



ČESKÉ VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V PRAZE

FAKULTA BIOMEDICÍNSKÉHO INŽENÝRSTVÍ

Katedra biomedicínské techniky

**Hodnocení protektivity umělé plicní ventilace na základě přenosu
mechanické energie do plic**

**Transfer of mechanical energy to the lungs for evaluation of
mechanical ventilation protectivity**

Diplomová práce

Studijní program: Biomedicínské inženýrství

Vedoucí práce: prof. Ing. Karel Roubík, Ph.D.

Bc. Michal Verbovský

Kladno 2023

I. OSOBNÍ A STUDIJNÍ ÚDAJE

Příjmení: **Verbovský** Jméno: **Michal** Osobní číslo: **474322**
Fakulta: **Fakulta biomedicínského inženýrství**
Garantující katedra: **Katedra biomedicínské techniky**
Studijní program: **Biomedicínské inženýrství**

II. ÚDAJE K DIPLOMOVÉ PRÁCI

Název diplomové práce:

Hodnocení protektivity umělé plicní ventilace na základě přenosu mechanické energie do plic

Název diplomové práce anglicky:

Transfer of mechanical energy to the lungs for evaluation of mechanical ventilation protectivity

Pokyny pro vypracování:

Proveďte analýzu fyzikální podstaty hodnocení protektivity umělé plicní ventilace pomocí přenosu mechanické energie z ventilátoru do plic pacienta. Navrhněte a ověřte model, který bude umožňovat vyhodnocovat energii přenášenou do plic v závislosti na parametrech umělé plicní ventilace.

Seznam doporučené literatury:

- [1] Silva LP, et al., Power to mechanical power to minimize ventilator-induced lung injury?, Intensive Care Medicine Experimental, ročník 38, číslo 7, 2019
- [2] A. Aliverti, A. Pedotti, Mechanics of Breathing New Insights from New Technologies, ed. Second, Springer, 2014, ISBN 978-88-470-5646-6
- [3] John G. Webster, Encyclopedia of Medical Devices and Instrumentation, ed. 6, Wiley, 2006, ISBN 978-0-471-26358-6

Jméno a příjmení vedoucí(ho) diplomové práce:

prof. Ing. Karel Roubík, Ph.D.

Jméno a příjmení konzultanta(ky) diplomové práce:

Datum zadání diplomové práce: **14.02.2022**

Platnost zadání diplomové práce: **22.09.2023**

doc. Ing. Martin Rožánek, Ph.D.
vedoucí katedry

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

PROHLÁŠENÍ

Prohlašuji, že jsem diplomovou práci s názvem „Hodnocení protektivity umělé plicní ventilace na základě přenosu mechanické energie do plic“ vypracoval samostatně a použil k tomu úplný výčet citací použitých pramenů, které uvádím v seznamu přiloženém k diplomové práci.

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.

Na Kladně dne 17.08.2023

.....

Bc. Michal Verbovský

PODĚKOVÁNÍ

Velmi rád bych poděkoval prof. Ing. Karlovi Roubíkovi, Ph.D. za to, že i přes má četná selhání mezi léty 2021 až 2023 svou profesionalitou, trpělivostí a přívětivostí umožnil vznik této diplomové práce. Poděkování zaslouží i Ing. Ladislav Bís za velkou podporu v posledních dnech před odevzdáním.

Velký dík patří taktéž mé rodině a přátelům, kteří svými otázkami ve stylu „*Tak co diplomka?*“ taktéž přispěli k dokončení této práce.

Z mojí milované FBMI bych rád poděkoval také paní Jirotkové, jejíž přehled a zkušenosti ze studijního oddělení mi umožnily dojít až sem.

ABSTRAKT

Hodnocení protektivity umělé plicní ventilace na základě přenosu mechanické energie do plic

Umělá plicní ventilace zajišťuje dýchání v případech, kdy pacient není schopen samovolně dýchat. I sebe lepší nastavení umělé plicní ventilace má v současnosti negativní účinky na plicní tkáň. Stále větší úsilí je tak věnováno zajištění co nejvyšší úrovně protektivity, čili ochrannosti ventilace. Jako perspektivní se jeví hodnocení protektivity umělé plicní ventilace na základě přenosu mechanické energie do plic. Toto hodnocení a tvorba modelu, který bude hodnotit protektivitu je vedle analýzy současných přístupů k přenosu mechanické energie do plic hlavním cílem této práce.

V současnosti používané vzorce pro výpočet mechanické energie mají i přes svůj pevný fyzikální základ řadu limitací. Jednou z nich je, že nekalkulují s vlastnostmi dýchací soustavy. Proto byly na základě analýzy 4 parametrů běžně nastavovaných při umělé plicní ventilaci, pro konkrétní model respirační soustavy s definovanými vlastnostmi, seřazeny parametry dle svého vlivu na celkovou mechanickou práci. To přináší možnost efektivně regulovat protektivitu umělé plicní ventilace těmi nejideálnějšími parametry dané respirační soustavy.

Klíčová slova

Umělá plicní ventilace

Protektivita

Mechanická energie a práce

Hodnocení mechanické energie

ABSTRACT

Transfer of mechanical energy to the lungs for evaluation of mechanical ventilation protectivity

Mechanical ventilation secures breathing in cases when the patient is unable to breathe on his own. Even the best setting of mechanical ventilation has currently negative effects on lung tissue. More and more effort is being devoted to ensuring the highest possible level of protectivity. The evaluation of the protectiveness of mechanical ventilation based on the transfer of mechanical energy to the lungs appears promising. This evaluation and the creation of a model that will evaluate the protectiveness is, in addition to the analysis of current approaches to the transfer of mechanical energy to the lungs, the main aim of this study.

The currently used formulas for calculating mechanical energy have a number of limitations despite their solid physical basis. One of them is that they do not calculate with the properties of the respiratory system. Therefore, on the basis of a sensitivity analysis of 4 parameters normally set during mechanical ventilation, for a specific model of the respiratory system with defined properties, the parameters were ranked according to their influence on the overall mechanical work. This brings the possibility to effectively regulate the protectiveness of mechanical ventilation with the most ideal parameters of the given respiratory system.

Keywords

Mechanical ventilation

Protectivity

Mechanical energy and power

Classification of the mechanical energy

Obsah

Seznam symbolů a zkratk	9
1 Úvod	10
2 Přehled současného stavu	11
2.1 Základní mechanismus dýchání	11
2.2 Komplikace umělé plicní ventilace	12
2.3 Protektivita umělé plicní ventilace	13
2.3.1 Konvenční přístupy k protektivě umělé plicní ventilace.....	13
2.3.2 Parametry umělé plicní ventilace	15
2.3.3 Nekonvenční přístupy k protektivě umělé plicní ventilace	19
2.4 Používání analogií a modelů	19
2.4.1 Analogie a modely dýchací soustavy	19
2.4.2 Typologie analogií dýchací soustavy	19
2.5 Koncept přenosu mechanické energie do plic	21
2.5.1 Fyzikální základ.....	21
2.5.2 Aktuální mechanismy výpočtů	24
2.5.3 Využití výpočtů v praxi	28
2.5.4 Limitace současných mechanismů výpočtu	28
3 Cíle práce	29
4 Metody	30
4.1 Návrh měření	30
4.2 Použité vybavení	33
4.2.1 Hardware	33
4.2.2 Software.....	35
4.3 Postup zpracování dat.....	35
5 Výsledky	36
5.1 Průběh měření	36
5.2 Získávání parametrů z naměřených dat.....	37
5.3 Parametry dýchací soustavy	39
5.4 Experimentální citlivostní analýza	40
5.5 Ověření modelu	42

5.5.1	Měření.....	42
5.5.2	Vyhodnocení.....	42
6	Diskuse.....	43
7	Závěr.....	45
	Seznam použité literatury.....	46
	Příloha A: Grafické výstupy.....	51

Seznam symbolů a zkratek

Seznam symbolů

Symbol	Jednotka	Význam
p	cmH ₂ O	Tlak (<i>Pressure</i>)
V	L	Objem (<i>Volume</i>)
$PEEP$	cmH ₂ O	Pozitivní tlak na konci expira (<i>Positive end expiratory pressure</i>)
PIP	cmH ₂ O	Špičkový tlak (<i>Peak inspiratory pressure</i>)
ΔV	L	Dechový objem (<i>Tidal volume</i>)
F	L / min	Průtok (<i>Flow</i>)
C	L / cmH ₂ O	Poddajnost (<i>Compliance</i>)
E	cmH ₂ O / L	Elastance (<i>Elastance</i>)
R	(cmH ₂ O·s) / L	Pneumatický odpor (<i>Pneumatic resistance</i>)
RR	bpm	Dechová frekvence (<i>Respiratory rate</i>)
W_{RS}	J / min	Práce dýchacího systému (<i>Respiratory system work</i>)

Pozn.: Pro jednotku objemu litr je zde podle zvyklostí v anglosaské odborné literatuře v oblasti respirační péče používán symbol L.

Seznam zkratek

Zkratka	Význam
ARDS	Syndrom akutní dechové tísně (<i>Acute respiratory distress syndrome</i>)
VILI	Poškození plic spojené s ventilátorem (<i>Ventilator-induced lung injury</i>)
CHOPN	Chronická obstrukční plicní nemoc
UPV	Umělá plicní ventilace
ME	Mechanická energie
MP	Mechanická práce
bpm	Dechy za minutu (<i>Breaths per minute</i>)
LC	Plicní kapacita (<i>Lung capacity</i>)
DV	Mrtvý prostor (<i>Dead volume</i>)
FRC	Funkční reziduální kapacita
AC	Asistovaná ventilace (<i>Assist-control ventilation</i>)
SIMV	Terminus technicus (<i>Synchronized intermittent mandatory ventilation</i>)

1 Úvod

Základními fyziologickými funkcemi lidského těla jsou vědomí, udržování relativně stálé tělesné teploty, srdeční akce a puls, udržování stálého krevního tlaku a dýchání. Při sebemenším výpadku jedné ze základních fyziologických funkcí dříve nebo později kolabují i ty zbylé a tím vzniká stav ohrožení života. [1]

Momenty, kdy lidské tělo není schopno samo přirozeně dýchat nastávají zejména při plánovaných chirurgických úkonech v úplné anestezii či při péči o vážně nemocné pacienty v bezvědomí s rozvinutým syndromem akutní dechové tísně (ARDS) anebo bez něj. V těchto případech je nezbytné, zajistit vnější dýchání čili výměnu plynu na alveolo-kapilární membráně uměle a je tak indikována a nasazena umělá plicní ventilace.

Ačkoli je umělá plicní ventilace, ve všech svých formách za více než 70 let svého vývoje, technologií velmi dobře popsanou a s velkým množstvím velmi pokročilých regulačních a podpůrných mechanismů, přesto se stále jedná o nefyziologickou intervenci. Hlavně při dlouhodobém nasazení umělé plicní ventilace tak hrozí například riziko poškození plic spojené s ventilátorem (VILI), či riziko jiných změn v plicní tkáni, které mohou zhoršit, či dokonce znemožnit dýchání jako takové. Pravděpodobnost výskytu těchto nežádoucích jevů roste při nesprávném nastavení umělé plicní ventilace. Není ale nulová ani v případě podle současných poznatků dokonalého (neboli co možná nejvíce protektivního) nastavení dýchání prostřednictvím konvenčního plicního ventilátoru. [35]

Z toho důvodu je současným trendem zaměření se na maximalizaci protektivity umělé plicní ventilace neboli snahy o minimalizaci zmíněných nežádoucích účinků umělé plicní ventilace na pacienta, tak aby nedocházelo k výskytu zmíněných nežádoucích jevů a tím se buď zlepšila rekonvalescence po vysazení umělé plicní ventilace anebo se zabránilo rozvoji VILI či jiných život ohrožujících stavů.

Existuje celá řada přístupů, některé sofistikovanější, některé méně sofistikované, snažících se o určení či kvantifikování protektivity umělé plicní ventilace. Jedním z nich je hodnocení protektivity umělé plicní ventilace na základě přenosu mechanické energie do plic.

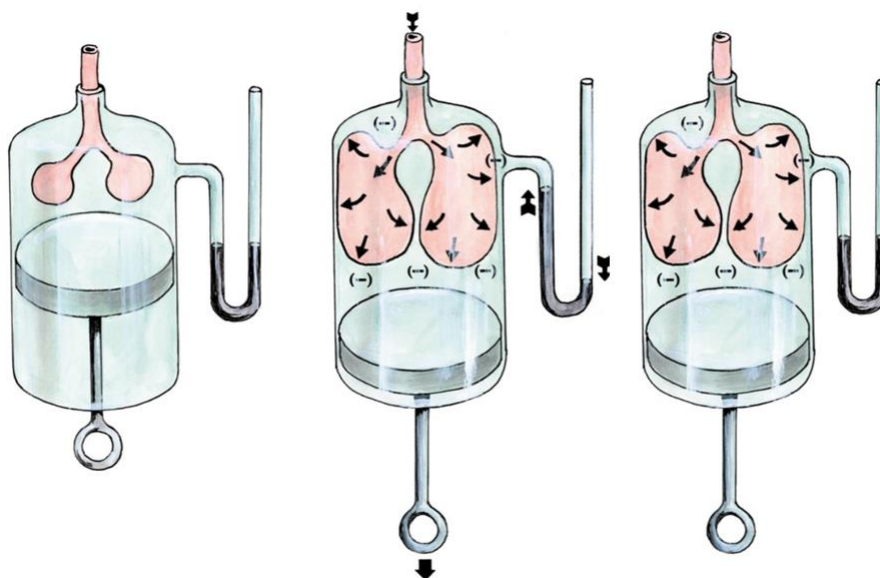
2 Přehled současného stavu

Při umělé plicní ventilaci zajišťuje částečně nebo plně průtok dechové směsi dýchacím systémem plicní ventilátor. V současnosti nejobvyklejší metodou umělé plicní ventilace je ventilace pozitivním přetlakem. Velikost přetlaku nezbytného k zajištění dostatečného inspiračního průtoku plynu je dána: složkou potřebnou k překonání odporu inspirační části okruhu ventilátoru včetně endotracheální trubice a odporu dolních dýchacích cest; složkou nutnou k rozevření plic a hrudní stěny; složkou nezbytnou k překonání endexpiračního alveolárního tlaku.

Hlavními klinickými cíli umělé plicní ventilace obecně je jednak dosažení běžnému stavu co možná nejpodobnějších parametrů ventilace a oxygenace a dále pak omezení adverzních neboli nežádoucích účinků umělé plicní ventilace jak plicních, tak mimoplicních. To vše platí za stále platného předpokladu, že umělá plicní ventilace je nefyziologickou intervencí, jejíž čas nasazení by měl být co možná nejkratší. [3]

2.1 Základní mechanismus dýchání

V níže uvedeném zjednodušeném modelu přirozeného dýchání představuje skleněný válec pleurální dutinu, dvojice elastických balónek plice a píst jednotlivé složky hrudníku, které se podílejí na vzniku tlakového gradientu v dutině.



Obr. 2.1: Schéma modelu mechanismu vdechu. Převzato a upraveno z [24]

Při pohybu pístu směrem dolů se dutina zvětšuje, což vede k poklesu tlaku a vstupu vzduchu do balónek ve snaze vyrovnat tlakový gradient. Po určitém časovém úseku, který je dán vlastnostmi balónek, dojde k vyrovnání tlaků, potažmo naplnění balónek.

