeno pouze rozmezí hodnot srdečního výdeje, naměřené v průběhu studie. V takových případech jsem srdeční výdej vypočítal na základě rozsahu poskytnutých hodnot, abych tyto údaje mohl zahrnout do naší analýzy.

Bez ohledu na způsob získání hodnot srdečního výdeje uváděly všechny studie referenční hodnotu nebo rozmezí hodnot srdečního výdeje měřeného pomocí termodiluce. To mi umožnilo porovnat a srovnat měření srdečního výdeje v jednotlivých studiích a identifikovat případné trendy nebo nesrovnalosti v údajích. S využitím tohoto rozdělení do jednotlivých skupin a systematické analýzy údajů o srdečním výdeji jsem mohl přesněji posoudit rozdíly a podobnosti mezi měřeními srdečního výdeje získanými různými systémy a metodami použitými ve zkoumaných studiích.

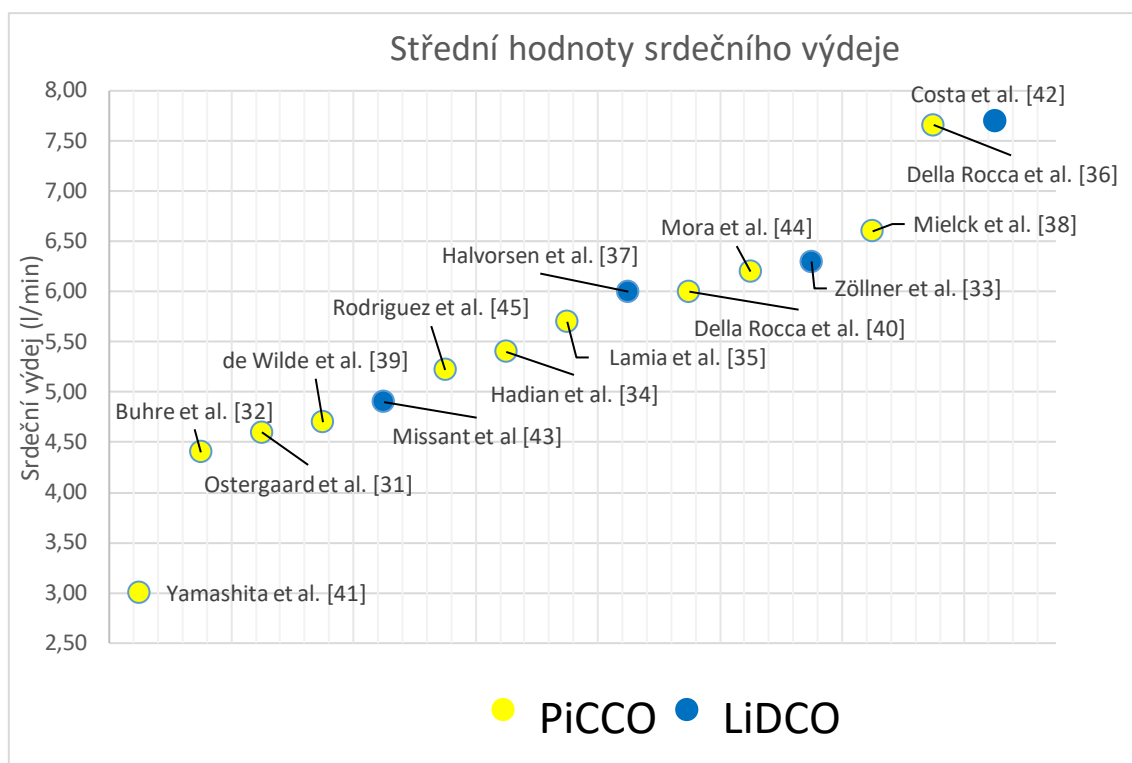
Tabulka 7 Přehled studií s naměřenou a referenční střední hodnotou srdečního výdeje

	Název studie	Střední hodnota srdečního výdeje (l/min)	Referenční hodnota srdečního výdeje měřena pomocí termodiluce (l/min)
PiCCO	Ostergaard et al. [31]	4,60	4,20
	Buhre et al. [32]	4,40	4,40
	Zöllner et al. [33]	6,30	6,61
	Hadian et al. [34]	5,40	5,60
	Lamia et al. [35]	5,70	5,70
	Della Rocca et al. [36]	7,66	7,60
	Halvorsen et al. [37]	6,00	5,24
	Mielck et al. [38]	6,60	6,20
	de Wilde et al. [39]	4,70	4,56
	Della Rocca et al. [40]	6,00	5,80
	Yamashita et al. [41]	3,00	3,20
LiDCO	Costa et al. [42]	7,70	7,41
	Missant et al [43]	4,90	4,87
	Mora et al. [44]	6,20	6,48
	Rodriguez et al. [45]	5,22	5,75

Abych lépe pochopil rozdíly v měření srdečního výdeje mezi systémy PiCCO a LiDCO, provedl jsem srovnávací analýzu průměrných hodnot získaných z obou systémů. Pro vizualizaci těchto údajů jsem vytvořil bodový graf (Graf 1), který řadil průměrné hodnoty srdečního výdeje na základě jejich příslušných naměřených parametrů. Osa y bodového grafu znázorňuje jednotlivé hodnoty srdečního výdeje v jednotkách litrů za minutu.

Seřazením průměrných hodnot získaných z obou systémů jsem si mohl jasněji vizualizovat získaná data. Bodový graf mi pomohl zpřehlednit data vstupující do metaanalýzy.





*Graf 1 Rozložení středních hodnot srdečního výdeje*

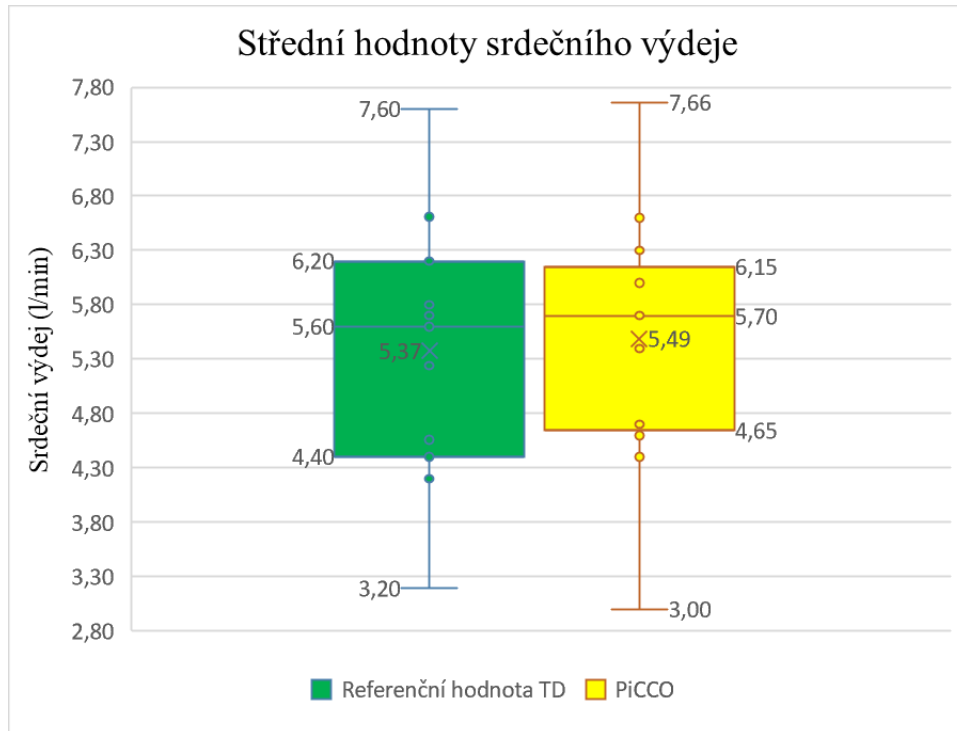
Při vytvoření grafu jsem zjistil široké rozmezí hodnot, přičemž nejnižší zaznamenaná hodnota pochází ze studie Yamashita et al [31]. V této studii byl k měření srdečního výdeje použit systém PiCCO a střední hodnota srdečního výdeje byla 3,00 litry za minutu. Naopak studie Costy et al [42]. V této studii byla naměřena nejvyšší střední hodnota srdečního výdeje ze všech zkoumaných studií, a to s hodnotou 7,70 litru za minutu, která byla získána během 351 opakovaných měření. V této konkrétní studii byl k měření srdečního výdeje použit systém LiDCO.

### 5.1.1 Srdeční výdej monitorován systémem PiCCO

Pro lepší vizualizaci a porovnání hodnot srdečního výdeje monitorovaných systémem PiCCO s referenčními hodnotami měřenými termodilucí pomocí katétru v plicnici jsem vytvořil box plot (krabicový graf). Box plot je grafické znázornění rozložení hodnot srdečního výdeje a poskytuje vizuální srovnání centrální tendence, rozpětí a rozsahu dat.

Porovnáním box plotu hodnot srdečního výdeje získaných systémem PiCCO s referenčními hodnotami naměřenými termodilucí pomocí katétru plicní tepny jsem

mohl posoudit přesnost a spolehlivost systému PiCCO při měření srdečního výdeje. Rovněž jsem hledal jakékoli rozdíly nebo trendy v údajích, které by mohly naznačovat potenciální zdroje chyb nebo zkreslení měření.



Graf 2 Box plot střední hodnoty srdečního výdeje měřené pomocí systému PiCCO

Ze získaného grafu vidíme, že průměrná hodnota srdečního výdeje naměřená systémem PiCCO byla 5,49 litru za minutu, což velmi dobře koreluje s průměrnou referenční hodnotou 5,37 litru za minutu.

Studie Hadian et al. [34] měla střední hodnotu srdečního výdeje nejbližší průměrné hodnotě všech studií se systémem PiCCO s hodnotou 5,40 litrů za minutu. Medián studií, které používaly systém PiCCO, byl 5,70 litrů za minutu, a to studie Lamia et al [35]. Horní kvartil 75% měl hodnotu 6,15 litrů za minutu. Do kvartilu 75 % se ještě vešla studie Della Rocca et al [40], která naměřila střední hodnotu srdečního výdeje 6,00 litrů za minutu pro 318 měření.

Některé studie, jako například Mora et al [44] a Mielck et al [38], však spadaly nad horní kvartil s průměrnými hodnotami 6,20, resp. 6,60 litrů za minutu. Maximální

hodnota srdečního výdeje naměřená systémem PiCCO byla 7,66 litru za minutu ze studie Della Rocca et al [36], která vycházela ze 186 provedených měření.

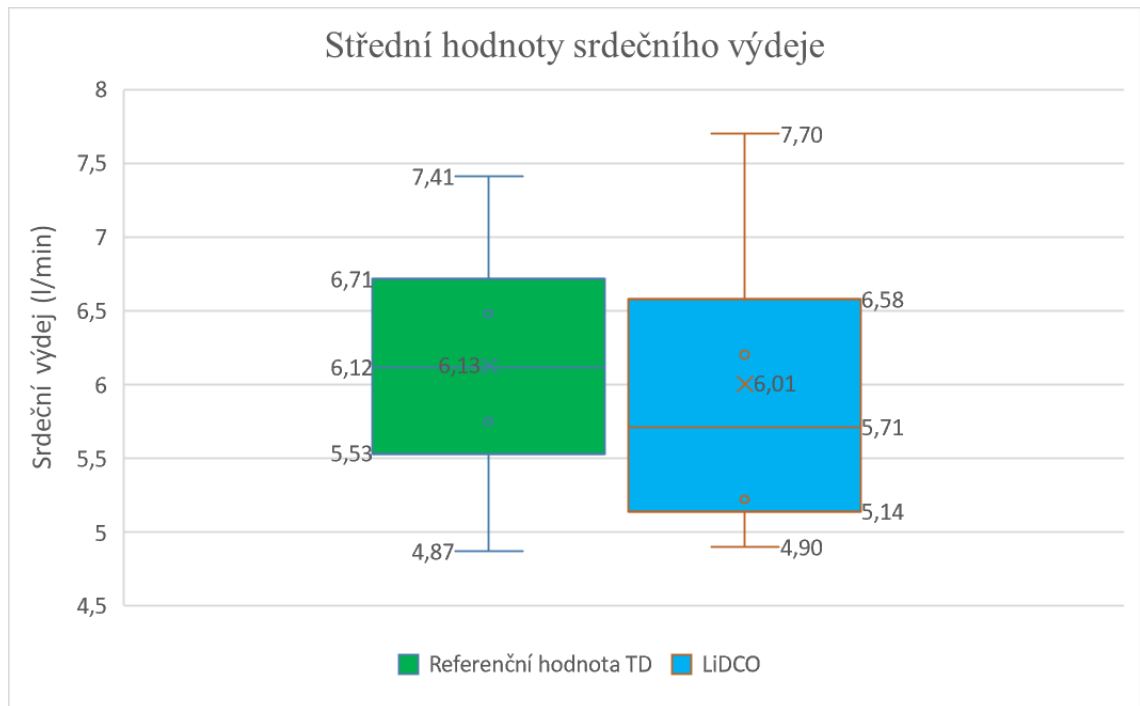
Kvartilová analýza hodnot srdečního výdeje naměřených systémem PiCCO nám poskytla také další pohled na rozložení údajů. Dolní kvartil 4,65 litrů za minutu zahrnoval studii de Wilde et al [39] s hodnotou 4,70 litrů za minutu. Pod 25% hranicí se ocitly studie Ostergaard et al [31] a Buhre et al [32] s hodnotami srdečního výdeje 4,60, resp. 4,40 litrů za minutu. Tyto studie představují spodní hranici hodnot srdečního výdeje měřených systémem PiCCO.

Minimální hodnota v našem krabicovém grafu byla naměřena ve studii Yamashita et al [31] s průměrnou hodnotou srdečního výdeje 3 litry za minutu. Tato studie měla nejnižší zaznamenané hodnoty srdečního výdeje ze všech studií, které používaly systém PiCCO. Tato zjištění poskytují přehled o rozsahu hodnot srdečního výdeje, které lze očekávat při použití systému PiCCO.

Z analýzy těchto výsledků vyplývá, že systém PiCCO obecně poskytuje přesná a spolehlivá měření srdečního výdeje, přičemž průměrné a mediánové hodnoty se pohybují v poměrně úzkém rozmezí.

### **5.1.2 Srdeční výdej monitorován systémem LiDCO**

Pro vizuální znázornění naměřených dat byl pro systém LiDCO vytvořen box plot, který zobrazuje jednotlivé průměrné hodnoty srdečního výdeje ze studií, které využívaly systém LiDCO. Pro referenční hodnoty získané termodilucí byl vytvořen také box plot.



Graf 3 Box plot střední hodnoty srdečního výdeje měřené pomocí systému LiDCO

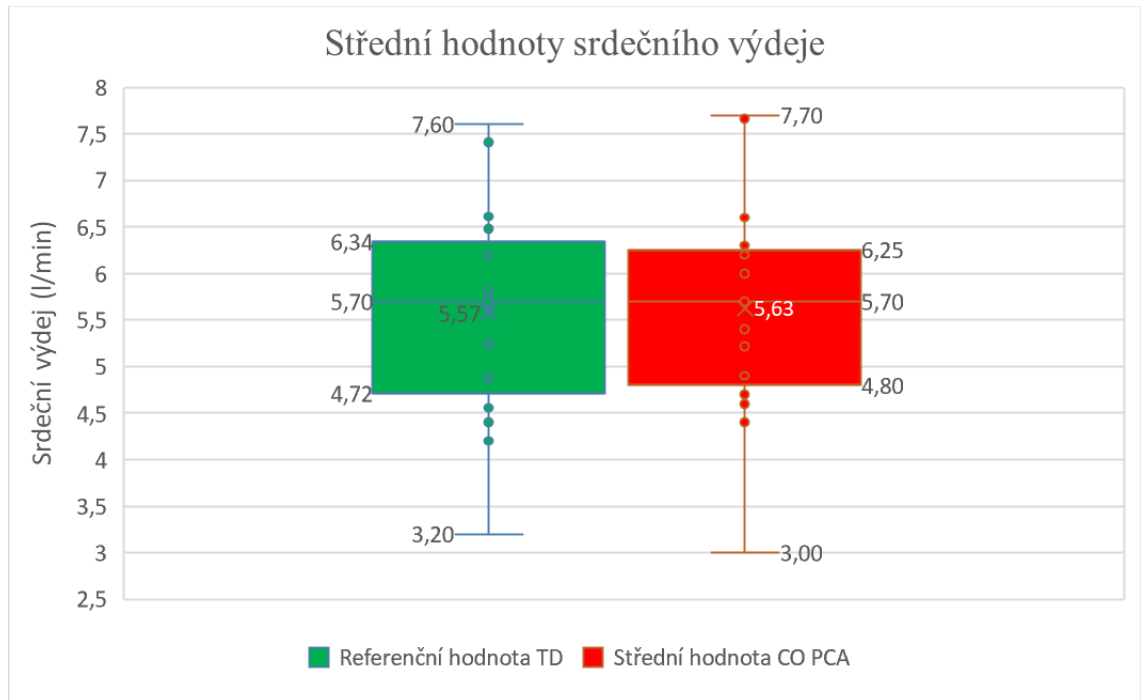
Průměrná hodnota srdečního výdeje pro systém LiDCO byla 6,01 litru za minutu, což je velmi blízko průměrné hodnotě pro termodiluci měřenou katétrem do plicní tepny, která byla 6,13 litru za minutu. To naznačuje dobrou korelaci mezi oběma metodami měření. Medián studií, které používaly systém LiDCO, byl vypočten na 5,71 litrů za minutu, přičemž nejbližší hodnoty 5,22 a 6,20 litrů za minutu měly studie Rodriguez et al [45] a Mora et al [44]. Tyto studie také spadaly do definovaných kvartilů, přičemž horní kvartil byl 6,58 litrů za minutu a dolní kvartil 5,14 litrů za minutu.

Maximální naměřená hodnota srdečního výdeje ze studií, které využívaly systém LiDCO, byla 7,70 litrů za minutu, která byla získána ve studii Costa et al [42] se 151 provedenými měřeními. Naopak minimální hodnota srdečního výdeje byla 4,90 litrů za minutu, která byla naměřena ve studii Missant et al [43], kde bylo provedeno celkem 149 měření.

Celkově krabicový graf poskytuje ucelené zobrazení hodnot srdečního výdeje získaných ze studií, které používaly systém LiDCO, a také jejich korelaci s referenčními hodnotami získanými pomocí termodiluce.

### 5.1.3 Porovnání naměřených srdečních výdejů ze všech studií

Před sestavením lesního grafu byly výsledky zahrnuty do krabicového grafu, aby bylo možné komplexně porovnat průměrné hodnoty srdečního výdeje mezi všemi studiemi zahrnutými do metaanalýzy. Krabicový graf zahrnuje údaje ze systémů PiCCO i LiDCO, což umožňuje přímé srovnání, a zároveň jsou do něj začleněny referenční údaje získané pomocí termodiluce katetrem v plicnici.



Graf 4 Box plot, střední hodnoty srdečního výdeje měřeného pomocí systému PiCCO a LiDCO

Pouhým zkoumáním jednotlivých grafů je zřejmé, že různé metody měření vykazují nápadné podobnosti, pokud jde o zaznamenané údaje. Kvartily a odlehlé hodnoty rovněž vykazují silnou korelaci.