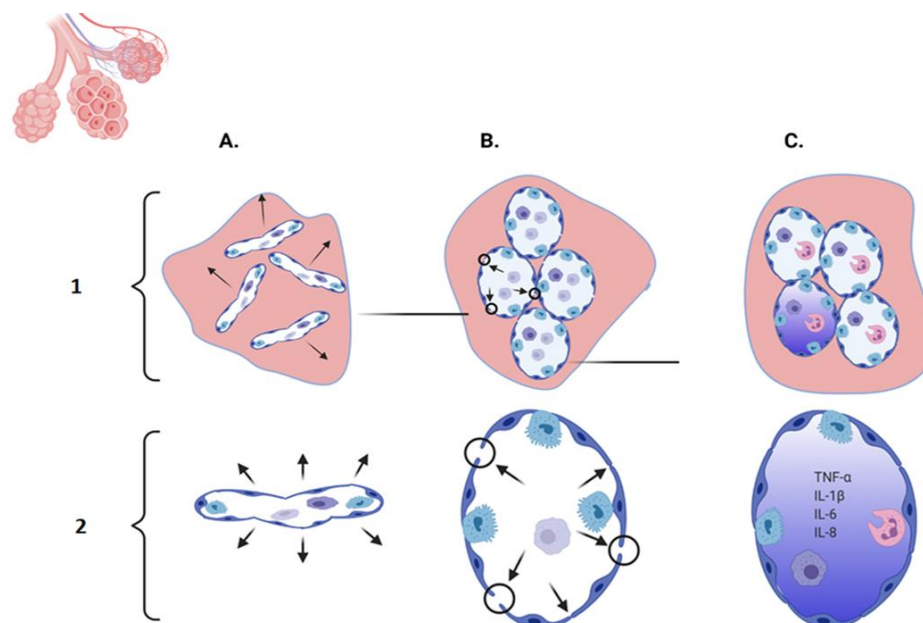
Vzhledem k elasticitě pomyslných plic následně dojde při absenci pohybu pístu ke smrštění balónků, vypuzení vzduchu ven a vzniku nepatrného podtlaku, který píst přesune zpět do počáteční polohy. Tím je završen přirozený cyklus nádechu a výdechu.

V případě nasazení umělé plicní ventilace je mechanika procesu popsaného výše až na část danou elasticitou pomyslných plic odlišná. Vzduch je přiváděn do balónků uměle prostřednictvím plicního ventilátoru, který zajišťuje jejich expanzi a též posun pístu, který je dán s expanzí souvisejícím nárůstem tlaku v dutině. Z toho vyplývá již jednou výše uvedené, a sice, že při umělé plicní ventilaci dochází k působení nefyziologických tlaků na dýchací soustavu ventilovaného pacienta, které sice mají podobný výsledný vliv na oxygenaci a ventilaci jako přirozený dechový cyklus, ale které vedou i k nežádoucím účinkům rozvedeným podrobněji níže.

Zmíněné atributy dýchací soustavy a umělé plicní ventilace ze své podstaty vedou k tomu, že v klinické praxi často dochází k situacím, kdy ventilace, jež má příznivě nastavené parametry pro oxygenaci a ventilaci, má negativní vliv na plicní tkáň a zejména v delším časovém úseku může vést k její nevratné destrukci. Z toho důvodu se stále více rozmáhá přístup maximalizace protektivity umělé plicní ventilace.

2.2 Komplikace umělé plicní ventilace

Při využívání přetlakové umělé plicní ventilace může dojít důsledkem nepřiměřené mechanické práce ventilátoru k poškození plic pacientů. Toto poškození se nazývá VILI (nebo také VALI) a může vést k mechanickému poškození, zánětu nebo otoku plic, což může dále vyústit v hypoxémii či v jiné život ohrožující stavy. Z toho důvodu je žádoucí minimalizovat riziko VILI neboli nastavit ventilátor a celý průběh umělé plicní ventilace co nejvíce protektivně bez jakýchkoli adverzních účinků. [34, 9]



Obr. 2.2: Znázornění VILI. Převzato a upraveno z [36]

Poškození plic spojené s ventilátorem neboli VILI slouží jako souhrnné označení pro několik typů poškození znázorněných na Obr. 2.2. Jedná se atelektrema (sloupec A), barotrauma a volutrauma (sloupec B) a celkové biotrauma (sloupec C). Dochází k nim jak na úrovni plicních váčků (řada 1), tak na úrovni plicních sklípků (řada 2).

- A: Příliš nízké hodnoty tlaku v plicních sklípcích na konci expiria mohou způsobit jejich kolaps neboli atelektrematu, kdy při dalších nádeších a výdeších vedených ventilátorem dochází k opakovanému otevření a kolapsu alveol, což vede k poranění plicních sklípnů vzniklými střížnými silami.
- B: Nevhodně nastavený vysoký tlak či dechový objem na ventilátoru může způsobit přepětí plicních sklípků, což následně vede k barotraumatu či volutraumatu a narušení alveo-kapilární membrány.
- C: Poškození způsobené atelektrematem a barotraumatem či volutraumatem může kumulativně vést k nadměrné zánětlivé odpovědi zhoršující fungování celé dýchací soustavy a ve svém důsledku i dalších orgánových soustav.

Protektivita, neboli ochrannost umělé plicní ventilace a její co možná nejvyšší úroveň, znamená snahu o minimalizaci zmíněných nežádoucích účinků umělé plicní ventilace na pacienta. [3, 36]

2.3 Protektivita umělé plicní ventilace

Protektivita umělé plicní ventilace přináší odpovědi na výše popsané negativní externality. Pro její dosažení nicméně neexistuje v současnosti žádný univerzální či ucelený postup a vůbec nemůže být řeč o dosahování protektivity absolutní. Nicméně si lze představit způsoby, které protektivitu alespoň částečně zajišťují a jejichž pozitivní vliv byl popsán na lidských pacientech nebo při animálních experimentech.

2.3.1 Konvenční přístupy k protektivě umělé plicní ventilace

Nejjednodušší způsob zajištění protektivity umělé plicní ventilace je minimalizace času jejího nasazení jakožto nefyziologické intervence, které má v překlenout v ideálním případě pouze krátký časový úsek během něhož není pacient schopen samovolně dýchat. Toho lze však docílit výhradně u plánovaných zákroků, a ne v případech například ARDS, kdy je doba trvání nasazení umělé plicní ventilace závislá na celé řadě předem nejistých proměnných. [3, 4]

Většina nežádoucích účinků umělé plicní ventilace je spojena s působením nepřiměřeně velkých tlaků na plicní tkáň pacienta. Z toho důvodu by se mohlo zdát, že tlakově řízená ventilace přináší jednoznačnou odpověď na to, jak zabránit nežádoucím účinkům umělé plicní ventilace čili jak maximalizovat její protektivitu. Ačkoli tlakově řízená umělá plicní ventilace dosahuje nižších špičkových tlaků a vede k lepší synchronizaci pacienta s ventilátorem, v mnoha indikovaných případech převáží nezbytnost zajištění

konstantního dechového objemu – minutové ventilace pro řádnou saturaci krve kyslíkem, kterou umožňuje ventilace objemově řízená. [2, 5]

V rámci objemově řízené ventilace existuje úzus, základní zásady nastavení, pro její optimální průběh. Ty spočívají v nastavení dechového objemu v závislosti na váze pacienta na 4–6 mL/kg v kombinaci s PEEP v rozmezí maximálně 6 až 12 cmH₂O a v případě indikace i recruitment manévru, spočívající ve vložení hlubokého inspiračního do dechového cyklu, který otevře a provzdušní uzavřené čili nevyužívané alveoly. Pozitivní přínos mánévru je však v poslední době zpochybňován. [10]

Samozřejmě se výše jedná pouze o část parametrů, které musí být nastaveny a které nelze brát jako univerzální odpověď na to, jak nastavovat UPV pro všechny pacienty. Jeden příklad za všechny. U ventilovaných pacientů s CHOPN, s nemocí se stále rostoucí prevalencí, je pro zajištění efektivní umělé plicní ventilace velmi často nezbytné nastavovat PEEP daleko nad výše zmíněné rozmezí. [6]

Dalším faktorem, který má vliv na kvalitu nastavení umělé plicní ventilace, a to jak objemově, tak tlakově řízené, jsou zkušenosti a preference lékaře s těmito dvěma modalitami, kdy je prokázáno, že lepších výsledků v protektivě je dosažováno u modalit s níž má lékař větší zkušenosti. [5, 8]

V současnosti, a to především díky výpočetní technice a pokročilým sensorům, jsou plicní ventilátory schopny nepřetržitě monitorovat a vyhodnocovat průběh umělé plicní ventilace. V podpůrných režimech tak mohou adaptivně upravovat dechovou frekvenci, dechový objem a poměr I:E v závislosti na proměnných vlastnostech pacientovy dýchací soustavy, tak aby bylo dosaženo nejvyšší možné úrovně protektivity. Mechanismy, kterými jsou tyto úpravy řízeny, jsou založeny především na stanovování tlakových a objemových prahů. Více podrobností o nových mechanismech úprav v kapitole 2.5.3. [37]



Obr. 2.3: Ilustrace parametrů UPV na ventilátoru HAMILTON-G5. Převzato z [37]

2.3.2 Parametry umělé plicní ventilace

Vedle uvedeného dechového objemu a PEEP, které prokazatelně ovlivňují protektivitu objemově řízené umělé plicní ventilace, existuje celá řada dalších parametrů s vlivem na protektivitu. Lze je rozdělit do čtyř základních skupin (tlakové, časové, parametry dýchací soustavy a další) a jejich výčet a atributy jsou následující.

TLAKOVÉ PARAMETRY

Peak pressure (PIP , p_{peak})

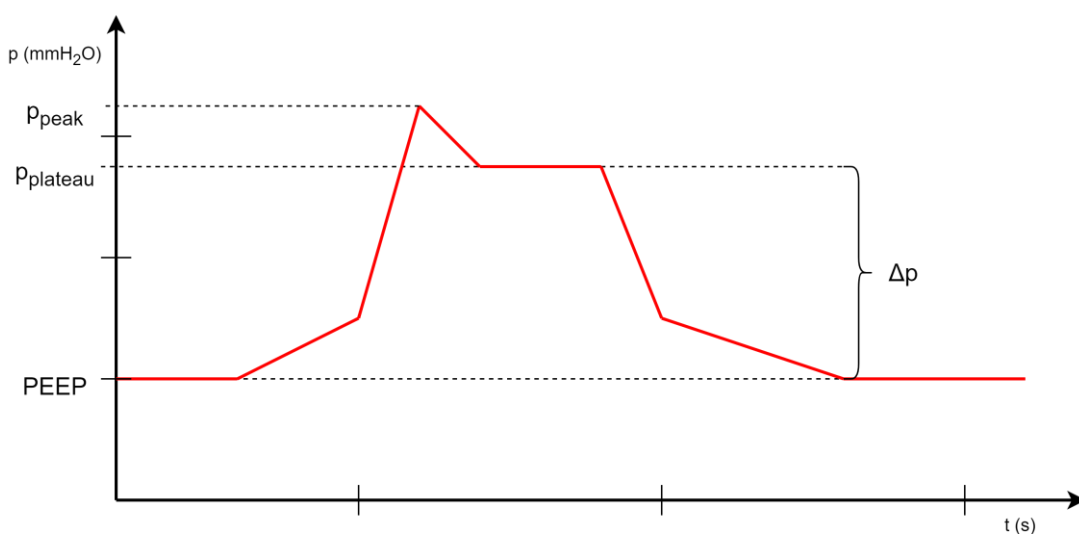
Špičkový tlak určuje tlakový gradient, kterým je dechová směs přiváděná do plic. Má tak vliv na výsledný dechový objem a minutovou ventilaci. Špičkový tlak je při hodnotách nad 30 cmH₂O oproti hodnotám PEEP hlavním zdrojem tlakového poškození plic. [15, 16]

Plateau pressure ($p_{plateau}$)

Plató tlak je definován jako tlak, který lze naměřit v plicních sklípkách. Na křivce tlakového průběhu ventilace ho je možné zaznamenat při aplikaci inspirační pauzy. Pokud jsou hodnoty plató tlaku vyšší než 35 cmH₂O značně se tím zvyšuje riziko barotraumatů plicní tkáně. [13]

Driving pressure (Δp)

Náběhový tlak, neboli rozdíl mezi PEEP a plateau tlakem, se v případě, že převyšuje doporučené rozmezí mezi 13 a 15 cmH₂O, ukázal jako parametr zhoršující následnou rekonvalescenci po odstavení od UPV. U tohoto tlaku je důležitá doba, po kterou roste, je totiž spojena s intenzitou proudění dechové směsi. [7, 11]



Obr. 2.4: Schematické zobrazení tlakových parametrů

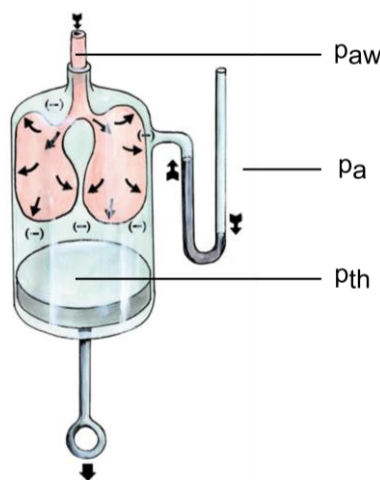
Další tlaky v dýchací soustavě

Vzhledem k tomu, že při UPV jsou tlaky působící na dýchací soustavu opačného znaménka než při přirozeně probíhající ventilaci, roste důležitost i dalších tlaků napříč dýchacím systémem. Výčet tlaků je následující. [16]

- Intrathorakální tlak (Intrathoracic pressure – p_{th})
 - o U tohoto tlaku je nejdůležitější jeho vliv na ostatní uvedené tlaky.
- Tlak v dýchacích cestách (Airway pressure – p_{aw})
 - o U tohoto tlaku je nejdůležitější zejména jeho střední hodnota, jež slouží jako zobecňující ukazatel tlakového namáhání plicní tkáně.
- Tlak napříč dýchacím systémem (Pressure across the respiratory system – p_{rs})
 - o Tento tlak je dán rozdílem mezi tlakem v dýchacích cestách p_{aw} a atmosférickým tlakem p_a .
- Tlak napříč hrudní stěnou (Pressure across the chest wall – p_{cw})
 - o Tento tlak je dán rozdílem mezi intrathorakálním tlakem p_{th} a atmosférickým tlakem p_a .
- Transpulmonární tlak (Transpulmonary pressure – p_L)
 - o Tento tlak je dán rozdílem mezi tlakem v dýchacích cestách p_{aw} a intrathorakálním tlakem p_{th} .