Bylo zjištěno, že průměrný srdeční výdej získaný z hodnot analýzy pulzové vlny je 5,63 litru za minutu, což se těsně shoduje s průměrnou referenční hodnotou 5,57 litru za minutu získanou termodilucí. Studie Lamia et al [35], využívající k analýze pulzové vlny systém PiCCO, se vypočtenému průměru těsně přiblížila s průměrnou hodnotou srdečního výdeje 5,70 litrů za minutu. Tato hodnota navíc odpovídala mediánu celého krabicového grafu.

Horní a dolní kvartil byly definovány hodnotami 6,25, resp. 4,80 litrů za minutu, což přesně odráželo 75% kvartil referenčních hodnot (6,34 litrů za minutu). Dolní, 25% kvartil byl pro referenční hodnoty stanoven na 4,72 litru za minutu.

Studie Mora et al [44], využívající systém LiDCO a zaznamenávající průměrný srdeční výdej 6,25 litrů za minutu, a Halvorsen et al [37], srovnávající systém PiCCO a uvádějící průměrnou hodnotu 6,00 litrů za minutu, spadaly do mezikvartilového rozmezí. Pod mediánem hodnoty 5,70 litrů za minutu ze studie Lamia et al [35] se nacházely hodnoty 5,40 litrů za minutu ze studie Hadian et al [34] využívající systém PiCCO a také dvě studie využívající systém LiDCO, konkrétně Rodriguez et al [45] se střední hodnotou 5,22 litrů za minutu a Missant et al [43] se srdečním výdejem 4,90 litrů za minutu.

Nad horním kvartilem vykazovala měření ze studií Zöllner et al [33], Mielck et al [38] a Della Rocca et al [36] průměrné hodnoty srdečního výdeje 6,30 litrů za minutu, 6,60 litrů za minutu a 7,66 litrů za minutu, přičemž všechny využívaly systém PiCCO. Studie Costa et al [42] uvedla maximální hodnotu srdečního výdeje 7,70 litrů za minutu při použití systému LiDCO.

Naopak pod dolním kvartilem studie de Wilde et al [39] uvedla průměrnou hodnotu 4,70 litrů za minutu. Následovaly studie Ostergaard et al [31] s hodnotou 4,60 litrů za minutu a Buhre et al [32] s naměřeným srdečním výdejem 4,40 litrů za minutu, všechny analyzující pulzovou vlnu pomocí systému PiCCO. Minimální hodnota srdečního výdeje byla získána ze studie Yamashita et al [41] s použitím systému PiCCO, kde bylo naměřeno 3,00 litrů za minutu.

## 5.2 Metaanalýza

V programu OpenMeta (Analyst) [49] byla zadána potřebná data z vybraných studií, aby bylo možné vytvořit komplexní lesní graf. U každé studie byl zaznamenán rok jejího zveřejnění a počet měření provedených za účelem výpočtu průměrné hodnoty srdečního výdeje pomocí termodiluce plicním katétrem (PAC TD mean). Zahrnuta byla také směrodatná odchylka PAC TD (PAC TD SD), jak ji výzkumníci uvedli v souborech dat.

Kromě toho byla u každé studie zadána průměrná hodnota srdečního výdeje (PCA-PiCCO/LiDCO) získaná pomocí jednoho z námi vybraných systémů analýzy pulzní vlny. Do tabulky byly rovněž vyplněny odpovídající hodnoty směrodatné odchylky (PCA-PiCCO/LiDCO SD) a celkový počet měření z každé studie.

Tabulka 8 Přehled studií vybraných do metaanalýzy, zpracováno v programu OpenMeta (Analyst)[49]

	include	study name	year	PAC TD N	PAC TD mean	PAC TD SD	PCA-PiCCO/LiDCO N	PCA-PiCCO/LiDCO mean	PCA-PiCCO/LiDCO SD	MD	lower	upper
1	<input checked="" type="checkbox"/>	Ostergaard et al. [31]	2006	25	4.200	0.410	25	4.600	0.480	-0.400	-0.647	-0.153
2	<input checked="" type="checkbox"/>	Buhre et al. [32]	1999	36	4.403	1.700	12	4.400	1.600	0.003	-1.059	1.065
3	<input checked="" type="checkbox"/>	Zöllner et al. [33]	2000	228	6.610	1.900	228	6.300	2.000	0.310	-0.048	0.668
4	<input checked="" type="checkbox"/>	Hadian et al. [34]	2010	55	5.600	1.500	55	5.400	1.500	0.200	-0.361	0.761
5	<input checked="" type="checkbox"/>	Lamia et al. [35]	2018	21	5.700	1.500	21	5.700	1.800	0.000	-1.002	1.002
6	<input checked="" type="checkbox"/>	Della Rocca et al. [36]	2002	62	7.600	2.030	62	7.660	2.100	-0.060	-0.787	0.667
7	<input checked="" type="checkbox"/>	Halvorsen et al. [37]	2007	252	5.240	1.760	252	6.000	1.400	-0.760	-1.038	-0.482
8	<input checked="" type="checkbox"/>	Mielck et al. [38]	2003	96	6.200	1.500	96	6.600	1.700	-0.400	-0.854	0.054
9	<input checked="" type="checkbox"/>	de Wilde et al. [39]	2007	199	4.560	1.300	199	4.700	1.500	-0.140	-0.416	0.136
10	<input checked="" type="checkbox"/>	Della Rocca et al. [40]	2003	318	5.800	1.800	318	6.000	1.800	-0.200	-0.480	0.080
11	<input checked="" type="checkbox"/>	Yamashita et al. [41]	2008	20	3.200	0.700	20	3.000	0.800	0.200	-0.266	0.666
12	<input checked="" type="checkbox"/>	Costa et al. [42]	2008	151	7.410	0.500	151	7.700	0.750	-0.290	-0.434	-0.146
13	<input checked="" type="checkbox"/>	Missant et al. [43]	2008	149	4.870	1.260	149	4.900	1.330	-0.030	-0.324	0.264
14	<input checked="" type="checkbox"/>	Mora et al. [44]	2011	220	6.480	1.600	220	6.200	1.900	0.280	-0.048	0.608
15	<input checked="" type="checkbox"/>	Rodriguez et al. [45]	2002	216	5.750	1.550	93	5.220	1.700	0.530	0.127	0.933

Po zadání jednotlivých dat byl vypočítán bias a horní a dolní mez intervalu spolehlivosti na 95% hranici spolehlivosti. Bias (MD), je systematická chyba nebo odchylka v měření nebo odhadu srdečního výdeje od jeho skutečné hodnoty. Představuje trvalou tendenci naměřených nebo odhadnutých hodnot lišit se od skutečného srdečního výdeje. V našem případě se jedná o veličinu, která reflektuje, jak moc se srdeční výdej naměřený pomocí analýzy pulzní vlny liší od referenční hodnoty měřené termodilucí.

Když počítáme interval spolehlivosti, odhadujeme rozsah hodnot, v němž se domníváme, že se pravděpodobně nachází skutečný parametr. Horní a dolní hranice intervalu spolehlivosti představují hranice tohoto odhadovaného rozsahu.

Meze intervalu spolehlivosti se vypočítají na základě údajů a zvolené hladiny spolehlivosti. Interval spolehlivosti poskytuje rozmezí, které nám pomáhá kvantifikovat nejistotu spojenou s naším odhadem. Užší interval naznačuje přesnější odhad, zatímco

širší interval naznačuje větší nejistotu. Volba 95% hladiny spolehlivosti je běžná v mnoha statistických analýzách.

### 5.2.1 Data z metaanalýzy

Pro výstup z metaanalýzy byl vybrán model s náhodnými efekty, ten byl použit k odhadu průměrného rozdílu mezi hodnotami srdečního výdeje získanými analýzou pulzní vlny a referenční hodnotou získanou termomodilucí.

*Tabulka 9 Model s náhodnými prvky, výsledek metaanalýzy*

Continuous Random-Effects Model Metric: Mean Difference	
Model Results	
Estimate	-0,081
Lower bound	-0,262
Upper bound	0,099
Std. Error	0,092
p-Value	0,377

Model poskytuje několik informací, které pomáhají interpretovat výsledky:

**Odhad:** Odhadovaný průměrný rozdíl mezi srdečním výdejem naměřeným pomocí analýzy pulzní vlny a referenční hodnotou (termomodiluce plicní tepny) je -0,081 litrů za minutu. To naznačuje, že analýza pulzních vlny má v průměru tendenci podhodnocovat srdeční výdej ve srovnání s termomodilucí plicní tepny.

**Dolní a horní mez:** Jedná se o dolní a horní hranici 95% intervalu spolehlivosti pro odhad. Interval spolehlivosti je ohraničen -0,262 a 0,099 litry za minutu. To znamená, že si můžeme být na 95 % jisti, že skutečný průměrný rozdíl mezi analýzou pulzních vlny a termomodilucí plicní tepny se nachází někde mezi -0,262 a +0,099 litry za minutu.