Ukázalo se, že minimalizace transpulmonárního tlaku může omezit nežádoucí účinky umělé plicní ventilace. Z výše uvedených závislostí mezi tlaky ale vyplývá, že minimalizace transpulmonárního tlaku není možná bez minimalizace dalších tří uvedených tlaků, které jsou ovšem ovlivněny také dalšími parametry umělé plicní ventilace. [16]

V praxi je měření těchto tlaků méně využíváno i přesto, že umožňuje určení pro protektivitu důležitých tlaků. Je to dáno zejména náročností zavedení esophageálního katétru, kterým je měření prováděno, tak aby byly jím naměřené hodnoty tlaků věrohodné. [38]



Obr. 2.5: Schéma tlaků v dýchací soustavě

ČASOVÉ PARAMETRY

Pauzy na konci inspiria (T_P)

Pauzy na konci inspiria zlepšují výměnu dechové směsi. Zároveň umožňují stanovení plateau pressure jakožto parametru korelujícího s průměrným tlakem v dýchacích cestách a příznivě ovlivňují protektivitu umělé plicní ventilace. [12, 13]

Poměr inspiria a expiria ($I:E$ nebo též $T_I:T_E$)

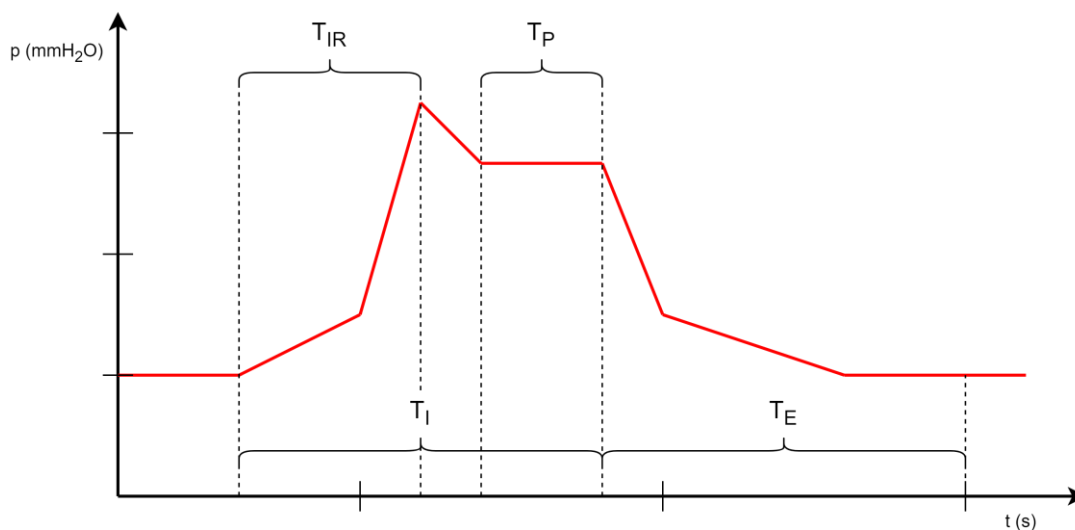
Zvýšení poměru času $I:E$ oproti standardním $1:2$ na jedné straně zlepšuje oxygenaci, na straně druhé zvyšuje střední tlak v plicích a tím i namáhání plicní tkáně a snižuje tím tak protektivitu. [14]

Doba náběh nádechu (T_{IR})

Prodloužení doby náběhu nádechu oproti standardním hodnotám snižuje průtok v inspiriu. U tlakově řízené ventilace se tím za předpokladu zachování stejného průtoku snižuje dechový objem a u objemově řízené se zvyšují špičkové tlaky. Na druhé straně zkrácení doby náběhu nádechu i přes vyšší tlaky a tím i odpor napříč dýchacím systémem snižuje celkovou práci. [14]

Dechová frekvence (RR)

Dechová frekvence musí být nastavena tak, aby docházelo k dostatečné výměně dechové směsi, což je závislé na fyzikálních parametrech dýchací soustavy jako jsou její odpor a poddajnost. Při vyšších frekvencích nemusí v souvislosti s objemem mrtvého prostoru docházet k dostatečné výměně plynů, při nižší zase nemusí být dosažená požadovaná minutová ventilace, aniž by byl ekvivalentně navýšen dechový objem, což má ale zase své limitace v tom aby při vyšších objemech nedocházelo k neúměrnému navýšení tlaků v plicích. [15]



Obr. 2.6: Schéma zobrazení časových parametrů

DALŠÍ PARAMETRY

Průtok (F)

Nastavování různého průtoku při inspiriu se ukázalo při individualizovaném nastavení umělé plicní ventilace jako opatření zvyšující protektivitu. Vedle konstantního průtoku tak lze obvykle nastavit průtok s klesajícím, zpomalujícím, sinusovým nebo zvyšujícím průběhem. Není však jasný konkrétní vliv jednotlivých průběhů na výslednou míru protektivity. [17]

Plicní objemy (LC)

Plicními objemy se rozumí objemy prostorů, které zabírá vzduch v plicích během dýchání. Z toho jsou odvozeny plicní kapacity. Pro umělou plicní ventilaci jsou nejdůležitější funkční reziduální kapacita (FRC) a mrtvý objem (DV). Jejich optimální saturace totiž jednak příznivě ovlivňuje oxygenaci a dále zabraňuje tlakovým změnám v terminálních částech průdušinek. [3]

Frakce kyslíku v dechové směsi (FiO_2)

Existují indikace, při kterých je nezbytné zajistit oxygenaci pacienta i při snížení celkové minutové ventilace. V těchto případech dochází k navýšení frakce kyslíku v dechové směsi z obvyklých 21 %. Překročení meze 60 % frakce kyslíku v dechové směsi již ale způsobuje neúměrný oxygenační stres plicní tkáně a má nepříznivé účinky napříč celým organismem. Existují taktéž případy, kdy je dechová směs obohacena o vzácné plyny, například heliem, které je schopno snížit odpor dýchacích cest. [32, 39]

Režimy UPV (–)

Protektivitu podporují taktéž přídavné režimy některých ventilátorů, které jsou schopné reagovat na spontánní dechovou aktivitu pacienta, synchronizovat se s ní, podporovat ji a nesnažit se ji překonat pevně nastavenými parametry. Jedná se například o režimy a anglickými názvy assist-control ventilation (AC), synchronized intermittent mandatory ventilation (SIMV) a další, často obohacené o košaté komerční názvy.

Ze všech výše uvedených parametrů vyplývá, že jsou navzájem velmi provázané, jsou na sobě závislé a ovlivňují se. Z toho důvodu neexistuje jedno optimální nastavení, které nastavením všech dílčích parametrů zajistí maximální protektivitu umělé plicní ventilace, proto je vhodné hledat modely, které budou schopné brát v potaz všechny uvedené parametry včetně závislostí mezi nimi a stanovit, zdali jsou nastaveny optimálně.

2.3.3 Nekonvenční přístupy k protektivě umělé plicní ventilace

U pacientů s velmi atypickými potřebami pro nastavení umělé plicní ventilace jako jsou třeba novorozenci či osoby s velmi poškozenou dýchací soustavou nachází uplatnění vysokofrekvenční oscilační ventilace a vysokofrekvenční trysková ventilace. Hlavní limitací těchto metod jsou především problémy s přesnou monitorací průběhu ventilace, kdy nelze monitorovat minutovou ventilaci jako objem, ale monitoring se omezuje na sledování tlaků, které by měly být ideálně měřeny pomocí katétrů zavedených do dýchací soustavy. Ideální též není mechanismus zvlhčování dýchací směsi a zajištění nepřekročení hodnot tlaku v určitých částech plic, tak aby nedocházelo k jejich tlakovému poškození. Nicméně i tak nachází tyto metod v definovaných případech uplatnění jako protektivnější alternativa konvenční plicní ventilace [18, 19]

V poslední době vedle konvenčních metod hodnocení protektivity roste také zaměření se na hodnocení protektivity umělé plicní ventilace na základě přenosu mechanické energie do plic pacienta. [20]

2.4 Používání analogií a modelů

V medicíně a biomedicíně existuje celá řada vůdčích principů, které zajišťují eticky správné, účelné, bezpečné a evidence based fungování těchto vědních oborů. Odrazem velké části těchto principů je využívání analogií a modelů, které umožňují primární testování hypotéz s minimálními riziky. [23]

2.4.1 Analogie a modely dýchací soustavy

Analogie a modely, ať už anatomické nebo morfologické, nalézají uplatnění taktéž při testování hypotéz týkajících se dýchací soustavy. Umožňují totiž rozložit velmi složitý biologický systém, kterým dýchací soustava jistě je, na analyticky popsitelné a lépe pochopitelné části. To dále umožňuje sledovat a testovat tyto analogie a modely v realitě podobných podmínkách a na základě jejich odezev hledat obecné principy vztažitelné na celý předmět zkoumání zjednodušený analogií či modelem. Nelze opomenout, že každá analogie či model má určité limitace, které jsou daní za zjednodušení jejich reálných předloh. [19, 22]

2.4.2 Typologie analogií dýchací soustavy

Dýchací soustavu jakožto biologický systém je možné popsat a zjednodušit ve fyzikálním modelu. Ten lze zase popsat matematicky. A vzhledem k tomu, že základní podoba diferenciálních rovnic popisujících v případě dýchací soustavy zobecněnou akumulaci a zobecněnou rezistenci je stejná napříč elektrickou, pneumatickou a mechanickou doménou, lze dýchací soustavu popsat právě v těchto třech doménách. Níže jsou uvedeny fyzické modely dýchací soustavy. [21, 22, 25]

Pasivní modely plicní mechaniky

Modely tohoto typu lze rozdělit na modely využívající pružné měchy a modely s rigidním objemem. Oba jsou schopny poskytnout v danou poddajnost C a průtočný odpor R .

- Modely využívající pružné měchy jsou schopné na první pohled věrně napodobovat fungování dýchací soustavy. Avšak vzhledem k tomu, že poddajnost je určena z velké části materiálem použitým na pohyblivou část měchu, je obtížné tento model analyticky popsat.
- Modely využívající rigidní objem pro reprezentaci poddajnosti bývají v čase stálejší a poddajnost je dána objemem nádoby, středním tlakem uvnitř nádoby a případně tzv. polytropickým exponentem. Model s rigidním objemem je tak lépe analyticky popsitelný. [21]

Aktivní modely plicní mechaniky

Konkrétním komerčním zástupcem aktivního modelu dýchací soustavy je výrobek ASL 5 000 Active Servo Lung. Na tomto modelu lze nastavit pasivní i aktivní průběh umělé plicní ventilace. Dále je možné nastavit zejména nikoli však výlučně nelineární průběh poddajnosti, typ proudění plynu v dýchacích cestách a intrapleurální tlak. Tento model tak umožňuje věrnější, ale zároveň na popis složitější modelování dýchací soustavy. [21]



Obr. 2.7: Modely plicní mechaniky. Shora zleva: rigidní model poddajnosti, model s měchy nastavitelnou poddajností a aktivní model plicní mechaniky. Převzato z [21]

2.5 Koncept přenosu mechanické energie do plic

Konvenční přístupy k protektivě umělé plicní ventilace přinesly především zaměření se na nízké dechové objemy vztažené ke kilogramu váhy pacienta, regulaci tlaků v dýchací soustavě a pozitivní roli navýšeného PEEP.

Koncept přenosu mechanické energie do plic pacienta přináší snahu více individualizovat nastavení umělé plicní ventilace a tím zabránit jejím negativním vlivům, jako je například VILI. Výpočet přenosu mechanické energie nicméně v klinické praxi přináší několik úskalí. Jedním z nich je obtížnost výpočtu podle fyzikálního základu (část 2.5.1) zmíněného níže a jeho aplikace přímo při bedside přístupu. Dalším je prozatím absence jasných parametrů individualizace, jelikož u aktuálních mechanismů výpočtů (část 2.5.2) se tak děje pouze skrze nastavené parametry ventilace. Tím pádem dochází k tomu, že ačkoli v současnosti přibývají odborné práce a články, které přináší návrhy na to, jak přesně stanovit mechanickou energii přenášenou do plic, je obtížné ověřit jejich validitu. [26]

V předcházejícím odstavci padla zmínka o tzv. bedside přístupu. Tento přístup je založen na snaze omezit přehnané využívání high-tech přístrojů v případech, kdy je možné využít mnohem jednodušší nástroje (viz zjednodušené vzorce v části 2.5.2), případně se navrátit ke starému dobrému fyzikálnímu vyšetření lékařem. [40]

Přenos mechanické energie do plic je možné rozparcelovat na tyto složky:

- energie, která je potřebná k rozepnutí hrudníku,
- energie, která je rozptýlena při nádechu a výdechu v endotracheální trubici a v bronchiálním stromě,
- energie rozptýlená v transalveolárním prostoru.

Právě poslední složka je v případě, že překročí určitý práh zodpovědná za rozvinutí VILI. Výzvou nicméně i přes recentní pokroky v mechanismech výpočtů přenosu mechanické energie do plic stanovení zmíněného prahu hodnoty mechanické energie a kvantifikování poslední její složky. [41]

2.5.1 Fyzikální základ

Úplným fyzikálním základem přenosu mechanické energie do plic je ve své podstatě první zákon termodynamiky. Ten vytyčuje prvotní rámec toho, jak vnímat přenos energie při terapii z plicního ventilátoru do plic pacienta. Z toho vyplývá, že celková mechanická energie, je odrazem konkrétního nastavení plicního ventilátoru.

Analytická metoda

Celková mechanická práce dodaná plicním ventilátorem do plic prostřednictvím přivádění dechové směsi do imobilních plic může být popsána jako plocha křivky vzniklé dosazením hodnoty tlaku v dýchacích cestách k příslušné hodnotě dodaného objemu dechové směsi.

Vzorec:

$$W_{RS} = \int_{t_0}^t p \cdot \dot{V} \cdot dt, \quad (2.1)$$

kde W_{RS} je celková práce respiračního systému, p je tlak a \dot{V} je objem v závislosti na čase. Meze integrace jsou stanoveny na začátek a konec inspiria, včetně fakultativně se objevující inspirační pauzy. Všechny veličiny jsou ve vzorci 2.1 v základních jednotkách SI neboli v Pa a m^3 . [26]

Algebraická metoda

Z analytické metody je patrné, že ve vzorci vystupují pouze tři proměnné, z toho dvě, objem za čas \dot{V} neboli průtok a čas v podobě diferenciálu dt , jsou lehce popsateľné v následujících vzorcích dechovým objemem ΔV a dechovou frekvencí RR . U tlaku p je to vzhledem k jeho několikačetným složkám obtížnější (viz vysvětlení přetlakové ventilace v části 2). Jednotkami tlaku jsou zde cmH_2O stejně jako ve všech dále uvedených vzorcích. Jednotkami objemu jsou zde L stejně jako ve všech dále uvedených vzorcích. Totéž platí o jednotkách odvozených. Složky tlaku jsou na základě pohybové rovnice popsány následovně.

Vzorec:

$$W_{RS} = \Delta V \cdot p \cdot RR \cdot 0,098, \quad (2.2)$$

$$p = (\Delta V \cdot EL_{RS}) + (F \cdot R_{aw}) + PEEP, \quad (2.3)$$

kde p je celkový tlak daný přetlakovou mechanickou ventilací, ΔV dechový objem, EL_{RS} je celková elastance respirační soustavy, F je průtok, R_{aw} je odpor dýchacích cest a $PEEP$ je pozitivní přetlak na konci expira.