**Standardní chyba:** Představuje odhadovanou směrodatnou odchylku pro průměr rozdílu mezi srdečním výdejem měřeným pomocí analýzy pulzní vlny a termomodiluce plicní tepny. Standardní chyba 0,092 litrů za minutu naznačuje, že mezi oběma metodami existuje určitá variabilita průměrného rozdílu. Je však relativně malá, což



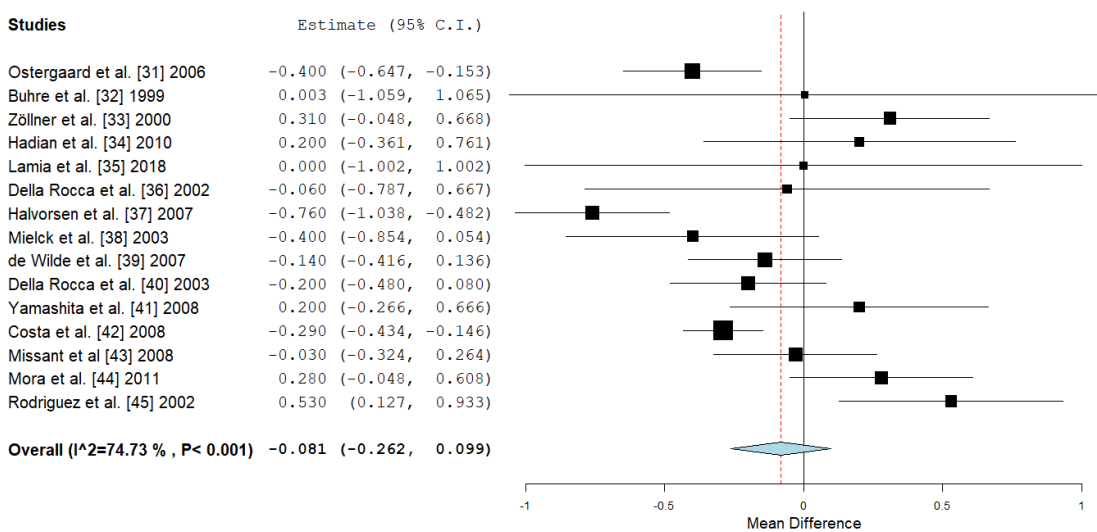
naznačuje relativně přesný odhad. To znamená, že průměrný rozdíl, který jsme získali z metaanalýzy, se pravděpodobně blíží skutečnému průměrnému rozdílu.

Celkově standardní chyba pomáhá posoudit přesnost odhadu metaanalýzy a poskytuje míru nejistoty kolem průměrného rozdílu mezi srdečním výdejem měřeným pomocí analýzy pulzní vlny a termodiluce plicní tepny.

Hodnota p: Je spojená s hypotézou, že skutečný průměrný rozdíl mezi analýzou pulzní vlny a termodilucí plicní tepny je nulový (0,377). To znamená, že neexistuje statisticky významný důkaz pro zamítnutí nulové hypotézy, což naznačuje, že pozorovaný průměrný rozdíl může být způsoben náhodou. Jinými slovy, mezi oběma metodami nemusí být významný rozdíl, pokud jde o měření srdečního výdeje.

### 5.2.2 Forest plot

Díky zobrazení všech těchto prvků v jediném vizuálním zobrazení mi umožňuje lesní graf posoudit výsledky jednotlivých studií, rozsah velikosti účinku a celkovou průměrnou odchylku. To usnadňuje interpretaci výsledků metaanalýzy a poskytuje náhled na konzistenci a velikost rozdílů pozorovaných mezi analýzou pulzové vlny a termodilučním měřením srdečního výdeje



Obrázek 8 Forest plot (lesní graf), Mean difference — střední hodnota

Velikost efektu jednotlivých studií se značně liší a pohybuje se od pozitivních po negativní hodnoty. To naznačuje, že různé studie uvádějí různé směry a velikosti rozdílu mezi oběma metodami měření.

Několik studií, například Halvorsen et al. [37] a Costa et al. [42], uvádí negativní velikosti účinku, což naznačuje, že měření srdečního výdeje z analýzy pulzové vlny bývá ve srovnání s termodilucí mírně nižší. Na druhou stranu studie, jako například Zöllner et al. [33] a Rodriguez et al. [45], prokazují pozitivní velikost účinku, což naznačuje vyšší naměřené hodnoty při analýze pulzní vlny.

Intervaly spolehlivosti spojené s velikostí účinku jsou u většiny studií poměrně široké, což naznačuje značnou míru nejistoty v odhadech. Znamená to, že skutečná velikost účinku se může pohybovat v určitém rozmezí a zdůrazňuje potřebu opatrné interpretace výsledků.

V metaanalýze odhalil lesní graf důležitá zjištění týkající se střední hodnoty, rozdílu mezi srdečním výdejem měřeným pomocí systémů analýzy pulzové vlny a referenční hodnotou získanou pomocí termodiluce. Vypočtená hodnota na 95% hladině významnosti činila -0,081 litru za minutu. To znamená, že systémy analýzy pulzní vlny poskytly v průměru o něco nižší naměřený srdeční výdej ve srovnání s termodilucí.

Pro posouzení přesnosti tohoto odhadu jsem zkoumal interval spolehlivosti spojený s průměrným rozdílem. Dolní hranice intervalu spolehlivosti byla -0,262 litru za minutu, zatímco horní hranice byla 0,099 litru za minutu. Tyto hodnoty intervalu spolehlivosti poskytují rozmezí, ve kterém si můžeme být na 95 % jisti, že zde leží skutečný rozdíl středních hodnot mezi oběma metodami měření.

Čím je konfidenční interval širší, tím větší je nejistota odhadu. V našem případě konfidenční interval zahrnuje negativní (-0,262) i pozitivní (0,099) hodnoty, což naznačuje, že pravý rozdíl ve srdečním výdeji může být při analýze pulzní vlny v porovnání s termodilucí buď podhodnocen nebo přeceněn.

Maximální hodnota zjištěná v metaanalýze byla 0,53, kterou uvedla studie Rodriguez et al. [45]. To znamená, že srdeční výdej měřený analýzou pulzové vlny pomocí

systemu LiDCO v této studii byl o 0,53 litru za minutu vyšší než referenční hodnota termodiluce.

Minimální hodnota získaná z metaanalýzy byla -0,760, kterou uvedli ve studii Halvorsen et al. [37]. To znamená, že srdeční výdej změřený analýzou pulzové vlny pomocí systému PiCCO v této studii byl o 0,760 litru za minutu nižší než referenční hodnota termodiluce.

### 5.2.3 Heterogenita

Jedním z důležitých aspektů, které jsem zvažoval pro začlenění studií do metaanalýzy byla heterogenita mezi těmito studii, která se týká míry variability nebo rozdílů ve zjištěných výsledcích.

Tabulka 10 Heterogenita, výsledek metaanalýzy

Heterogenita	
tau <sup>2</sup>	0,081
Q (df=14)	55,391
Hodnota P	< 0.001
I <sup>2</sup>	74,725

Na základě analýzy jsem zjistil značnou míru heterogenity mezi zahrnutými studii. Odhadovaná hodnota tau<sup>2</sup>, která udává míru variability skutečných velikostí účinků, byla vypočtena na 0,081. To naznačuje, že mezi jednotlivými studii existují značné rozdíly v měření srdečního výdeje získaného pomocí analýzy pulzní křivky a termodiluce.

Dále statistika Q, která testuje statistickou významnost pozorované heterogenity, poskytla hodnotu 55,391 při 14 stupních volnosti. Bylo zjištěno, že související p-hodnota pro Q statistiku je  $< 0,001$ , což naznačuje, že pozorované rozdíly ve výsledcích mezi studii pravděpodobně nejsou způsobeny pouze náhodou.

Pro kvantifikaci podílu variability ve velikostech účinků připisovaného heterogenitě jsem vypočítal statistiku  $I^2$ . Analýza odhalila hodnotu  $I^2$  74,725 %, což naznačuje střední až vysokou míru heterogenity. To ukazuje, že významnou část celkové variability měření srdečního výdeje lze připisat rozdílům mimo náhodnou chybu výběru vzorku.

## 6 DISKUZE

Cílem této práce bylo porovnat měření srdečního výdeje pomocí analýzy pulzové vlny a termodiluční techniky se zaměřením na posouzení přesnosti moderních systémů analýzy pulzové vlny. Syntézou výsledků z více studií jsem chtěl poskytnout cenné poznatky o spolehlivosti a platnosti těchto méně invazivních metod měření srdečního výdeje. Pro porovnání vstupních studií jsem použil metaanalýzu, která nám umožnila integraci a syntézu výsledků ze všech 15.

### 6.1.1 Hodnocení box plotů

Analýza krabicových grafů zahrnutých studií poskytla cenné informace o měřeních srdečního výdeje získaných z analýzy pulzové vlny a termodiluce. Bylo zjištěno, že průměrný srdeční výdej z analýzy pulzové vlny je 5,63 litru za minutu, což se těsně shoduje s průměrnou referenční hodnotou 5,57 litru za minutu získanou termodilucí. To naznačuje silnou shodu mezi oběma metodami měření při hodnocení srdečního výdeje.

Pozoruhodné je, že studie provedená Lamia et al [35], která využívala systém PiCCO pro analýzu pulzové vlny, prokázala průměrnou hodnotu srdečního výdeje 5,70 litrů za minutu. Tento výsledek se velmi podobal celkovému vypočtenému průměru a odpovídal mediánu hodnoty v rámci krabicového grafu. To naznačuje, že tato konkrétní studie poskytla reprezentativní odhad měření srdečního výdeje pomocí analýzy pulzové vlny.

Při zkoumání kvartilů krabicového grafu byla hodnota horního kvartilu 6,25 litru za minutu a dolní kvartil byl vymezen hodnotou 4,80 litru za minutu. Do mezikvartilového rozpětí se z vybraných studií do metaanalýzy dostaly studie Missant et al [43] s hodnotou 4,90 litrů za minutu, Rodriguez et al. [45] se střední hodnotou srdečního výdeje 5,22 litru za minutu a Mora et al. [44], která naměřila hodnotu 6,20 litru za minutu, v těchto třech studiích byl použit pro monitorování srdečního výdeje systém LiDCO. Studie používající systém PiCCO, které se se svými hodnotami také vešly do mezikvartilového rozpětí byly Hadian et al. [34] (5,40 litru za minutu), Lamia et al. [35] (5,70 litru za minutu), Halvorsen et al. [37] (6,00 litru za minutu) a Della Rocca et al. [40] se střední hodnotou srdečního výdeje 6,00 litru za minutu.