První člen představuje tlak vzniklý přiváděním dechového objemu ΔV do plic jejichž elastance je EL_{RS} . Druhý člen představuje tlak, který je dán průtokem F , jež přivádí do plic objem ΔV skrze dýchací cesty jejichž odpor je R_{aw} . Třetí člen $PEEP$ je znázorněním baseline tlaku v případě, že není do plic přiváděna do plic žádná dechová směs. [38]

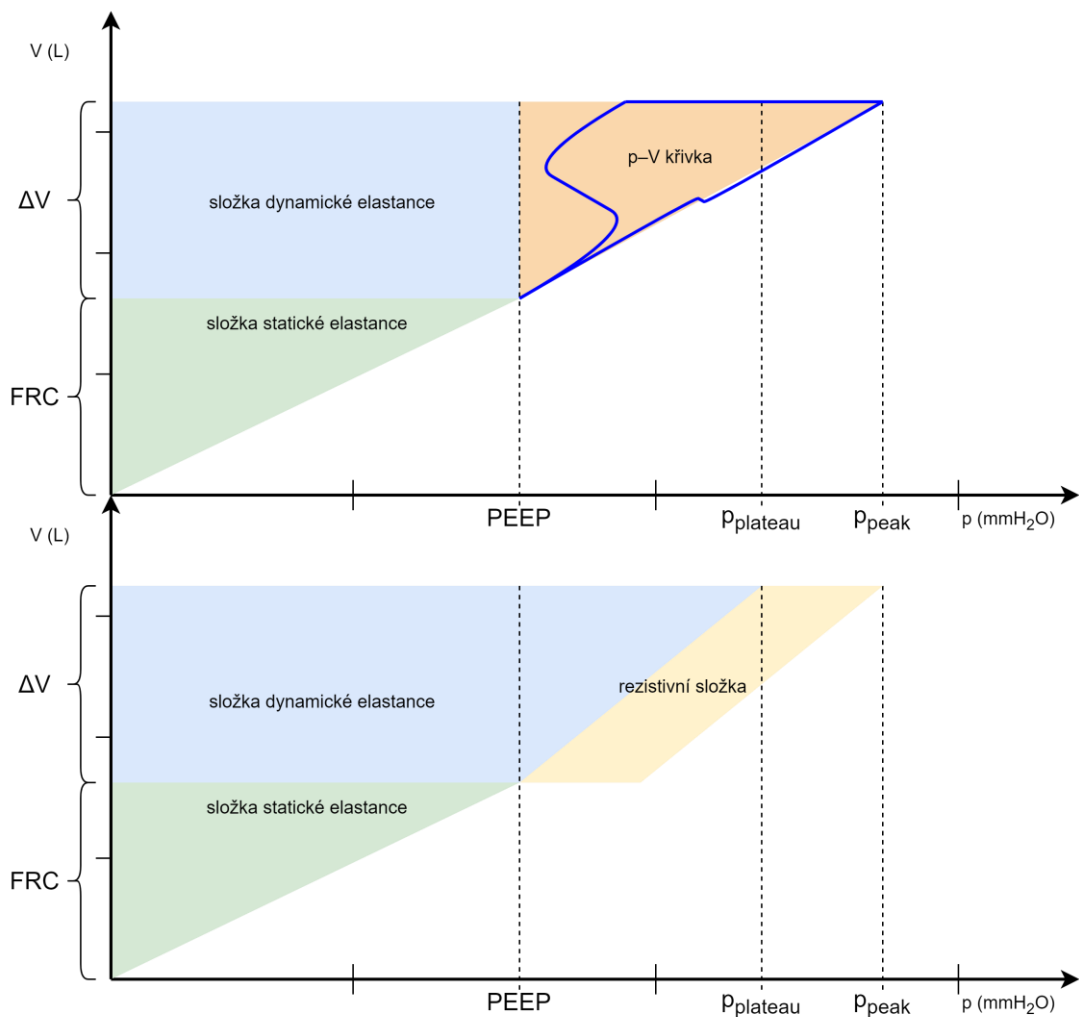
Pro úplnost je vhodné vyjasnit původ konverzního faktoru, jelikož v praxi se využívají jiné jednotky než základní jednotky SI, kde

$$1 \text{ cmH}_2\text{O} \cdot 1 \text{ l} = 98 \text{ Pa} \cdot 0,001 \text{ m}^3 = 0,098 \text{ J}, \quad (2.4)$$

uvedeno ekvivalentně v jednotkách SI následovně

$$\text{Pa} \cdot \text{m}^3 = \frac{\text{N}}{\text{m}^2} \cdot \text{m}^3 = \text{N} \cdot \text{m} = [\text{J}]. \quad (2.5)$$

Ve výpočtech výše se místo pojmu mechanická energie operuje s mechanickou prací, je to z důvodu zahrnutí závislosti na čase v rámci jednotlivých dechových cyklů ať už v podobě dechového objemu závislého na čase v první rovnici nebo vynásobením dechovou frekvencí v druhé rovnici. [26, 27]



Obr. 2.8: Grafické znázornění analytické (nahore) a algebraické (dole) metody výpočtu

2.5.2 Aktuální mechanismy výpočtů

V současnosti je snaha zpřesnit a individualizovat parametry výpočtu mechanické práce při umělé plicní ventilaci. K tomu je používána celá řada metod, od kvazistatistických vylepšení analytické metody po úpravy algebraické metody. Všechny nové metody mají za cíl zefektivnit výpočet a hledat složky parametrů, které mají nejvyšší vliv na velikost mechanické energie. Jako perspektivní a bedside způsob ctící metody se ukázaly úpravy algebraické metody. Níže jsou rozebrány vybrané výpočty pro objemově řízenou umělou plicní ventilaci. [42]

VZOREC DLE SERPA NETO A MARINIHO [26, 43]

Integraci zjednodušující přístup je využití geometrické metody, která integrální křivky zjednodušuje na vymezené n-úhelníky a zároveň zanedbává rezistivní složku.

Vzorec:

$$W_{RS} = \Delta V \cdot \left(\Delta p - \frac{1}{2} \cdot PEEP \right) \cdot RR \cdot 0,098, \quad (2.6)$$

kde W_{RS} je celková práce respiračního systému, ΔV je celkový objem během inspiria, $PEEP$ je pozitivní přetlak na konci expiria, Δp je driving pressure, RR je dechová frekvence a 0,098 je konverzní faktor jednotek.

Limitace:

- Předpoklad konstantního průtoku během inspiria
- Předpoklad absolutní absence spontánní aktivity pacienta
- Oba předpoklady platí i u ostatních uvedených algebraických vzorců níže

VZOREC DLE GATTINONIHO [29]

Předpokladem vzniku tohoto vzorce byla úvaha, že vznik VILI může být presumován pomocí jedné proměnné, kterou je mechanická práce. Tu popisuje pomocí níže uvedených složek, kterými rekonstruuje na matematický výpočet složité P-V křivky a zároveň do nich zahrnuje parametry pohybové rovnice. Díky tomu je tento vztah jednoduše softwarově implementovaný, a navíc obsahuje proměnné, které plicní ventilátor běžně zaznamenává nebo dopočítává.

Principiálně tento vzorec zachycuje výpočet mechanické popsany jednotlivými barevně odlišenými složkami na obrázku 2.8.

Pro hodnoty PEEP v rozmezí 5–15 mmH₂O a dechového objemu 6–12 ml/kg se vzorec u pacientů s ARDS i bez ARDS ukázal jako přesná aproximace energie vypočtené z jednotlivých P-V křivek.

Limitace:

- Vzorec předpokládá lineární závislost mezi objemem, elastancí a odporem dýchacích cest. Ta ale přestává platit u vyšších hodnot dechového objemu a PEEP.
- Při ověřování závislostí mezi proměnnými ve vzorci byl postup založen na zafixování jedné proměnné a variaci ostatních. V praxi nicméně například při zvýšení dechového objemu dochází k poklesu dechové frekvence, tak aby byla zachována stálá minutová ventilace.
- Samozřejmě se vliv vypočtené mechanické práce liší svým vlivem na pacienty v závislosti na stavu jeho dýchací soustavy.

Vzorec: (2.7)

$$W_{RS} = \Delta V \cdot \left[(PEEP) + \left(\Delta V \cdot \frac{1}{2} \cdot EL_{RS} \right) + \left(\Delta V \cdot RR \cdot \frac{(1+I:E)}{(60 \cdot I:E)} \cdot R_{aw} \right) \right] \cdot RR \cdot 0,098,$$

kde *PEEP* je pozitivní přetlak na konci expira, *EL_{RS}* je elastance respirační soustavy, I:E je poměr inspira a expira a *R_{aw}* je odpor dýchacích cest.

VZOREC DLE GATTINONIHO* – ZJEDNODUŠENÝ [29]

Níže uvedený vzorec vznikl matematickým zjednodušením vzorce dle Gattinoniho substitucí elastance. Při porovnání se vzorcem dle Gattinoniho vykazoval tento vzorec podobnou přesností.

Vzorec:

$$W_{RS} = \Delta V \cdot \left(p_{peak} - \frac{(p_{plateau} - PEEP)}{2} \right) \cdot RR \cdot 0,098, \quad (2.8)$$

kde *p_{plateau}* je plató tlak během inspirační pauzy.

VZOREC DLE GIOSY [28]

Níže uvedený vzorec dále zjednodušuje vzorec dle Gattinoniho, tím že v rámci zjednodušení vypouští část rezistivní složky, která je následně s předpokladem průměrné hodnoty odporu dýchacích cest 10 cmH₂O·s/l dosazena zpět do vzorce. Člen F/6 je dán vynásobením průtoku odporem dýchacích cest a převodem ze sekund na minuty.

Tento zjednodušený vzorec se ukázal jako silně korelující s původním vzorcem podle Gattinoniho.

Limitace:

- Hlavní limitací je předpoklad stabilního odporu dýchacích cest 10 cmH₂O·s/l. Nicméně v případě softwareové implementace lze koeficient u členu F přepočítávat a zpřesňovat.
- Vzorec měl vyšší přesnost v případě, že byl PEEP nastaven na vyšší hodnoty okolo 15 cmH₂O. Avšak použití tohoto vzorce je doporučeno u pacientů s ARDS, kde bývají hodnoty PEEP obecně vyšší.

Vzorec:

$$W_{RS} = \Delta V \cdot \left(\frac{(p_{peak} + PEEP + \frac{F}{6})}{20} \right) \cdot RR, \quad (2.9)$$

kde F je průtok uváděný však v cmH₂O kvůli koeficientu 1/6 a dělitel dvacetí ve jmenovateli je dán vynásobením jedné poloviny jednou desetinou, která vznikla zaokrouhlením konverzního faktoru 0,098 na 0,1 neboli jednu desetinu, jež ale nemělo vliv na výslednou přesnost vzorce.

VZOREC DLE SILVY – GUERINIHO – MARINIHO [30]

Níže uvedený vzorec využívá jako tlakovou složku mechanické práce transpulmonární tlak a ukazuje i vztah elastance právě se zmíněným tlakem (viz obrázek 2.9). Bylo totiž prokázáno, že transpulmonální tlak koreluje s mírou namáhání plicní tkáně a může tak indikovat dodávání přílišné mechanické práce za splnění limitačních předpokladů níže.

Limitace:

- Dechový objem maximálně 6 ml na kilogram.
- Plateau tlak pod 28 – 30 mmH₂O.
- Zanedbání PEEP a rezistivní složky.

Vzorec:

$$W_{RS} = \frac{\Delta p_{trans}^2}{E_{static}} \cdot \frac{1}{2} \cdot RR = \frac{\Delta p_{trans}^2}{\frac{1}{\Delta V}} \cdot \frac{1}{2} \cdot RR = \frac{\Delta p_{trans} \cdot \Delta V}{2} \cdot RR \cdot 0,098, \quad (2.10)$$

kde E_{static} je statická elastance a Δp_{trans} je transpulmonární tlak.

VZOREC DLE YI CHI [31]

Níže uvedený vzorec předpokládá, že veškeré dílčí části tlaků ve vzorci podle Gattinoniho lze nahradit pomocí středního tlaku v dýchacích cestách během celého dechového cyklu, který je vzhledem k zahrnutí celého dechového cyklu vážen poměrem expiria a inspiria (viz obrázek 2.10).

Vzhledem k absenci plató tlaku oproti zjednodušenému vzorci podle Gattinoniho nevyžaduje tento vzorec inspirační pauzu.

Limitace:

- Vzhledem k zjednodušení nejsou ze vzorce oproti ostatním patrné statické a dynamické složky podílející se na celkové mechanické práci.

Vzorec:

$$W_{RS} = \Delta V \cdot \left[(p_{mean}) + \frac{T_e}{T_i} (p_{mean} - PEEP) \right] \cdot RR \cdot 0,098, \quad (2.11)$$

kde p_{mean} je střední tlak v dýchacích cestách, T_e čas expiria a T_i čas inspiria.

VZORCE PRO POMOCNÉ VÝPOČTY PODDAJNOSTI A ODPORU

Poddajnost a odpor patří mezi nejdůležitější parametry dýchací soustavy a lze je pomocí výpočtů níže odhadnout. Vyhodnocení P-V křivek může být usnadněno znalostí vlivu poddajnosti a odporu na jejich tvar. Na schématu na další stránce jsou tyto vlivy ukázány. [26, 38]

Limitace

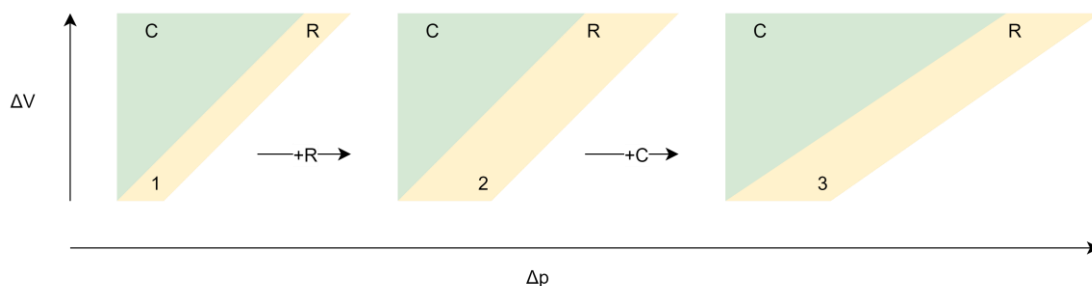
- Předpoklad homogenních plic (parametry se v reálných podmínkách v čase mění).

Vzorec:

$$C = \frac{\Delta V}{p_{plat} - PEEP} = \frac{\Delta V}{\Delta p} \quad (2.12)$$

$$R_{aw} = \frac{p_{peak} - p_{plat}}{F} \quad (2.13)$$

kde F je standardně průtok v L/s, ostatní proměnné jsou vysvětleny výše.



Obr. 2.8: Znárodnění vlivu C a R na části P-V křivek. Převezato a upraveno z [26]

DODATEK

Vedle upravených vzorců pro výpočet mechanické energie pro objemově řízenou umělou plicní ventilaci existují také vzorce pro výpočet mechanické energie pro tu tlakově řízenou. [28]

2.5.3 Využití výpočtů v praxi

Plicní ventilátory v současnosti mají modality, díky kterým jsou schopny vedle již zmíněných protektivních režimů také vypočítávat mechanickou práci. Jedná se například o ventilátory značky Hamilton, které využívají kalkulaci podle vzorce dle Giosi, nebo značky Bellavista, které k výpočtu používají kvazistatistickou aproximaci P-V křivek. [37]

Vedle online výpočtů jsou současné ventilátory schopny díky zpětnovazebnímu řízení upravovat na základě určené mechanické energie parametry dechového cyklu. Tyto režimy ale nejsou příliš využívány, jelikož jejich algoritmy totiž nepřinášejí v klinické praxi markantní zlepšení průběhu ventilace oproti konvenčním parametrům a indikátorům. [37, 42]

Na webu se též objevují kalkulátory mechanické energie a plicní dynamiky obecně. Jde například o Respiratory Calc na doméně www.rtmaven.com. Jejich chabá dokumentace a transparentnost, ale zatím brání tomu, aby nabrali na relevanci.

2.5.4 Limitace současných mechanismů výpočtu

Jak již bylo zmíněno, v současné situaci je nezbytné nalézt balanc mezi komplikovanou analytickou metodou a mechanismy výpočtů odvozených od algebraické metody, tak aby bylo možné věrně, ale v bedside režimu, hodnotit protektivitu umělé plicní ventilace, protože se jedná o ukazatel velmi důležitý.