Naopak studie, které se svými naměřenými hodnotami nevešly do mezikvartilového rozpětí, protože jejich střední hodnota srdečního výdeje byla mírně nižší byly de Wilde et al [39] (4,70 litru za minutu), Ostergaard et al [31] (4,60 litru za minutu) a Buhre et al [32] (4,40 litru za minutu). S vyššími hodnotami srdečního výdeje než bylo mezikvartilové rozpětí přišly studie Zöllner et al. [33] (6,30 litru za minutu), Mielck et al. [38] (6,60 litru za minutu) a Della Rocca s hodnotou srdečního výdeje 7,66 litru za minutu. V těchto studiích byl použit pro monitorování srdečního výdeje systém PiCCO.

Minimální hodnota získaná ze studie Yamashita et al [41], využívající systém PiCCO, uváděla srdeční výdej 3,00 litrů za minutu. Zde mohlo dojít k výraznému zkreslení krabicového grafu, protože v této studii se měřila hodnota srdečního výdeje po infuzi prostaglandinu systémem pro analýzu pulzních kontur a termodilucí.

Maximální hodnotu v krabicovém grafu přinesla studie Costa et al. [42], která naměřila střední hodnotu srdečního výdeje 7,70 litru za minutu. Takto vysoká střední hodnota srdečního výdeje byla nejspíše kvůli patofyziologii, která nastává při jaterním selhání, které má mnoho kardiovaskulárních projevů. Hemodynamický stav je charakterizován nízkou cévní rezistencí, a hlavně vysokým srdečním výdejem. Tento změněný stav je popisován jako hyperdynamická cirkulace.

Celkově analýza krabicových grafů naznačuje, že analýza pulzní vlny poskytuje srovnatelné hodnocení srdečního výdeje ve srovnání s termodilucí. Rozložení hodnot v rámci krabicového grafu naznačuje, že většina studií se těsně shoduje s průměrnými a mediánovými hodnotami, což svědčí o konzistentním odhadu srdečního výdeje.

Je důležité si uvědomit, že analýza krabicového grafu poskytuje vizuální znázornění rozptylu a rozložení datových bodů. K vyvození spolehlivých závěrů ohledně přesnosti a spolehlivosti měření srdečního výdeje získaného z analýzy pulzové vlny jsou však důležitější data získaná z metaanalýzy.

### **6.1.2 Hodnocení výsledků metaanalýzy**

Metaanalýza odhalila, že srdeční výdej měřený pomocí analýzy pulzní vlny se ukázal být velmi podobný srdečnímu výdeji měřenému pomocí termodiluce. Průměrný rozdíl vypočtený na 95% hladině významnosti činil -0,081 litru za minutu, což naznačuje

zanedbatelný rozdíl mezi oběma metodami. Úzký interval spolehlivosti dále podporuje konzistenci a spolehlivost výsledků, přičemž dolní a horní hranice se pohybují od -0,262 do 0,099 litrů za minutu.

V našem případě by průměrný rozdíl kolem 0 znamenal, že systémy analýzy pulzové vlny jsou v těsném souladu s referenční hodnotou. Protože je však vypočtená střední hodnota mírně záporná, naznačuje to, že systémy analýzy pulzové vlny mají v průměru tendenci srdeční výdej ve srovnání s termodilucí podhodnocovat.

Při interpretaci výsledků je obvykle žádoucí, aby konfidenční interval zahrnoval nulovou hodnotu, což naznačuje, že mezi oběma metodami neexistuje významný rozdíl. Nicméně, protože konfidenční interval naší metaanalýzy zahrnuje jak pozitivní, tak negativní hodnoty, naznačuje to, že pravý rozdíl ve srdečním výdeji není statisticky odlišný od nuly s 95% jistotou. Jinými slovy, neexistují silné důkazy pro významný rozdíl ve srdečním výdeji mezi analýzou pulzní vlny a termodilucí na základě dostupných studií.

Je třeba poznamenat, že mezi zahrnutými studii byla pozorována heterogenita, jak naznačuje hodnota  $\tau^2$  0,081 a výsledek testu významné heterogenity ( $p < 0,001$ ). To naznačuje, že mohou existovat rozdíly v charakteristikách studií, populacích pacientů nebo protokolech měření, které by mohly přispět k pozorovaným rozdílům v měření srdečního výdeje.

Jednotlivé studie zahrnuté do metaanalýzy vykazují různou velikost účinku a intervaly spolehlivosti, tyto výsledky odráží rozdíly v měření srdečního výdeje získaného pomocí analýzy pulzové vlny a termodiluce.

Ostergaard et al. [31] uvádí velikost účinku -0,4 litrů za minutu a velmi úzký interval spolehlivosti (-0,647 až -0,153), vyplývá z toho, že analýza pulzních kontur mírně nadhodnocovala měřený srdeční výdej. Limitací této studie bylo, že do ní byli zařazeni pouze pacienti, kteří nevykazovali žádnou známku hemodynamické nestability, jednalo se o normovolemický a normotenční pacienty a žádný z nich nedostával vazoaktivní látky. Pacienti v tomto šetření se tedy velmi liší od kriticky nemocných pacientů, kteří

by mohli mít prospěch ze spolehlivého kontinuálního monitoru srdečního výdeje. Proto se tedy výsledek této studie v naší metaanalýze ukázal jako velmi přesný.

Rozdíl v monitoraci srdečního výdeje ze studie Buhre et al. [32] byl velmi blízký nule (0,003 litrů za minutu), což naznačuje minimální rozdíl mezi analýzou pulzní vlny a termodilucí v této studii, na druhou stranu zde byl zaznamenán největší interval spolehlivosti (-1,059 až 1,065). Takto velký interval spolehlivosti může být způsoben tím, že se studie odchýlila od doporučení výrobce o automatické kalibraci po každém termodilučním měření. Místo toho provedli pouze jednu počáteční kalibraci a pokračovali v měření srdečního výdeje za změněných podmínek.

Zöllner et al. [33], který naměřil rozdíl v srdečním výdeji 0,31 litrů za minutu naznačuje, že jednotlivá měření srdečního výdeje pomocí systému PiCCO byla mírně podhodnocena vůči termodiluční metodě. Výsledek metaanalýzy ukázal celkem úzký interval spolehlivosti od -0,48 do 0,668 litru za minutu.

Hadian et al. [34] uvedl rozdíl v měření srdečního výdeje 0,2 litru za minutu, což naznačuje, že hodnota srdečního výdeje naměřeného pomocí systému PiCCO byla mírně podhodnocena vůči referenční termodiluční metodě. Dále zde vyšel i úzký interval spolehlivosti od -0,361 do 0,761 litru za minutu. Zkreslení těchto výsledků může být z důvodu, že ne všichni pacienti měli femorální arteriální katétry, a to mohlo ovlivnit výsledek odhadu srdečního výdeje. Velké periferní tepny jsou preferovaným místem určeným od výrobce.

Studie Yamashita et al. [41] s velikostí účinku 0,2 litru za minutu a intervalem spolehlivosti (-0,266 až 0,666) ukázala, že i přes snížený srdeční výdej pomocí infuze vazodilatačních látek se přesnost měření srdečního výdeje pomocí systému PiCCO nikterak neliší od použití termodiluční metody.

Velikost efektu 0 ze studie Lamia et al. [35] nenaznačuje žádný rozdíl v měření srdečního výdeje. Z této studie vyšlo měření srdečního výdeje systémem PiCCO stejně přesné, jako referenční hodnota měřená pomocí plicnicového katetru. Na druhou stranu, výsledek ukázal široký interval spolehlivosti (-1,002 až 1,002). Takový výsledek si můžeme vysvětlit tím, že ve studii bylo pouze 22 pacientů, kteří byli sledováni po dobu



2 hodin po operaci. Dále také fakt, že výrobce systému PiCCO doporučuje u pacientů v septickém šoku častější recalibraci při změnách vazomotorického tonu, k té bohužel během této studie nedocházelo.

Halvorsen et al. [37] uvedl největší negativní velikost účinku -0,76 litrů za minutu, což naznačuje celkově velmi významné nadhodnocení srdečního výdeje pomocí systému PiCCO pro analýzu pulzních kontur. Na druhou stranu úzký interval spolehlivosti (-1,038 až -0,482) ukazuje, že výsledek této studie je celkem přesný. Mielck et al. [38] uvedl také mírně záporný (-0,4 litru za minutu) rozdíl v měření srdečního výdeje mezi termodiluční metodou a analýzou pulzních kontur pomocí systému PiCCO. Zároveň výsledek ukázal interval spolehlivosti od -0,854 do 0,054. Studie de Wilde et al. [39] rovněž uvedl zápornou velikost účinku -0,14 litrů za minutu a interval spolehlivosti -0,416 až 0,136. Oba tyto výsledky ukázali mírné nadhodnocení srdečního výdeje měřeného pomocí systému PiCCO.

Rodriguez et al. [45] uvedl největší pozitivní velikost účinku 0,53 litrů za minutu. Tento výsledek znamená významné podhodnocení hodnot srdečního výdeje monitorovaného pomocí systému LiDCO pro analýzu pulzních kontur. Zároveň zde byl zjištěn interval spolehlivosti od 0,127 do 0,933.

Studie Costa et al. [42] uvedla rozdíl mezi jednotlivými systémy 0,29 litrů za minutu. Tento výsledek nám naznačuje mírné podhodnocení hodnot srdečního výdeje měřeného pomocí diluce lithia. Interval spolehlivosti, který vyšel z této studie byl -0,434 až -0,146. Z této studie nám vyplývá, že i přes hyperdynamický stav, který je provázen jaterním selháním je monitorace srdečního výdeje pomocí obou systémů téměř stejná.

Velikost účinku -0,03 litrů za minutu ze studie Missant et al [43] rovněž naznačuje mírné nadhodnocení jednotlivých měření pomocí systému LiDCO pro měření srdečního výdeje pomocí analýzy pulzních kontur. Úzký interval spolehlivosti (-0,324 až 0,264) naznačuje, že systém LiDCO uvádí přesná data i při off-pump revaskularizaci myokardu.