Algoritmy výpočtu mechanické energie mají řadu limitací. Jako nejvíce problémové se jeví určení složky energie, která má negativní vliv na protektivitu a určení jejího prahu, od které je poškození plicní tkáně takřka jisté. Proto je jejich použití v praxi zatím velmi omezené a prozkoumání jejich relevance neucelené. I přesto se ale vyskytují indicie, které značí, že další studium tohoto fenoménu by mohlo být perspektivní.

3 Cíle práce

Na základě uvedeného přehledu současných přístupů ke stanovení mechanické energie přenášené do plic během umělé plicní ventilace bude provedena analýza toho, jak který z nastavitelných parametrů umělé plicní ventilace ovlivňuje výslednou hodnotu mechanické energie.

Bude vybrána část nastavitelných parametrů umělé plicní ventilace a provedena experimentální citlivostní analýza na různých modelech dýchací soustavy. Z toho bude následně navrhnout a ověřen model, který určí konkrétní parametr umělé plicní, jež má na mechanickou energii v daném případě největší vliv.

4 Metody

V předcházející kapitole byly uvedeny aktuální metody hodnocení protektivity umělé plicní ventilace na základě přenosu mechanické práce do plic pacienta. Všechny metody jsou založeny na stejném nebo obdobném fyzikálním základu popsáným v části 2.5.1. Některé metody využívají všechny složky z pohybové rovnice, některé metody určité parametry zanedbávají a některé používají parametry dále dopočtené. To vše se děje ve snaze stanovit hodnotu mechanické práce přenášené do plic a stanovit práh, při kterém již převažují negativní vlivy ventilace. Metody to jsou velmi komplexní, založené nejen na četných studiích matematických a fyzikálních analogiích ale i na animálních experimentech případně na retrospektivním zkoumání ventilovaných pacientů a jejich zdravotního stavu.

Z důvodu toho, že mnoho prací již bylo na toto téma provedeno a tato práce nemůže mít ambici přijít kompletně s novým mechanismem výpočtu či jen drobně modifikovat stávající metody, byly zvoleny poněkud odlišné metody.

Základní metodou bude analýza aktuálně používaných vzorců pro výpočet mechanické práce. Výsledná dopočtená mechanická práce totiž ve své podstatě jen zaobaluje dílčí parametry a přikládá jim určité váhy, které zde budou stanoveny. Vzhledem k tomu, že fyzikální základ používaných vzorců je obdobný, měly by vzorce i přes jisté odchylky jasně ukazovat trend toho, jestli se změnou určitého parametru úměrně mění i celková mechanická práce. Určení trendu je snazší než určení přesné hodnoty mechanické práce a již zmíněného prahu. K tomu má i klinicky praktičtější účinek, jelikož obecně má určení trendu větší vypovídající hodnotu než okamžitá hodnota kterékoli veličiny.

Výsledkem analýzy bude formule či komplex formulí, které určí trend vývoje mechanické práce na základě změn vstupních parametrů. Dále budou schopny stanovit, který z parametrů je v daném případě nejdůležitější pro zajištění protektivity umělé plicní ventilace. Absence využití analytické metody též potrhuje úsilí o maximalizaci bedside přístupu.

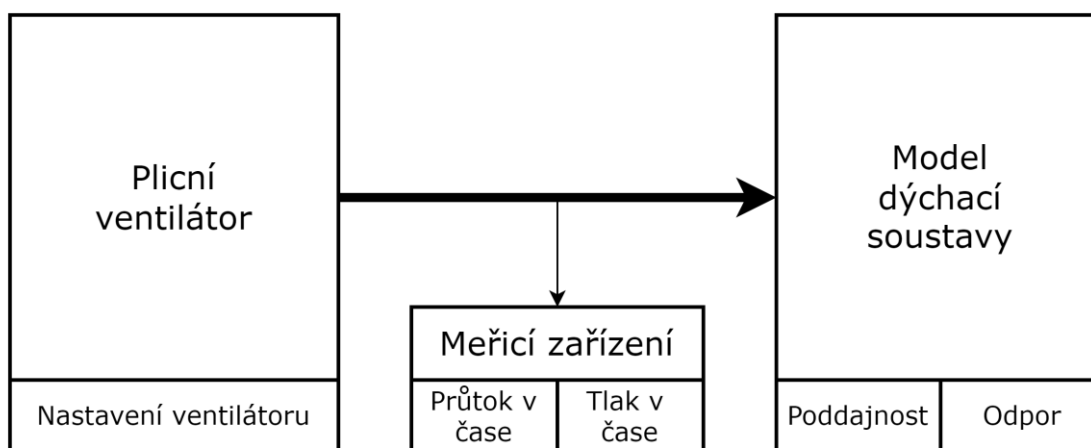
4.1 Návrh měření

V analyzovaných vzorcích se vyskytují veličiny rozličných názvů a jednotek. Stanovit je všechny nicméně díky shodnému fyzikálnímu původu lze pouze s využitím dvou, respektive tří veličin. Jsou jimi průtok, tlak a čas. Veličiny spolu s jejich nejobvyklejšími jednotkami jsou uvedeny v Tabulce 1. Pro úplnost je důležité dodat, že v respirační péči se hojně využívají jednotky odvozené.

Tabulka 1: Přehled veličin z algebraických vzorců z kapitoly 2.5.1

Název	Značka	Jednotka
Dechový objem	ΔV	L, mL
Dechová frekvence	RR	bpm
Poměr inspira a expira	$I : E$	(-)
Pozitivní přetlak na konci expira	$PEEP$	cmH ₂ O
Průměrný tlak	p_{mean}	cmH ₂ O
Driving pressure	Δp	cmH ₂ O
Plató tlak	$p_{plateau}$	cmH ₂ O
Špičkový tlak	PIP	cmH ₂ O
Transpulmonální tlak	Δp_{trans}	cmH ₂ O
Průtok	F	L/min
Elastance dýchací soustavy	E_{RS}	cmH ₂ O/mL
Odpor dýchacích cest	R_{aw}	cmH ₂ O·s/L
Mechanická práce	W_{RS}	J /min

K získání výše uvedených veličin postačuje měřit v čase průtok a tlak. Obojí bude měřeno na modelech dýchací soustavy. Bude využito pasivních modelů plicní mechanicky podrobněji rozebraných v kapitole 2.4.2. Tyto modely představující plíce pacienta budou pneumaticky propojeny s plicním ventilátorem. Měření bude před vstupem do modelu průtok a tlak v dýchacích cestách. Model bude mít pro každé měření stanovené přesné hodnoty odporu a poddajnosti, respektive elastance.



Obr. 4.1: Schéma měření a jeho součástí s parametry

Ze změřených veličin budou dopočteny parametry z Tabulky 1. Níže jsou v odrážkách uvedeny metody, jak toho u které veličiny bude dosaženo:

- Dechový objem: integrace křivky průtoku v čase,
- Dechová frekvence: adaptivní dopočítávání peak-to-peak u křivky tlaku,
- Poměr inspiria a expiria: poměr časů kladného a záporného průtoku,
- Pozitivní přetlak na konci expiria (PEEP): minimum křivky tlaku,
- Průměrný tlak: střední hodnota křivky tlaku v mezích jednoho dechového cyklu,
- Driving pressure: rozdíl mezi plató tlakem a PEEP,
- Plató tlak: detekce stacionární části křivky tlaku nad úrovní PEEP,
- Špičkový tlak: maximum křivky tlaku,
- Transpulmonální tlak: dopočítán s driving pressure,
- Průtok: detekce stacionární části křivky průtoku nad úrovní,
- Elastance dýchací soustavy: poměr hodnoty tlaku a určitého přivedeného objemu,
- Odpor dýchacích cest: předem známý z použitých pneumatických odporů,
- Mechanická práce: viz vzorce.

Předpokladem věrohodného získání těchto veličin je vzhledem k jednoduchosti použitých algoritmů co možná nejvyšší možná stacionarita signálu a co možná nejnižší výskyt nežádoucích artefaktů v signálu.

Výše uvedené parametry a veličiny budou odezvou na konkrétní nastavení ventilátoru a vlastnosti modelované dýchací soustavy. Nastavení ventilátoru byla volena v rozmezí obvyklých hodnot a pro možnost stanovení trendu byly vybrány vždy tři hodnoty, kdy ta prostřední ze série – „baseline“ byla společná pro všechna měření pro konkrétně nastavený model. Byla vybrána čtveřice nejreprezentativnějších parametrů z desítek možných. Nastavení a volba parametrů byla provedena tak jak je uvedeno v Tabulce 2.

Tabulka 2: Volba parametrů měření a jejich hodnot

Parametr	Hodnota A	Baseline	Hodnota B
Dechový objem (L)	0,475	0,400	0,325
Dechová frekvence (bpm)	14	16	18
Poměr I : E (–)	1 : 2	1 : 1,5	1 : 1
PEEP (cmH ₂ O)	5	10	20

Existuje předpoklad, že odezva na nastavení ventilátoru bude též dána vlastnostmi modelované soustavy a způsobu jejího modelování. Z toho důvodu bude měření parametrů z Tabulky 2 provedeno na modelech specifikovaných v Tabulce 3. Tím se ukáže vliv modelu na to, jak moc velkou roli který parametr v celkové mechanické práci bude hrát. K tomu ještě budou v „baseline“ nastavení porovnány jednotlivé

modely mezi sebou, zdali se hodnota mechanické práce pro shodně nastavené parametry mění nebo nemění.

Tabulka 3: Nastavení modelů dýchací soustavy, na nichž bude měření provedeno

Typ	Rigidní		Mechanický			
Index	1.	2.	1.	2.	3.	4.
Odpor	5	25	5	25	5	25
Poddajnost	45	45	45	45	65	65

Odpor je uveden v $\text{cmH}_2\text{O}\cdot\text{s/L}$ a poddajnost v $\text{mL/cmH}_2\text{O}$. Celkem tedy budou vybrané parametry z Tabulky 2 proměřeny na šestici modelů z Tabulky 3 (dva modely rigidní a čtyři modely mechanické). Z toho vyplývá, že celkový počet měření bude 6 x 9 čili 54, jelikož sloupec „*baseline*“ se počítá jako jeden parametr.

Vedle parametrů uvedených v Tabulce 2 bude další nezbytné nastavení ventilátoru následující:

- Režim ventilace: VCV – objemově řízená ventilace,
- Typ průtoku: konstantní,
- Inspirační pauza: 15 % z doby inspiria,
- Frakce kyslíku FiO_2 : 21 %,
- Trigger pointy a tlakové limity: vypnuty.

4.2 Použité vybavení

Pro splnění výše vytyčených cílů měření je nezbytné disponovat příslušným přístrojovým vybavením, které je schopno jednak modelovat pacienta připojeného k ventilátoru, včetně ventilátoru, dále pak zaznamenávat určené veličiny a zpracovávat nasbíraná data.

4.2.1 Hardware

Modelová část

Modelování pacienta připojeného k ventilátoru, včetně ventilátoru, bude provedeno využitím již zmíněných modelů (Obr. 2.7) a plicního ventilátoru Engstöm Carestation (Obr. 4.2). Modely budou nastaveny dle Tabulky 3.



Obr. 4.2: Monitor plicního ventilátoru Engström Carestation

Záznamová část

Záznam průtoku a tlaku bude prováděn na monitoru vitálních funkcí Datex Ohmeda (Obr. 4.3) s příslušnými porty na měření průtoku a tlaku. Průtok bude měřen senzorem D-Lite (Obr. 4.4 vlevo) s příhodnými parametry pro měření fyziologických hodnot průtoků a s automatickým nulováním. Tlak bude z důvodu absence běžných senzorů měřen aktivními senzory pro měření invazivního krevního tlaku (Obr. 4.4 vpravo). Senzor tlaku bude před měřením nutné zkalibrovat, zjistit případný offset a otestovat odezvu na čtvercový signál, zdali nedochází ke zkreslení nebo zpoždění. Tento senzor má výstup v mmHg a nikoli cmH₂O.



Obr. 4.3: Monitor vitálních funkcí Datex Ohmeda



Obr. 4.4: Prútokový senzor D-Lite (vlevo) a senzor invazivního měření krevního tlaku Cheirón (vpravo). Převzato z [44]

4.2.2 Software

Nahrání dat měření bude probíhat digitálně skrze sériovou linku na počítač prostřednictvím programu Datex Ohmeda S/5 Collect : online. Jak již název napovídá nahrávání bude probíhat online a díky možnosti vícekanálového snímání bude možné současně nahrávat průtok a tlak a ukládat data v podobě lehce zkonvertovatelného .asc souboru.

Zpracování dat bude probíhat v prostředí programovacího prostředí MATLAB. Postprocessing a prezentace dat bude probíhat v tabulkovém procesoru MS EXCEL.

4.3 Postup zpracování dat

Pro snadnější segmentaci bude každé měření uloženo zvlášť v souboru. Během předzpracování dat bude zajištěna kompatibilita s MATLAB vyměněním desetinných čarok za desetinné tečky a konverzí na soubor .txt. Po nahrání dat bude manuálně vybrána reprezentativní část signálu, dojde k převodu tlaku na cmH₂O a k odstranění offsetu, případně k odstranění zpoždění mezi signály průtoku a tlaku.

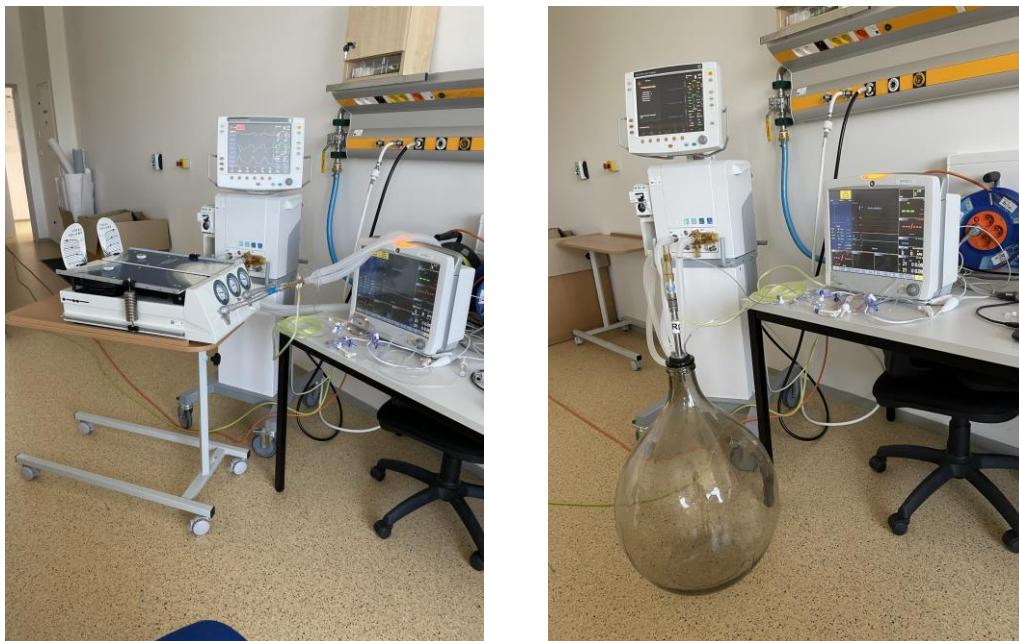
Z takto připravených dat bude následně dle algoritmu popsaného v části 4.1 získána sada parametrů, která bude manuálně dosazena do vzorů řešeršovaných v části 2.5.2.

Následně dojde k porovnání mechanických prací u stejně nastavených modelů rigidních a mechanických a zjištění vlivu jednotlivých parametrů u jednotlivých vzorců a modelů na vliv na výslednou hodnotu mechanické práce. Tyto hodnoty pak budou seřazeny od nejvýznamnějších k těm méně významným.

5 Výsledky

V této kapitole budou postupně uvedeny výsledky práce, jichž bylo dosaženo metodami popsanými v předešlé části.

5.1 Průběh měření



Obr. 5.1: Zapojení měřicí aparatury s rigidním modelem (vpravo) a mechanickým modelem (vlevo)

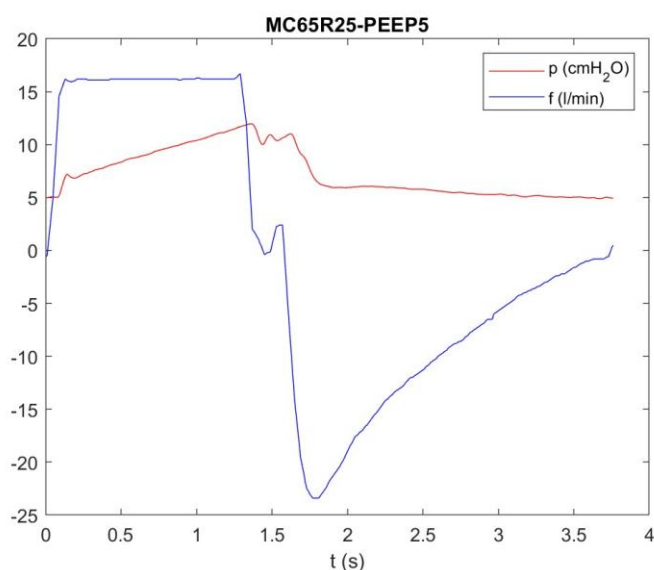


Obr. 5.2: Online nahrávání dat

Měření celkem 54 variací parametrů proběhlo podle plánů z části 4.1. Bylo provedeno ověření kompatibility a správnosti měření tlakovými senzory. Měření ani nahrávání dat neprovázely žádné komplikace.

5.2 Získávání parametrů z naměřených dat

Po přenesení a převodu dat z programu Datex Ohmeda S/5 Collect : online (Obr. 5.2) byla data nahrána do programu MATLAB a zobrazena pro kontrolu relevantnosti dat (Obr 5.3).



Obr. 5.3: Zobrazení dat v programu MATLAB

Pro přehlednost následujícího popisu naměřených a dopočtených dat jsou v odrážkách vysvětleny značky, které byly použity při pojmenovávání naměřených dat, tak aby nemohlo dojít k jejich záměně:

- M: mechanická / R: rigidní,
- Cxx: poddajnost s hodnotou
- Rxx: odpor s hodnotou
- V475 / V375 / RR18 / RR14 / IE12 / IE11 / PEEP5 / PEEP 20 / B: parametry měněné proti „baseline“, případně baseline samotná (písmeno B)

Tím pádem popisek v Obr. 5.3, který je MC65R25 – PEEP5 značí, že měření bylo provedeno na mechanickém modelu dýchací soustavy s poddajností 65 (mL / cmH₂O), s odporem 25 (cmH₂O / L / s) a měněným parametrem byl oproti „baseline“ PEEP na hodnotě 5 cmH₂O.

Z vektorů průtoku a tlaku byly extrahovány parametry uvedené v Tabulce 1 a v MS EXCEL z nich byly dopočteny hodnoty mechanické práce podle příslušných vzorců.

Měření	Dechový objem	Dechová frekvence	I	E	PEEP	Peak pressure	Plateau pressure	Driving pressure	Mean pressure	Transpulmonální tlak	Konstanta	Elastance	Odpor	Flow
Baseline	0,4	16	1	1,5	10	17	15	5	12	5	0,098	0,015	25	16
Dechový objem	475	0,475	16	1	1,5	10	19	17	7	13	0,098	0,015	25	19
	325	0,325	16	1	1,5	10	17	15	5	12	0,098	0,015	25	19
Dechová frekvence	14	0,4	14	1	1,5	10	17	15	5	12	0,098	0,015	25	14
	18	0,4	18	1	1,5	10	17	15	5	12	0,098	0,015	25	18
Poměr I : E	1:2	0,4	16	1	2	10	18	16	6	12	0,098	0,015	25	19
	1:1	0,4	16	1	1	10	16	15	5	13	0,098	0,015	25	13
PEEP	5	0,4	16	1	1,5	5	12	10	5	7	0,098	0,015	25	16
	20	0,4	16	1	1,5	20	27	26	6	22	0,098	0,015	25	16

Obr. 5.4: Extrahované parametry v programu MS EXCEL zde pro M65R25

Vzorec		Serpa Neto	Gattinoni	Gattinoni*	Giosa	Silva	Yi Chi
Baseline		3,14	14,31	9,09	9,49	1,57	9,41
Dechový objem	475	5,21	18,79	11,54	12,22	2,61	13,03
	325	2,55	10,40	7,39	7,84	1,27	7,64
Dechová frekvence	14	2,74	12,07	7,96	8,21	1,37	8,23
	18	3,53	16,69	10,23	10,80	1,76	10,58
Poměr I : E	1:2	3,76	15,15	9,41	9,97	1,88	10,04
	1:1	3,14	13,48	8,47	9,01	1,57	10,04
PEEP	5	3,14	11,18	5,96	6,29	1,57	6,27
	20	3,76	20,59	15,05	15,89	1,88	15,68

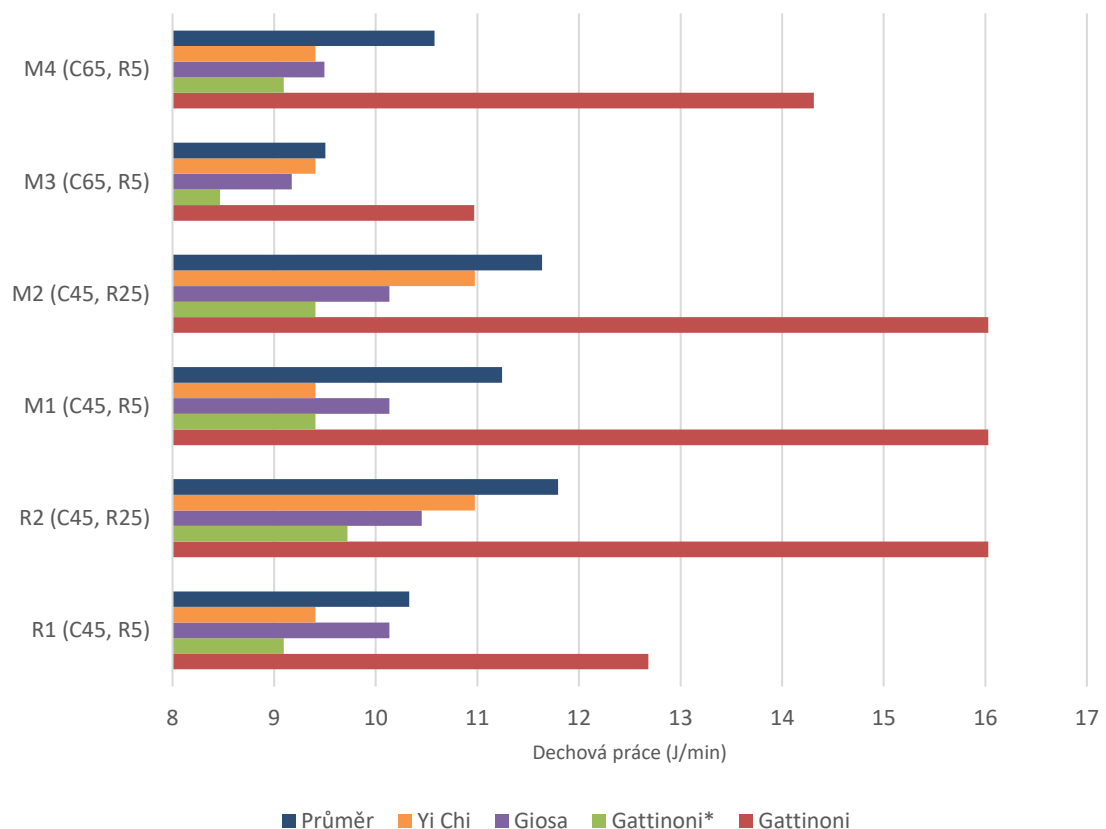
Obr. 5.5: Dopočtené hodnoty mechanické práce na základě hodnot z Obr. 5.4

Výše uvedené Obr. 5.4 a 5.5 slouží zejména pro ilustraci postupu, proto nejsou doplněné o jednotky a neoplývají přílišnou přehledností. Výsledné grafické výstupy pro každé nastavení modelu lze nalézt v **Příloze A**.

Na první pohled je z výsledků této části patrné, že vzorce podle Silvy a Serpa Neto mechanickou práci značně podhodnotily. Dále je patrné, že vzorec podle Gattinoniho práci mírně nadhodnocoval a jeho odezva na změny některých parametrů nebyla výrazná. Pro úplnost je vhodné doplnit, že vzorec v legendě označený jako Gattinoni* značí zjednodušený vzorec podle Gattinoniho. Výsledky zatím naznačují, že nejprotektivněji se jeví ty ventilační režimy, které mají nízký dechový objem, PEEP a poměr I : E na hodnotě 1:1. Co to parametrů modelů, tak zvýšený odpor mechanickou práci zvyšoval a vyšší poddajnost zase snižovala.

5.3 Parametry dýchací soustavy

Díky postupu v předcházející části bylo možné díky „baseline“ nastavení porovnat mechanické práce téhož nastavení ventilace pro různé modely dýchací soustavy a demonstrovat, že i když výpočty počítají s parametry charakterizujícími dýchací soustavu, může být pro totéž nastavení výsledná mechanická práce odlišná a může tak být odlišný i fyziologický vliv na pacienta. Tím se otevírá cesta k analýze, která bude provedena vždy pro konkrétní parametry modelu dýchací soustavy zvlášť. Z této části analýzy byly vyřazeny vzorce podle Silvy a Serpa Neto, jelikož měly vysokou míru odchylky od ostatních vzorců.



Graf 5.1: Graf celkové mechanické práce u všech modelů v „baseline“ nastavení.

Upozornění: graf pro větší rozlišení začíná na ose x až v bodě 8 J / min.

5.4 Experimentální citlivostní analýza

Navrženou metodu experimentální analýzy je možné demonstrovat na následujícím příkladu z měření RC45R5 na parametru PEEP.

- Parametr PEEP byl v „baseline“ nastaven na 10 cmH₂O a dále pak na 20 a 5 což značí nárůst na dvojnásobek a pokles na polovinu.
- Měněným parametrem PEEP byly vedle hodnoty pro PEEP v nastavení „baseline“ dopočteny práce čtveřicí vzorců, které zbyly po důvodném vyřazení vzorců podle Silvy a Serpa Neto. Vznikla tedy následující matice uvedená ve formě Tabulky 4. Úpravou na relativní hodnoty vůči hodnotě „baseline“ rovné 1 je z Tabulky 4 odvozena Tabulka 5.

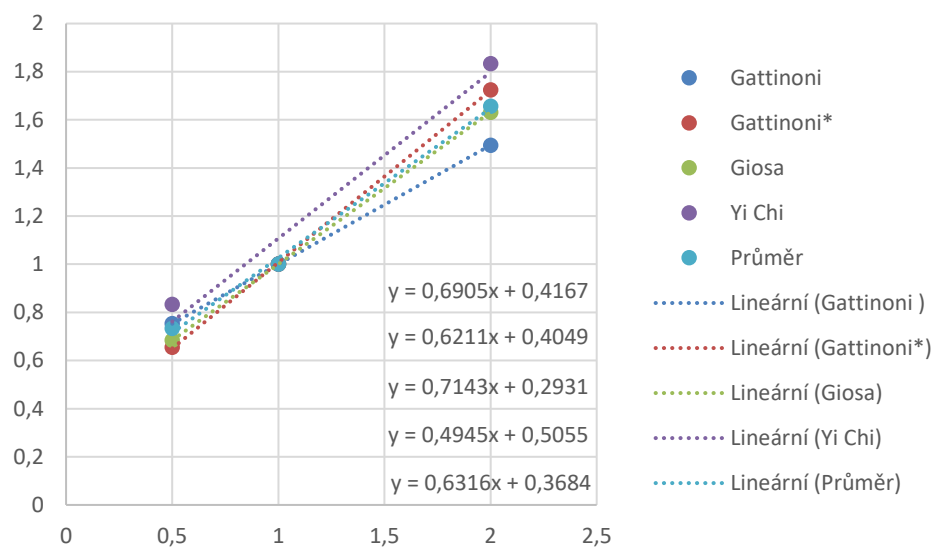
Tabulka 4: Matice hodnot pro analýzu – reálné hodnoty

PEEP	Gattinoni	Gattinoni*	Giosa	Yi Chi	Průměr
20	18,96	15,68	16,53	17,25	17,10
10	12,68	9,09	10,13	9,41	10,33
5	9,55	5,96	6,93	7,84	7,57

Tabulka 5: Matice hodnot pro analýzu – relativní hodnoty

PEEP	Gattinoni	Gattinoni*	Giosa	Yi Chi	Průměr
2	1,50	1,72	1,63	1,83	1,66
1	1	1	1	1	1
0,5	0,75	0,66	0,68	0,83	0,73

- Relativní hodnoty PEEP tvoří nezávislou proměnnou a relativní hodnoty práce tvoří závislou proměnnou. Vyneseno v Grafu 5.2.
- Z výsledného grafu bude na základě směrnice přímek patrné, která z metod výpočtů je na daný parametr nejcitlivější a zároveň bude určena průměrná hodnota toho, jak na daný parametr v daném modelu mechanická práce reaguje.
- Na základě uvedeného bude pro čtveřici mechanických modelů možné určit sled parametrů z těch vybraných k měření (dechový objem, PEEP, I : E, nebo RR), na který bude model, respektive mechanická práce, nejcitlivější (viz Tabulka 6). Čtveřice mechanických modelů byla vybrána proto, protože z naměřených dat disponuje nejvariabilnějšími hodnotami R a C (celkem 4).



Graf 5.2: Graf závislosti relativní mechanické práce na relativním PEEP

Z dílčího Grafu 5.2 je vyplývá, že nejcitlivější na změnu PEEP je vzorec podle Gattinoniho, nejméně zase vzorec podle Yi Chi. Směrnice průměru ukazuje, jak obecně reaguje mechanická práce na změny PEEP.

Tabulka 6: Přehled dvojice parametrů, na které je daný model / mechanická práce nejcitlivější. V závorce jsou uvedeny jejich vypočtené váhy ze směrníc.

Typ	MC45R5	MC45R25	MC65R5	MC65R25
Parametr 1	Dechový objem (2,05)	Dechový objem (2,10)	Dechový objem (2,36)	PEEP (1,81)
Parametr 2	RR (1,36)	RR (1,25)	PEEP (0,98)	Dechový objem (1,72)

5.5 Ověření modelu

Předpokladem fungování matematického modelu je jeho aplikace na analogii dýchací soustavy nebo na soustavu se známými parametry poddajnosti a odporu a stejného typu jako analogie, na které byla provedena analýza.