Studie Della Rocca et al. [36] s výsledkem  $-0,06$  litru za minutu se velmi přiblížila nulovému rozdílu mezi oběma metodami a analýza pulzních kontur pomocí systému PiCCO byla jen mírně nadhodnocena. Interval spolehlivosti byl na druhou stranu velmi široký od  $-0,787$  do  $0,667$ , ten může být způsoben zase posledním stádiem selhání jater, kdy dochází k celkovému zvýšení srdečního výdeje.

Studie de Wilde et al. [39] došla k výsledku  $-0,14$  litru za minutu tedy systém PiCCO pro analýzu pulzních kontur a monitoraci srdečního výdeje mírně nadhodnocoval jednotlivá měření v porovnání s termodiluční metodou. Naopak interval spolehlivosti od  $-0,416$  do  $0,136$  u 24 pacientů a 199 měření ukázal systém PiCCO při operaci bypassu jako velmi přesný.

Mora et al. [44], který porovnával systém LiDCO s termodiluční metodou ukázal výsledek  $0,28$  litru za minutu a interval spolehlivosti od  $-0,048$  do  $0,608$ . Výsledek naznačuje, že jednotlivá měření systémem LiDCO byla během operace srdce u pacientů se zhoršenou funkcí levé srdeční komory podhodnocována.

Rozdíl mezi srdečním výdejem měřeným termodilucí a systémem PiCCO ze studie Della Rocca et al [40] byl  $-0,2$  litru za minutu na intervalu spolehlivosti od  $-0,48$  do  $0,08$ . Systém PiCCO hodnoty srdečního výdeje nadhodnocoval u pacientů podstupujících transplantaci jedné nebo dvou plic.

Je důležité poznamenat, že velikosti účinků a intervaly spolehlivosti se mezi jednotlivými studii liší, což poukazuje na heterogenitu výsledků. Tuto heterogenitu lze přičíst rozdílům v designu studií, charakteristikám pacientů, technikám měření a dalším faktorům. Přítomnost heterogenity je třeba brát v úvahu při interpretaci celkových výsledků.

Závěrem lze říci, že výsledky metaanalýzy naznačují, že analýza pulzní vlny a termodiluce mohou poskytovat mírně odlišná měření srdečního výdeje. K lepšímu pochopení a minimalizaci rozdílů mezi těmito metodami je zapotřebí dalšího výzkumu a standardizace měřicích technik.

### 6.1.3 Omezení metaanalýzy s ohledem na dostupné údaje

Za prvé celkový počet studií se u různých systémů značně lišil 11 studií pro systém PiCCO a 4 studie pro systém LiDCO. Z 15 studií v literární rešerši neposkytlo adekvátní údaje pro souhrnnou analýzu celkově 4 zprávy, což značně omezilo dostupný soubor údajů pro důkladné vyhodnocení, a tím oslabilo statistickou sílu. Navíc jsem kvůli nedostatku údajů nemohl provést podrobnou dílčí analýzu týkající se vlivu vazoaktivních léků, příčin hemodynamické nestability nebo rozdílů s ohledem na peri-, intra- a pooperační stav srdečního výdeje.

Za druhé, značná heterogenita v počtu párů údajů hodnotících různá zařízení pro monitoraci srdečního výdeje snižuje sílu metaanalýzy.

Za třetí, studie, které srovnávají tyto systémy s jinými referenčními metodami, byly výslovně vyloučeny (jak je uvedeno v části Metodika), čímž se snížil dostupný soubor poznatků o výkonnosti systémů pro měření srdečního výdeje pomocí analýzy pulzních kontur. Vyloučil jsem například několik studií srovnávajících systémy PCA s jícnovým dopplerem.

Dalším omezením byla kvalita a design zahrnutých studií, která se velmi lišila, což mohlo vnést potenciální zkreslení a ovlivnit obecnost zjištění. Velkým zdrojem omezení mohlo být publikační zkreslení, protože studie s pozitivními nebo statisticky významnými výsledky jsou s větší pravděpodobností publikovány.

Celkově moje porovnání zdůrazňuje potřebu dalšího zkoumání a standardizace měření srdečního výdeje pomocí analýzy pulzní křivky a termodiluce. Budoucí studie by se měly zaměřit na zdroje heterogenity a identifikovat potenciální faktory ovlivňující rozdíly v naměřeném srdečním výdeji mezi těmito dvěma technikami.

Závěrem lze říci, že tato metaanalýza poskytuje spolehlivé důkazy podporující přesnost a spolehlivost analýzy pulzové vlny pro měření srdečního výdeje ve srovnání s termodilucí. Tato zjištění mají důležitý význam pro klinické rozhodování, protože nabízejí lékařům méně invazivní a spolehlivou alternativu pro hodnocení srdečního výdeje.

#### **6.1.4 Kdy použít semiinvazivní systémy analyzující pulzní kontury?**

Nestabilní hemodynamický stav se zdá být obecným problémem pro analýzu pulzních kontur [46]. Měření srdečního výdeje pomocí pulzních kontur je silně ovlivněno faktory nezávislými na skutečných změnách CO, jako jsou ty, které ovlivňují arteriální tlak (např. cévní tonus, poddajnost a místo uložení arteriálního katétru) [47]. K posouzení spolehlivosti v současnosti používaných algoritmů, které mají tendenci buď nedostatečně, nebo nadměrně kompenzovat výrazné zvýšení (nebo snížení) cévního tonu a poddajnosti, jsou zapotřebí další validační studie [48]. Kromě věku, pohlaví a indexu tělesné hmotnosti je tento model založen na striktním matematickém vztahu mezi poddajností aorty a tlakem a jen stěží může zohlednit skutečné změny poddajnosti cév způsobené vazoaktivními léky nebo mediátory. Tento poměrně nepružný model selže během hemodynamické nestability. Nedostatek modelu lze kompenzovat opakovanou kalibrací. Dosud chybí studie, které by explicitně uváděly kalibrační intervaly potřebné k zachování přesnosti měření srdečního výdeje pomocí analýzy pulzních kontur.

## 7 ZÁVĚR

Závěrem lze říci, že cílem této metaanalýzy bylo porovnat metody měření srdečního výdeje konkrétně analýzu pulzních kontur pomocí systémů PiCCO a LiDCO s termodiluční metodou pomocí plicnicového katétru. Syntézou více studií jsem získal rozdíl v měření srdečního výdeje mezi oběma metodami, který byl  $-0,081$  litrů za minutu (95% CI:  $-0,262, 0,099$ ), což naznačuje zanedbatelný rozdíl mezi porovnávanými technikami měření.

Metaanalýza odhalila, že analýza pulzních kontur, konkrétně pomocí PiCCO a LiDCO, vykazuje srovnatelnou přesnost a preciznost při měření srdečního výdeje ve srovnání s tradičními termodilučními technikami. Tato zjištění naznačují, že analýza pulzních kontur může sloužit jako spolehlivá alternativa pro hodnocení srdečního výdeje, zejména u kardiochirurgických pacientů.

Zahrnutí různých charakteristik pacientů, široký rozsah zkoumaných hodnot srdečního výdeje a konzistence výsledků napříč studiemi zvyšují obecnost a klinickou relevanci zjištění.

Je však důležité si uvědomit omezení této metaanalýzy. Zahrnuté studie se lišily svým designem, populací pacientů a technikami měření, což mohlo vnést heterogenitu a potenciální zkreslení. Navíc omezený počet studií, které byly k dispozici pro zařazení, mohl ovlivnit přesnost souhrnného odhadu.

Lze tedy říci, že tato metaanalýza poskytuje důkazy podporující použití analýzy pulzních kontur, konkrétně systémů PiCCO a LiDCO, jako životaschopné metody měření srdečního výdeje. K ověření těchto zjištění a prozkoumání použitelnosti obou systémů v různých klinických podmínkách je třeba provést další výzkum, včetně dobře navržených prospektivních studií.

## 8 SEZNAM POUŽITÝCH ZKRATEK

ARDS.....	Akutní respirační syndrom
CCO.....	Kontinuální srdeční výdej
CFI.....	Index srdeční funkce
CI.....	Interval spolehlivosti
CO.....	Srdeční výdej
CVP.....	Centrální žilní tlak
DL.....	Metoda DerSimonian-Laird
EVLW.....	Extravaskulární plicní voda
GEDV.....	Globální end-diastolický objem
GEF.....	Globální ejekční frakce
IBP.....	Invazivní krevní tlak
ITBV.....	Nitrohruční objem krve
ITTV.....	Nitrohruční termální objem
LiDCO.....	Lithium dilution cardiac output
MAP.....	Střední arteriální tlak
PA.....	Plicní tepna
PAC.....	Plicnicový katétr
PCA.....	Analýza pulzních kontur
PAP.....	Tlak v plicní tepně
PAWP.....	Tlak v zaklínění
PBV.....	Objem plicní krve

PEEP.....	Pozitivní tlak na konci výdechu
PiCCO.....	Pulse contour cardiac output
PPV.....	Variace pulzního tlaku
PRISMA.....	Preferred Reporting Items for Systematic Reviews and Meta-Analyses
PVPI.....	Index plicní vaskulární permeability
RV.....	Pravá komora
SaO <sub>2</sub> .....	Saturace O <sub>2</sub>
SBP.....	Systolický krevní tlak
SD.....	Směrodatná odchylka
SPV.....	Variace systolického tlaku
SV.....	Tepový objem
SvO <sub>2</sub> .....	Saturace smíšené venózní krve
SVV.....	Variace tepového objemu
TF.....	Tepová frekvence
TPTD.....	Transpulmonální termodiluce
VO <sub>2</sub> .....	Konzumpce O <sub>2</sub>

## 9 SEZNAM POUŽITÉ LITERATURY

1. OŠŤÁDAL, Petr a Richard ROKYTA. *Neinvazivní a invazivní monitorace hemodynamiky na jednotce intenzivní péče*. 1. Praha: Maxdorf, [2020]. Jessenius. ISBN 978-80-7345-629-0.
2. Galluccio ST, Chapman MJ, Finnis ME. Femoral-radial arterial pressure gradients in critically ill patients. *Crit Care Resusc*. 2009 Mar;11(1):34-8. PMID: 19281442.
3. LAKHAL, Karim a Vincent ROBERT-EDAN. Invasive monitoring of blood pressure: a radiant future for brachial artery as an alternative to radial artery catheterisation?. *Journal of Thoracic Disease*. 2017, **9**(12), 4812-4816. ISSN 20721439. Dostupné z: doi:10.21037/jtd.2017.10.166
4. PAIK, Julie J., Ram HIRPARA, Jennifer A. HELLER, Laura K. HUMMERS, Fredrick M. WIGLEY a Ami A. SHAH. Thrombotic complications after radial arterial line placement in systemic sclerosis: A case series. *Seminars in Arthritis and Rheumatism*. 2016, **46**(2), 196-199. ISSN 00490172. Dostupné z: doi:10.1016/j.semarthrit.2016.03.015
5. MCCANN, Ulysse G., Henry J. SCHILLER, David E. CARNEY, Judy KILPATRICK, Louis A. GATTO, Andrew M. PASKANIK a Gary F. NIEMAN. Invasive Arterial BP Monitoring in Trauma and Critical Care. *Chest*. 2001, **120**(4), 1322-1326. ISSN 00123692. Dostupné z: doi:10.1378/chest.120.4.1322
6. JACQ, Gwenaëlle, Karine GRITTI, Cécile CARRÉ, Nadège FLEURY, Annie LANG, Josette COURAU-COURTOIS, Jean-Pierre BEDOS a Stephane LEGRIEL. Modalities of Invasive Arterial Pressure Monitoring in Critically Ill Patients. *Medicine*. 2015, **94**(39). ISSN 0025-7974. Dostupné z: doi:10.1097/MD.0000000000001557
7. RHODES, Andrew, Laura E. EVANS, Waleed ALHAZZANI, et al. Surviving Sepsis Campaign: International Guidelines for Management of Sepsis and Septic Shock. *Intensive Care Medicine*. 2017, **43**(3), 304-377. ISSN 0342-4642. Dostupné z: doi:10.1007/s00134-017-4683-6
8. ALASTRUEY, J., K. H. PARKER, J. PEIRÓ a S. J. SHERWIN. Analysing the pattern of pulse waves in arterial networks: a time-domain study. *Journal of Engineering Mathematics*. 2009, **64**(4). ISSN 0022-0833. Dostupné z: doi:10.1007/s10665-009-9275-1
9. ESPER, Stephen A. a Michael R. PINSKY. *Arterial waveform analysis: Best Practice & Research Clinical Anaesthesiology*. 28. Pittsburgh: Elsevier Health Sciences, 2014, 363-380. ISBN 1521-6896. Dostupné z: doi: <https://doi.org/10.1016/j.bpa.2014.08.002>



10. THIELE, Robert H. a Marcel E. DURIEUX. Arterial Waveform Analysis for the Anesthesiologist. *Anesthesia & Analgesia*. 2011, **113**(4), 766-776. ISSN 0003-2999. Dostupné z: doi:10.1213/ANE.0b013e31822773ec
11. ANWARUDDIN, Saif, Joseph M. MARTIN, John C. STEPHENS a Arman T. ASKARI. *Cardiovascular Hemodynamics: An Introductory Guide*. 2. New York: Humana Press, 2019. ISBN 978-1-60761-194-3. Dostupné z: doi:10.1007/978-1-60761-195-0
12. RATHORE, Abhishek, Shalendra SINGH, Ritesh LAMSAL, Priya TAANK a Debashish PAUL. Validity of Pulse Pressure Variation (PPV) Compared with Stroke Volume Variation (SVV) in Predicting Fluid Responsiveness. *Turkish Journal of Anesthesia and Reanimation*. 2017, **45**(4), 210-217. ISSN 21490937. Dostupné z: doi:10.5152/TJAR.2017.04568
13. SLAGT, C., I. MALAGON a A.B.J. GROENEVELD. Systematic review of uncalibrated arterial pressure waveform analysis to determine cardiac output and stroke volume variation. *British Journal of Anaesthesia*. 2014, **112**(4), 626-637. ISSN 00070912. Dostupné z: doi:10.1093/bja/aet429
14. SU, B.C., Y.F. TSAI, C.W. CHENG, H.P. YU, M.W. YANG, W.C. LEE a C.C. LIN. Stroke Volume Variation Derived by Arterial Pulse Contour Analysis Is a Good Indicator for Preload Estimation During Liver Transplantation. *Transplantation Proceedings*. 2012, **44**(2), 429-432. ISSN 00411345. Dostupné z: doi:10.1016/j.transproceed.2011.12.037
15. HOFER, Christoph K, Maurizio CECCONI, Gernot MARX a Giorgio della ROCCA. Minimally invasive haemodynamic monitoring. *European Journal of Anaesthesiology*. 2009, **26**(12), 996-1002. ISSN 0265-0215. Dostupné z: doi:10.1097/EJA.0b013e3283300d55
16. MONNET, Xavier a Jean-Louis TEBOUL. Transpulmonary thermodilution: advantages and limits. *Critical Care*. 2017, **21**(1), 1-12. ISSN 1364-8535. Dostupné z: doi:10.1186/s13054-017-1739-5
17. VERNON, Christopher a Charles R PHILLIPS. Pulmonary artery catheters in acute heart failure: end of an era?. *Critical Care*. 2009, **13**(6), 1-2. ISSN 1364-8535. Dostupné z: doi:10.1186/cc8113
18. VOJTOVIČ, Pavel, Oleg REICH, Marek SELKO, et al. Haemodynamic changes due to delayed sternal closure in newborns after surgery for congenital cardiac malformations. *Cardiology in the Young*. 2009, **19**(6), 573-579. ISSN 1047-9511. Dostupné z: doi:10.1017/S1047951109991065

19. SCHUERHOLZ, T. a G. MARX. Pulse-contour-derived cardiac output is unreliable in septic shock: authors' reply. *Acta Anaesthesiologica Scandinavica*. 2006, **50**(9), 1169-1170. ISSN 0001-5172. Dostupné z: doi:10.1111/j.1399-6576.2006.01129.x
20. BERGMANS, B, M EGAL, J VAN BOMMEL, J BAKKER a M VAN DER JAGT. Effects of cardiac output-guided hemodynamic management on fluid administration after aneurysmal subarachnoid hemorrhage. *Critical Care* [online]. 2014, **18**(Suppl 1) [cit. 2023-04-06]. ISSN 1364-8535. Dostupné z: doi:10.1186/cc13645
21. Wijidicks, Eelco F.M, William D. Freeman, James Y. Findlay a Ayan Sen. *Mayo Clinic: Critical and Neurocritical Care Board Review*. 1. New York: Oxford University Press, 2019. ISBN 9780190862923.
22. AKOHOV, Aleksej, Christoph BARNER, Steffen GRIMMER, Roland CE FRANCIS a Stefan WOLF. Aortic volume determines global end-diastolic volume measured by transpulmonary thermodilution. *Intensive Care Medicine Experimental*. 2020, **8**(1). ISSN 2197-425X. Dostupné z: doi:10.1186/s40635-019-0284-8
23. MONNET, X., N. ANGUEL, M. JOZWIAK, C. RICHARD a J.-L. TEBOUL. Third-generation FloTrac/Vigileo does not reliably track changes in cardiac output induced by norepinephrine in critically ill patients. *British Journal of Anaesthesia*. 2012, **108**(4), 615-622. ISSN 00070912. Dostupné z: doi:10.1093/bja/aer491
24. RAJARAM, Sujanthi S, Nayan K DESAI, Ankur KALRA, et al. Pulmonary artery catheters for adult patients in intensive care. *Cochrane Database of Systematic Reviews*. 2018, **2018**(12), 1-50. ISSN 14651858. Dostupné z: doi:10.1002/14651858.CD003408.pub3
25. VALLABHAN, Ravi. Interpretation of Swan-Ganz Catheter Data. *Baylor University Medical Center Proceedings*. 2018, **7**(4), 3-10. ISSN 0899-8280. Dostupné z: doi:10.1080/08998280.1994.11929884
26. HOUSTON, Brian A. a Ryan J. TEDFORD. Is pulmonary artery wedge pressure a Fib in A-Fib. *European Journal of Heart Failure*. 2017, **19**(11), 1491-1494. ISSN 13889842. Dostupné z: doi:10.1002/ejhf.992
27. REDDY, Yogesh N. V., Abdallah EL-SABBAGH a Rick A. NISHIMURA. Comparing Pulmonary Arterial Wedge Pressure and Left Ventricular End Diastolic Pressure for Assessment of Left-Sided Filling Pressures. *JAMA*

*Cardiology*. 2018, **3**(6). ISSN 2380-6583. Dostupné z:  
doi:10.1001/jamacardio.2018.0318