Počáteční podmínky:

- Model bude aplikován na MC45R25
- $\Delta V = 0,5 \text{ L}$
- PEEP = 10 cmH₂O
- RR = 16 bpm
- I : E = 1:2

5.5.1 Měření

Dle Tabulky 5 by v tomto případě měl nejvýznamnější roli hrát dechový objem. Tudíž pokud by bylo nutné snížit nebo i zvýšit mechanickou práci mělo by být nejvýhodnější regulovat právě dechový objem. V průběhu měření bude postupně: snížen dechový objem o 10 % na 0,45 L a poté zvýšen na 0,55 L; snížen PEEP o 10 % na 9 cmH₂O a poté zvýšen na 11 cmH₂O; snížena dechová frekvence o 12,5 % na 14 bpm a poté zvýšena na 18 bpm; zanedbána změna I : E protože neumožňuje tak jemné změny; ostatní parametry ponechány beze změny. Data budou nahrána podle postupu v části 5.2. Změny ve vypočtené energii jsou zaneseny v Tabulce 7.

Tabulka 7: Změny v mechanické energii v J / min při změně některých parametrů.

Dechový objem	ΔW_{RS}	PEEP	ΔW_{RS}	RR	ΔW_{RS}
0,450 L	3,9	9 cmH ₂ O	0,8	14 bpm	3,9
0,550 L	4,4	11 cmH ₂ O	0,8	18 bpm	4,1

Mechanická práce pro počáteční podmínky je rovna 24,4 J /min

5.5.2 Vyhodnocení

Největší míru změny závislé mechanické energie při měření dle předpokladu vykázal dechový objem.

6 Diskuse

Hlavním výsledkem této diplomové práce je zjištění, že mechanická energie přenášená do dýchací soustavy je závislá na parametrech soustavy. Na základě toho byla provedena analýza, která na soustavě s konkrétními parametry poddajnosti a pneumatického odporu, byla schopna v četřici vybraných parametrů (dechový objem, RR, PEEP a I : E), určit ten, který má na mechanickou práci největší vliv. V testovaném případě v části 5.5 to byl prokazatelně dechový objem.

Tato diplomová práce zkoumala pouze malý výsek respirační péče. Byla hodnocena především protektivita konvenční, přetlakové, objemem řízené mechanické ventilace. Zkoumané parametry byly v rozmezí pro dospělé pacienty ve zdravotním stavu, který nevyžaduje extrémní hodnoty například PEEP. V tom lze spatřovat jednu z hlavních limitací.

Další limitace byly dány vzorci samotnými, jednalo se například o předpoklad konstantního průtoku v inspiriu. Přesto ale analyzované vzorce byly už prověřeny na desítkách experimentů. Co ale nadále zůstává otázkou jsou složky pomocí vzorců vypočtené mechanické energie. Vzorce totiž počítají mechanickou energii jako celek a rozhodně neplatí, že kterákoli mechanická energie přenášená do plic je a priori špatná. K tomu je již poměrně dlouhou dobu přidáván do kontextu práh stanovený na 12,1 J / min, který má značit energii, kdy už dochází k poškození plic. Zde ale není zmíněná žádná normalizace a hodnota 12,1 J / min se bere jako univerzální pro všechny ventilované pacienty.

Řešení v tomto přináší výsledky analýzy, která je provedena vždy na konkrétních parametrech modelované dýchací soustavy, a která umožňuje efektivní minimalizaci mechanické energie v okamžicích, kdy již je prokázán její převážně negativní vliv, a to na parametrech s největším vlivem na ní.

Veškeré měření v této práci bylo prováděno na modelech respirační soustavy. Z toho plyne, že reálné parametry dýchací soustavy jsou jiné a i přes univerzálnost navržené metody určení nejdůležitějšího parametru pro mechanickou energii, mohou přinášet jiné než očekávané výsledky. Navíc měření na modelech též značně ulehčilo zpracovávání dat díky větší stacionaritě signálu a malému množství nežádoucích artefaktů.

Testování v části 5.5 bylo provedeno pouze na jednom z měřených modelů, pro kompletní ověření by bylo vhodné změřit všechny parametry napříč všemi modely, tak aby u každého parametru byl potvrzen jeho vliv na celkovou mechanickou práci.

Výsledky v části 5 prokázaly relevanci hodnocení protektivity umělé plicní ventilace na základě přenosu mechanické energie do plic. Stále ale existují spolehlivější indikátory používané v klinické praxi jako třeba monitoring driving pressure. Nicméně mechanická energie se může stát v blízké budoucnosti dalším cenným indikátorem protektivity umělé plicní ventilace, který ale spíše než by byl používán pouze sám o sobě bude používán v harmonii s již ověřenými klinickými metodami.

Do budoucna by bylo vhodné zautomatizovat zpracování signálu popsané v části 5.2 a algoritmy pro výpočet mechanické práce a vykreslení dat.

7 Závěr

V této práci byly v části 2.3 analyzovány v současnosti vyvinuté a zkoumané vzorce pro výpočet mechanické energie a práce přenášené do plic při umělé plicní ventilaci.

V části 5.3 bylo prokázáno, že vlastnosti dýchací soustavy mají vliv na celkovou mechanickou práci přenášenou do plic. Na základě toho byly provedeny analýzy jednotlivých proměřovaných modelů dýchacího systému. Ze závěrů analýz v Tabulce 6 vyplynulo pořadí vybraných parametrů, které mají na celkovou mechanickou energii přenášenou do plic největší vliv.

Závěry z Tabulky 6 byly v praxi ověřeny a parametr, který měl mít při své proporcionální změně největší vliv na mechanickou práci, ho skutečně měl.

Seznam použité literatury

- [1] ŠAMÁNKOVÁ, Marie. *Základy ošetrovatelství*. Praha: Karolinum, 2006. ISBN 80-246-1091-4.
- [2] SUTHERASAN, Yuda, Maria VARGAS a Paolo PELOSI. Protective mechanical ventilation in the non-injured lung: review and meta-analysis. *Critical Care* [online]. 2014, 18(2) [cit. 2023-05-13]. ISSN 1364-8535. Dostupné z: doi:10.1186/cc13778
- [3] ŠEVČÍK, Pavel a Martin MATĚJOVIČ, ed. *Intenzivní medicína*. 3., přeprac. a rozš. vyd. Praha: Galén, c2014. ISBN 978-80-7492-066-0.
- [4] FAN, Eddy, Daniel BRODIE a Arthur S. SLUTSKY. Acute Respiratory Distress Syndrome. *JAMA* [online]. 2018, 2018-02-20, 319(7) [cit. 2023-05-13]. ISSN 0098-7484. Dostupné z: doi:10.1001/jama.2017.21907
- [5] DREYFUSS, Didier, Paul SOLER, Guy BASSET a Georges SAUMON. High Inflation Pressure Pulmonary Edema: Respective Effects of High Airway Pressure, High Tidal Volume, and Positive End-expiratory Pressure. *American Review of Respiratory Disease* [online]. 1988, 137(5), 1159-1164 [cit. 2023-05-13]. ISSN 0003-0805. Dostupné z: doi:10.1164/ajrccm/137.5.1159
- [6] Ventilation with Lower Tidal Volumes as Compared with Traditional Tidal Volumes for Acute Lung Injury and the Acute Respiratory Distress Syndrome. *New England Journal of Medicine* [online]. 2000, 2000-05-04, 342(18), 1301-1308 [cit. 2023-05-13]. ISSN 0028-4793. Dostupné z: doi:10.1056/NEJM200005043421801
- [7] NETO, Ary Serpa, Sabine N T HEMMES, Carmen S V BARBAS, et al. Association between driving pressure and development of postoperative pulmonary complications in patients undergoing mechanical ventilation for general anaesthesia: a meta-analysis of individual patient data. *The Lancet Respiratory Medicine* [online]. 2016, 4(4), 272-280 [cit. 2023-05-13]. ISSN 22132600. Dostupné z: doi:10.1016/S2213-2600(16)00057-6
- [8] CHRISTOPHER, Jackson. *Mechanical Ventilation* [online]. [cit. 2023-05-13]. Dostupné z: <https://emedicine.medscape.com/article/304068-overview#a1>
- [9] PHAM, Julius Cuong, Tamara L WILLIAMS, Erin M SPARNON, Tam K CILLIE, Hilda F SCHAREN a William M MARELLA. Ventilator-Related Adverse Events: A Taxonomy and Findings From 3 Incident Reporting Systems. *Respiratory Care* [online]. 2016, 2016-04-27, 61(5), 621-631 [cit. 2023-05-13]. ISSN 0020-1324. Dostupné z: doi:10.4187/respcare.04151

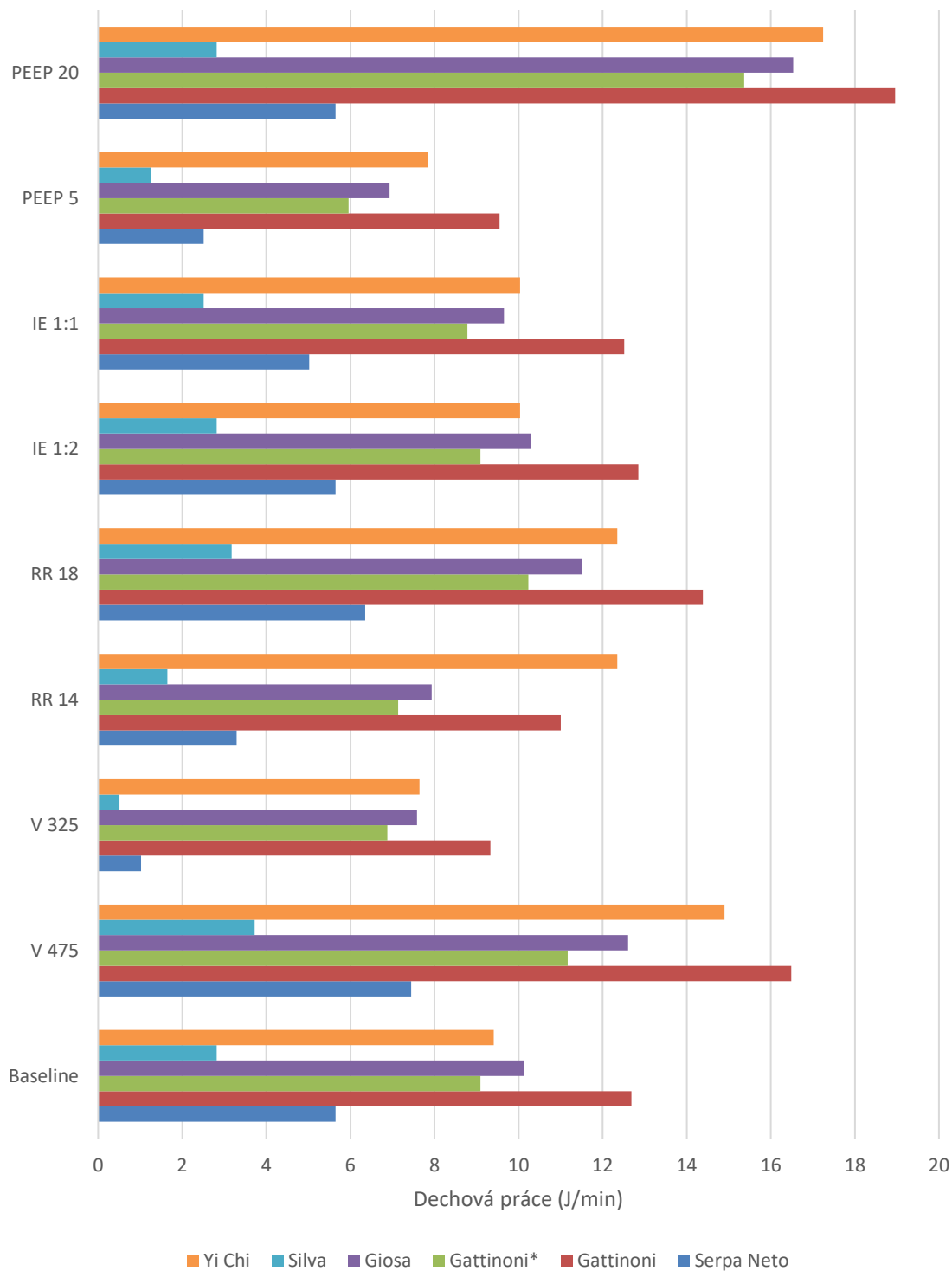
- [10] ČEŠKA, Richard, TESAŘ, Vladimír, Petr DÍTĚ a Tomáš ŠTULC, ed. *Interna*. Praha: Triton, 2010. ISBN 978-80-7387-423-0.
- [11] AOYAMA, Hiroko, Yoshitsugu YAMADA a Eddy FAN. The future of driving pressure: a primary goal for mechanical ventilation? *Journal of Intensive Care* [online]. 2018, 6(1) [cit. 2023-05-13]. ISSN 2052-0492. Dostupné z: doi:10.1186/s40560-018-0334-4
- [12] PÉREZ-NIETO, Orlando R, Jorge LÓPEZ-FERMÍN, Manuel A GUERRERO-GUTIÉRREZ, et al. Aplicaciones e implicaciones de la pausa al final de la inspiración en ventilación mecánica. *Medicina Crítica* [online]. 2022, 36(8), 521-527 [cit. 2023-05-13]. ISSN 2448-8909. Dostupné z: doi:10.35366/109173
- [13] WARNER, Mark A. a Bela PATEL. Mechanical Ventilation. In: *Benumof and Hagberg's Airway Management* [online]. Elsevier, 2013, 981-997.e3 [cit. 2023-05-13]. ISBN 9781437727647. Dostupné z: doi:10.1016/B978-1-4377-2764-7.00048-8
- [14] YARTSEV, Alex. *Inspiratory pause, I:E ratio and inspiratory rise time* [online]. [cit. 2023-05-13]. Dostupné z: <https://derangedphysiology.com/main/cicm-primary-exam/required-reading/respiratory-system/Chapter%20539/inspiratory-pause-ie-ratio-and-inspiratory-rise-time#contact-form>
- [15] CARLO, Waldemar A., Namasivayam AMBALAVANAN a Robert L. CHATBURN. Ventilator Parameters. In: *Manual of Neonatal Respiratory Care* [online]. Elsevier, 1988, s. 81-85 [cit. 2023-05-13]. ISBN 978-0-32-303176-9. Dostupné z: doi:10.1016/B978-032303176-9.50015-5
- [16] RANIERI, V. Marco, Tommaso TONETTI a Stefano NAVA. Transpulmonary Pressure to Guide Mechanical Ventilation: Art or Science? *American Journal of Respiratory and Critical Care Medicine* [online]. 2021, 2021-11-15, 204(10), 1120-1121 [cit. 2023-05-13]. ISSN 1073-449X. Dostupné z: doi:10.1164/rccm.202109-2116ED
- [17] HAMAHATA, Natsumi, Ryota SATO a Ehab DAOUD. Go with the flow—clinical importance of flow curves during mechanical ventilation: A narrative review. *Canadian Journal of Respiratory Therapy* [online]. 2020, 2020-7-24, 56, 11-20 [cit. 2023-05-13]. ISSN 23686820. Dostupné z: doi:10.29390/cjrt-2020-002
- [18] IMAI, Yumiko, Satoshi NAKAGAWA, Yushi ITO, Toshio KAWANO, Arthur S. SLUTSKY a Katsuyuki MIYASAKA. Comparison of lung protection strategies using conventional and high-frequency oscillatory ventilation. *Journal of Applied Physiology* [online]. 2001, 2001-10-01, 91(4), 1836-1844 [cit. 2023-05-13]. ISSN 8750-7587. Dostupné z: doi:10.1152/jap.2001.91.4.1836
- [19] ČERNÝ, Vladimír, Ivan HEROLD. Umělá plicní ventilace. *Anest. intenziv. Med.*, 2014, 25(6), 434-435.