28. BOOTSMA, I. T., E. C. BOERMA, T. W. L. SCHEEREN a F. DE LANGE. The contemporary pulmonary artery catheter. Part 2: measurements, limitations, and clinical applications. *Journal of Clinical Monitoring and Computing*. 2022, **36**(1). ISSN 1387-1307. Dostupné z: doi:10.1007/s10877-021-00673-5
29. PETROVÁ, Angelika Nelly. *Metaanalýza: Motivace uživatelů používat mobilní aplikace sloužící k seznamování*. Praha, 2019. Diplomová práce. UNIVERZITA KARLOVA. Vedoucí práce PhDr. Ing. Petr Soukup, Ph.D.
30. MICHAEL, BORENSTEIN, HEDGES LARRY V., HIGGINS JULIAN P. T. a ROTHSTEIN HANNAH R. *Criticisms of Meta-Analysis: Introduction to Meta-Analysis*. 1. Chichester, UK: John Wiley, 2009. ISBN 978-0-470-05724-7.
31. ØSTERGAARD, M. a J. NIELSEN. Cardiac output – pulse contour analysis vs. pulmonary artery thermodilution. *Acta Anaesthesiologica Scandinavica*. 2006, **50**(9), 1044-1049. Dostupné z: doi:10.1111/j.1399-6576.2006.01080.x
32. BUHRE, Wolfgang, Andreas WEYLAND, Stephan KAZMAIER, Gunnar G. HANEKOP, Mersa M. BARYALEI, Michael SYDOW a Hans SONNTAG. Comparison of cardiac output assessed by pulse-contour analysis and thermodilution in patients undergoing minimally invasive direct coronary artery bypass grafting. *Journal of Cardiothoracic and Vascular Anesthesia*. 1999, **13**(4), 437-440. ISSN 10530770. Dostupné z: doi:10.1016/S1053-0770(99)90216-1
33. ZÖLLNER, Christian, Mathias HALLER, Marion WEIS, Karl MÖRSTEDT, Peter LAMM, Erich KILGER a Alwin E. GOETZ. Beat-to-beat measurement of cardiac output by intravascular pulse contour analysis: A prospective criterion standard study in patients after cardiac surgery. *Journal of Cardiothoracic and Vascular Anesthesia*. 2000, **14**(2), 125-129. ISSN 10530770. Dostupné z: doi:10.1016/S1053-0770(00)90003-X
34. HADIAN, Mehrnaz, Hyung Kook KIM, Donald A SEVERYN a Michael R PINSKY. Cross-comparison of cardiac output trending accuracy of LiDCO, PiCCO, FloTrac and pulmonary artery catheters. *Critical Care*. 2010, **14**(6). ISSN 1364-8535. Dostupné z: doi:10.1186/cc9335
35. LAMIA, Bouchra, Hyung Kook KIM, Donald A. SEVERYN a Michael R. PINSKY. Cross-comparisons of trending accuracies of continuous cardiac-output measurements: pulse contour analysis, bioreactance, and pulmonary-artery

- catheter. *Journal of Clinical Monitoring and Computing* [online]. 2018, **32**(1), 33-43 [cit. 2023-05-07]. ISSN 1387-1307. Dostupné z: doi:10.1007/s10877-017-9983-4
36. DELLA ROCCA, G., M.G. COSTA, L. POMPEI, C. COCCIA a P. PIETROPAOLI. Continuous and intermittent cardiac output measurement: pulmonary artery catheter versus aortic transpulmonary technique. *British Journal of Anaesthesia*. 2002, **88**(3), 350-356. ISSN 00070912. Dostupné z: doi:10.1093/bja/88.3.350
37. HALVORSEN, P.S., A. SOKOLOV, M. CVANCAROVA, P.K. HOL, R. LUNDBLAD a T.I. TØNNESEN. Continuous cardiac output during off-pump coronary artery bypass surgery: pulse-contour analyses vs pulmonary artery thermodilution. *British Journal of Anaesthesia* [online]. 2007, **99**(4), 484-492 [cit. 2023-05-07]. ISSN 00070912. Dostupné z: doi:10.1093/bja/aem199
38. MIELCK, Frank, Wolfgang BUHRE, Gunnar HANEKOP, Theodor TIRILOMIS, Reinhard HILGERS a Hans SONNTAG. Comparison of continuous cardiac output measurements in patients after cardiac surgery. *Journal of Cardiothoracic and Vascular Anesthesia* [online]. 2003, **17**(2), 211-216 [cit. 2023-05-07]. ISSN 10530770. Dostupné z: doi:10.1053/jcan.2003.49
39. DE WILDE, R. B. P., J. J. SCHREUDER, P. C. M. VAN DEN BERG a J. R. C. JANSEN. An evaluation of cardiac output by five arterial pulse contour techniques during cardiac surgery. *Anaesthesia* [online]. 2007, **62**(8), 760-768 [cit. 2023-05-07]. ISSN 0003-2409. Dostupné z: doi:10.1111/j.1365-2044.2007.05135.x
40. ROCCA, Giorgio Della, Maria Gabriella COSTA, Cecilia COCCIA, Livia POMPEI, Pierangelo DI MARCO, Vincenzo VILARDI a Paolo PIETROPAOLI. Cardiac output monitoring: aortic transpulmonary thermodilution and pulse contour analysis agree with standard thermodilution methods in patients undergoing lung transplantation. *Canadian Journal of Anaesthesia* [online]. 2003, **50**(7), 707-711 [cit. 2023-05-07]. ISSN 0832-610X. Dostupné z: doi:10.1007/BF03018714
41. YAMASHITA, Koichi, Tomoki NISHIYAMA, Takeshi YOKOYAMA, Hidehiro ABE a Masanobu MANABE. The Effects of Vasodilation on Cardiac Output Measured by PiCCO. *Journal of Cardiothoracic and Vascular Anesthesia* [online]. 2008, **22**(5), 688-692 [cit. 2023-05-07]. ISSN 10530770. Dostupné z: doi:10.1053/j.jvca.2008.04.007

42. COSTA, Maria Gabriella, Giorgio DELLA ROCCA, Paolo CHIARANDINI, et al. Continuous and intermittent cardiac output measurement in hyperdynamic conditions: pulmonary artery catheter vs. lithium dilution technique. *Intensive Care Medicine* [online]. 2008, **34**(2), 257-263 [cit. 2023-05-07]. ISSN 0342-4642. Dostupné z: doi:10.1007/s00134-007-0878-6
43. MISSANT, C., S. REX a P. F. WOUTERS. Accuracy of cardiac output measurements with pulse contour analysis (PulseCOTM) and Doppler echocardiography during off-pump coronary artery bypass grafting. *European Journal of Anaesthesiology* [online]. 2008, **25**(3), 243-248 [cit. 2023-05-07]. ISSN 0265-0215. Dostupné z: doi:10.1017/S0265021507002979
44. MORA, B., I. INCE, B. BIRKENBERG, K. SKHIRTLADZE, E. PERNICKA, H. J. ANKERSMIT a M. DWORSCHAK. Validation of cardiac output measurement with the LiDCOTM pulse contour system in patients with impaired left ventricular function after cardiac surgery\*. *Anaesthesia* [online]. 2011, **66**(8), 675-681 [cit. 2023-05-07]. ISSN 00032409. Dostupné z: doi:10.1111/j.1365-2044.2011.06754.x
45. GARCIA-RODRIGUEZ, Charles, James PITTMAN, Cynthia H. CASSELL, John SUM-PING, Habib EL-MOALEM, Christopher YOUNG a Jonathan B. MARK. Lithium dilution cardiac output measurement: A clinical assessment of central venous and peripheral venous indicator injection\*. *Critical Care Medicine* [online]. 2002, **30**(10), 2199-2204 [cit. 2023-05-07]. ISSN 0090-3493. Dostupné z: doi:10.1097/00003246-200210000-00004
46. ZIMMERMANN, Andreas, Christine KUFNER, Stephan HOFBAUER, et al. The Accuracy of the Vigileo/FloTrac Continuous Cardiac Output Monitor. *Journal of Cardiothoracic and Vascular Anesthesia*. 2008, **22**(3), 388-393. ISSN 10530770. Dostupné z: doi:10.1053/j.jvca.2007.11.001
47. CAMPOROTA, Luigi a Richard BEALE. Pitfalls in haemodynamic monitoring based on the arterial pressure waveform. *Critical Care*. 2010, **14**(2), 124. ISSN 1364-8535. Dostupné z: doi:10.1186/cc8845
48. CRITCHLEY, Lester AH. Self-calibrating pulse contour cardiac output: do validation studies really show its clinical reliability?. *Critical Care*. 2009, **13**(2), 123. ISSN 1364-8535. Dostupné z: doi:10.1186/cc7718

49. OpenMetaAnalyst: Wallace, Byron C., Issa J. Dahabreh, Thomas A. Trikalinos, Joseph Lau, Paul Trow, and Christopher H. Schmid. "Closing the Gap between Methodologists and End-Users: R as a Computational Back-End." *Journal of Statistical Software* 49 (2012)

## 10 SEZNAM POUŽITÝCH OBRÁZKŮ

Obrázek 9 Arteriální křivka.....	19
Obrázek 2 Variace tepového objemu a pulzního tlaku.....	26
Obrázek 3 Hemodynamické parametry .....	31
Obrázek 4 Hodnocení nitrohručních objemů.....	34
Obrázek 5 Postup balónku plicnicového katetru.....	43
Obrázek 6 Tlaková křivka pravé síně.....	44
Obrázek 7 PRISMA diagram.....	49
Obrázek 8 Forest plot.....	64

## 11 SEZNAM POUŽITÝCH TABULEK

Tabulka 1 Výhody a nevýhody kalibrovaných systémů.....	24
Tabulka 2 Výhody a nevýhody nekalibrovaných systémů.....	25
Tabulka 3 Možné příčiny falešně pozitivních hodnot SVV.....	27
Tabulka 4 Možné příčiny falešně pozitivních hodnot SVV.....	28
Tabulka 5 Přehled studií.....	50
Tabulka 6 Stručná charakteristika jednotlivých studií.....	51
Tabulka 7 Přehled studií se středními hodnotami CO.....	55
Tabulka 8 Přehled studií vstupujících do metaanalýzy.....	62
Tabulka 9 Model s náhodnými prvky.....	63
Tabulka 10 Heterogenita.....	66