- [20] SILVA, Pedro Leme, Lorenzo BALL, Patricia R. M. ROCCO a Paolo PELOSI. Power to mechanical power to minimize ventilator-induced lung injury? *Intensive Care Medicine Experimental* [online]. 2019, 7(S1) [cit. 2023-05-13]. ISSN 2197-425X. Dostupné z: doi:10.1186/s40635-019-0243-4
- [21] ROUBÍK, Karel. Modelování biologických systémů metodou elektrických analogií a její aplikace na respirační soustavu. *Lékař a technika* [online]. 2006, 36(1) [cit. 2023-05-13]. ISSN 0301-5491. Dostupné z: <https://ventilation.fbmi.cvut.cz/wp-content/uploads/2014/04/modelovani-biologickych-systemu-metodou-elektricke-analogie-a-jeji-aplikace-na-respiracni-soustavu.pdf>
- [22] RÁFL, Jakub, ROUBÍK Karel. Fyzické modely respirační soustavy a možnosti jejich využití. *Lékař a technika*. 2009, 39(1), 5–14.
- [23] BERGERON, Bryan. Modeling and Simulation in Medicine: The State of the Art [online]. [cit. 2023-05-13]. Dostupné z: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC2245314/>
- [24] ČIHÁK, Radomír. *Anatomie*. Třetí, upravené a doplněné vydání. Ilustroval Ivan HELEKAL, ilustroval Jan KACVINSKÝ, ilustroval Stanislav MACHÁČEK. Praha: Grada, 2016. ISBN 978-80-247-4788-0.
- [25] KOFRÁNEK, Jiří, HOZMAN, Jiří. *Pacientské simulátory*. [online]. Praha: Creative Connections, 2013. ISBN 978-80-904326-6-6
- [26] PAUDEL, Robin, Christine A. TRINKLE, Christopher M. WATERS, Lauren E. ROBINSON, Evan CASSITY, Jamie L. STURGILL, Richard BROADDUS a Peter E. MORRIS. Mechanical Power: A New Concept in Mechanical Ventilation. *The American Journal of the Medical Sciences* [online]. 2021, 362(6), 537-545 [cit. 2023-05-13]. ISSN 00029629. Dostupné z: doi:10.1016/j.amjms.2021.09.004
- [27] MARINI, John J., R. Michael RODRIGUEZ a Virnita LAMB. Bedside Estimation of the Inspiratory Work of Breathing during Mechanical Ventilation. *Chest* [online]. 1986, 89(1), 56-63 [cit. 2023-08-13]. ISSN 00123692. Dostupné z: doi:10.1378/chest.89.1.56
- [28] GIOSA, Lorenzo, Mattia BUSANA, Iacopo PASTICCI, et al. Mechanical power at a glance: a simple surrogate for volume-controlled ventilation. *Intensive Care Medicine Experimental* [online]. 2019, 7(1) [cit. 2023-05-13]. ISSN 2197-425X. Dostupné z: doi:10.1186/s40635-019-0276-8
- [29] GATTINONI, L., T. TONETTI, M. CRESSONI, et al. Ventilator-related causes of lung injury: the mechanical power. *Intensive Care Medicine* [online]. 2016, 42(10), 1567-1575 [cit. 2023-05-13]. ISSN 0342-4642. Dostupné z: doi:10.1007/s00134-016-4505-2

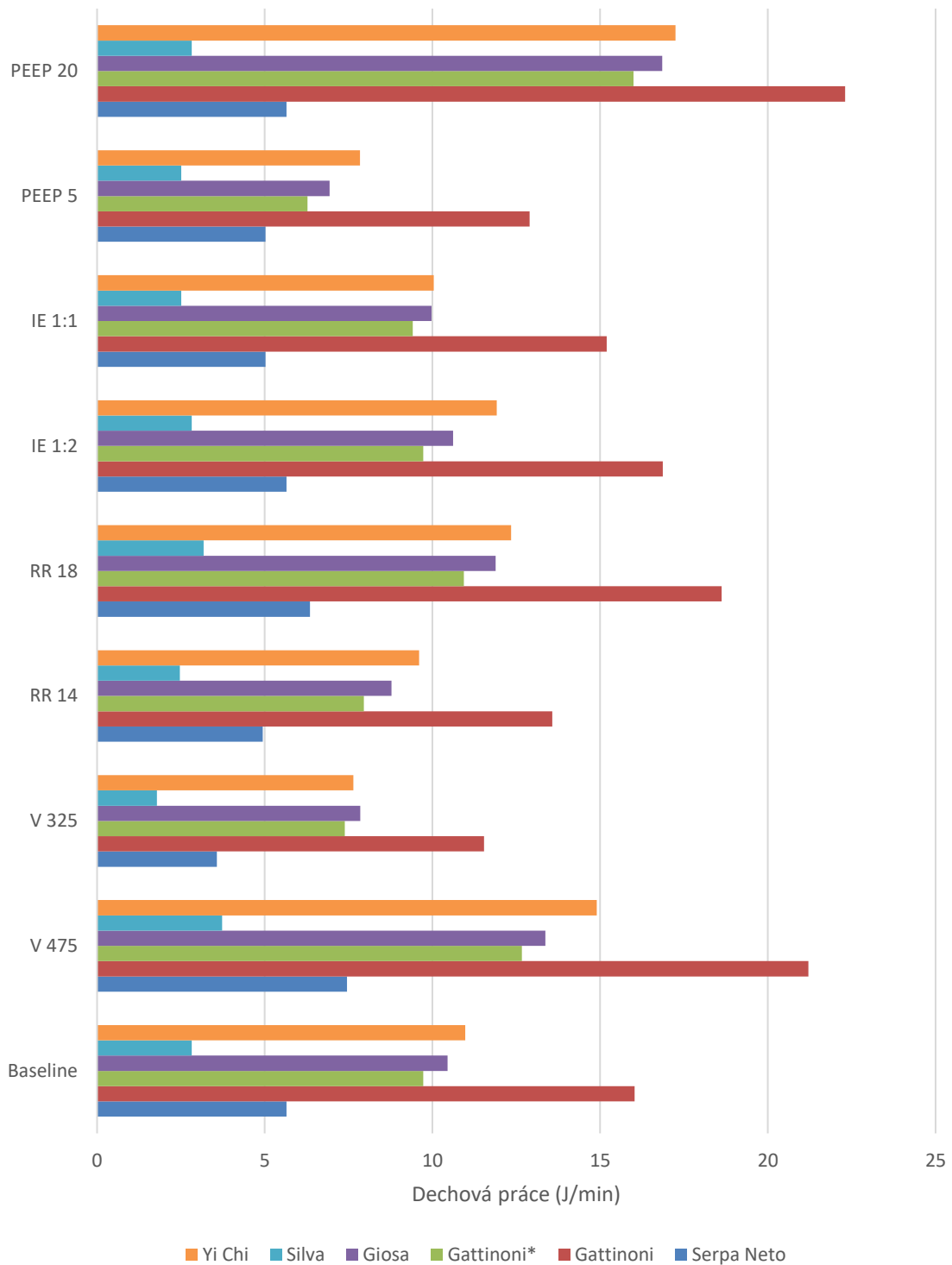
- [30] MARINI, John J. a Samir JABER. Dynamic predictors of VILI risk: beyond the driving pressure. *Intensive Care Medicine* [online]. 2016, 42(10), 1597-1600 [cit. 2023-05-13]. ISSN 0342-4642. Dostupné z: doi:10.1007/s00134-016-4534-x
- [31] CHI, Yi, Huaiwu HE a Yun LONG. A simple method of mechanical power calculation: using mean airway pressure to replace plateau pressure. *Journal of Clinical Monitoring and Computing* [online]. 2021, 35(5), 1139-1147 [cit. 2023-05-13]. ISSN 1387-1307. Dostupné z: doi:10.1007/s10877-020-00575-y
- [32] THOMSON, Louise a James PATON. Oxygen Toxicity. *Paediatric Respiratory Reviews* [online]. 2014, 15(2), 120-123 [cit. 2023-05-13]. ISSN 15260542. Dostupné z: doi:10.1016/j.prrv.2014.03.003
- [33] DANLEE, Mark. *Medhold* [online]. [cit. 2023-05-13]. Dostupné z: <https://www.medhold.co.za/carescape-r860-ventilation-neo-natal-paediatric-critical-care-ventilators/>
- [34] HYZY, Robert. *Ventilator-induced lung injury* [online]. [cit. 2023-05-13]. Dostupné z: <https://www.uptodate.com/contents/ventilator-induced-lung-injury/print>
- [35] SLUTSKY, Arthur S. History of Mechanical Ventilation. From Vesalius to Ventilator-induced Lung Injury. *American Journal of Respiratory and Critical Care Medicine* [online]. 2015, 2015-05-15, 191(10), 1106-1115 [cit. 2023-05-13]. ISSN 1073-449X. Dostupné z: doi:10.1164/rccm.201503-0421PP
- [36] JOELSSON, Jon Petur, Saevar INGTHORSSON, Jennifer KRICKER, Thorarinn GUDJONSSON a Sigurbergur KARASON. Ventilator-induced lung-injury in mouse models: Is there a trap? *Laboratory Animal Research* [online]. 2021, 37(1) [cit. 2023-05-13]. ISSN 2233-7660. Dostupné z: doi:10.1186/s42826-021-00108-x
- [37] HAMILTON MEDICAL, INC. *How to estimate mechanical power in volume- and pressure-control ventilation* [online]. [cit. 2023-05-13]. Dostupné z: <https://www.hamilton-medical.com/pt/Resource-center/Article-page~knowledge-base~f40239e0-e478-43ad-ba33-121f81fe632b~.html>
- [38] WALTER, James M., Thomas C. CORBRIDGE a Benjamin D. SINGER. Invasive Mechanical Ventilation. *Southern Medical Journal* [online]. 2018, 111(12), 746-753 [cit. 2023-05-13]. ISSN 1541-8243. Dostupné z: doi:10.14423/SMJ.00000000000000905
- [39] GAINNIER, Marc a Jean-Marie FOREL. *Critical Care* [online]. 10(6) [cit. 2023-05-13]. ISSN 13648535. Dostupné z: doi:10.1186/cc5104
- [40] CHROBÁK, Ladislav. *Propedeutika vnitřního lékařství*. Praha: Grada, 2003. ISBN 80-247-0609-1.

- [41] CRESSONI, Massimo, Miriam GOTTI, Chiara CHIURAZZI, et al. Mechanical Power and Development of Ventilator-induced Lung Injury. *Anesthesiology* [online]. 2016, 2016-05-01, 124(5), 1100-1108 [cit. 2023-05-14]. ISSN 0003-3022. Dostupné z: doi:10.1097/ALN.0000000000001056
- [42] GATTINONI, Luciano, John J. MARINI, Francesca COLLINO, Giorgia MAIOLO, Francesca RAPETTI, Tommaso TONETTI, Francesco VASQUES a Michael QUINTEL. The future of mechanical ventilation: lessons from the present and the past. *Critical Care* [online]. 2017, 21(1) [cit. 2023-05-15]. ISSN 1364-8535. Dostupné z: doi:10.1186/s13054-017-1750-x
- [43] SERPA NETO, Ary, Rodrigo Octavio DELIBERATO, Alistair E. W. JOHNSON, et al. Mechanical power of ventilation is associated with mortality in critically ill patients: an analysis of patients in two observational cohorts. *Intensive Care Medicine* [online]. 2018, 44(11), 1914-1922 [cit. 2023-05-15]. ISSN 0342-4642. Dostupné z: doi:10.1007/s00134-018-5375-6
- [44] BÍŠ, Ladislav. *Návrh vysokoprůtokové clony pro ventilační experimenty*. Kladno, 2020. Bakalářská práce. ČVUT, Fakulta biomedicínského inženýrství. Vedoucí práce prof. Ing. Karel Roubík, Ph.D.

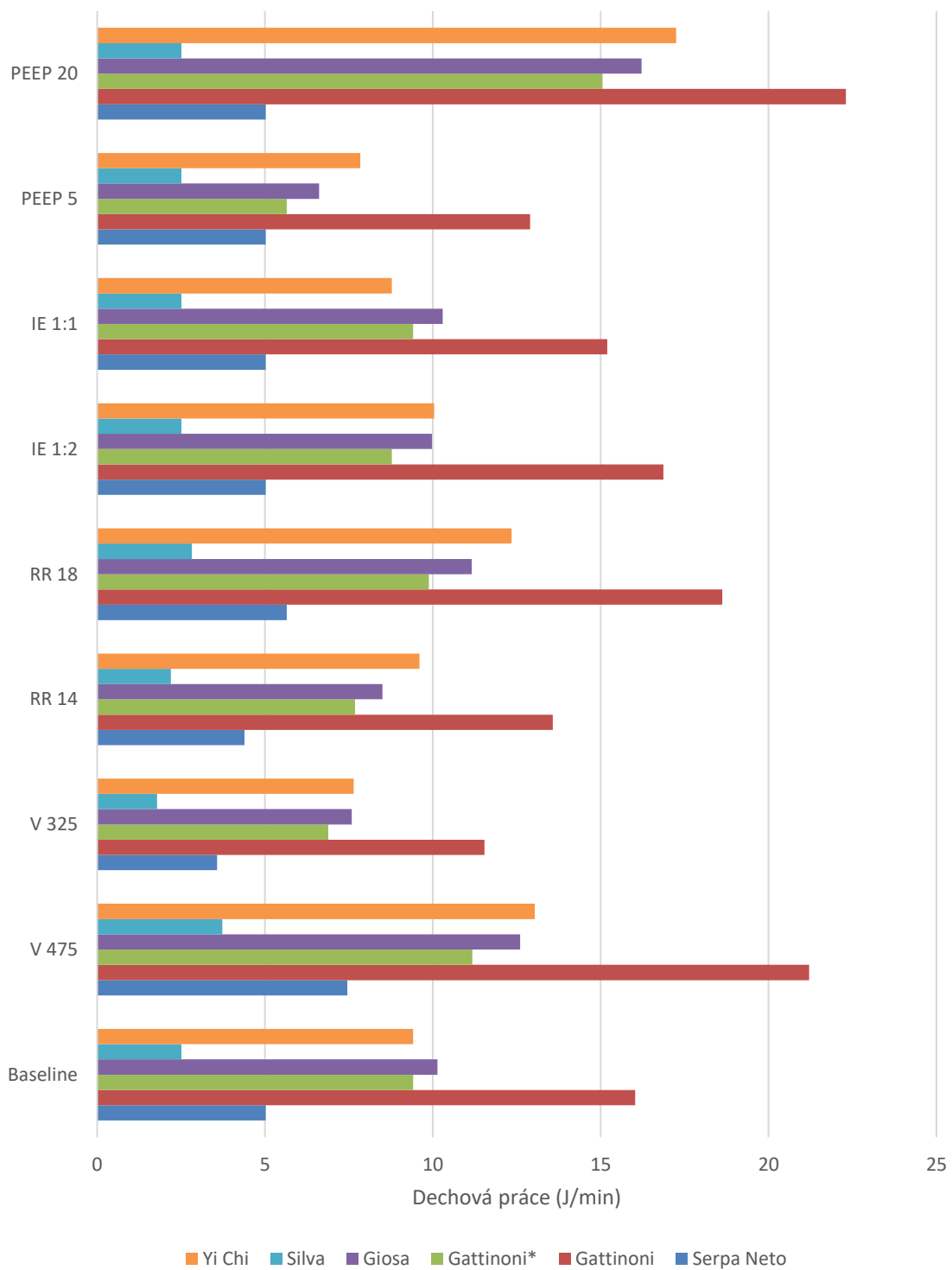
Příloha A: Grafické výstupy



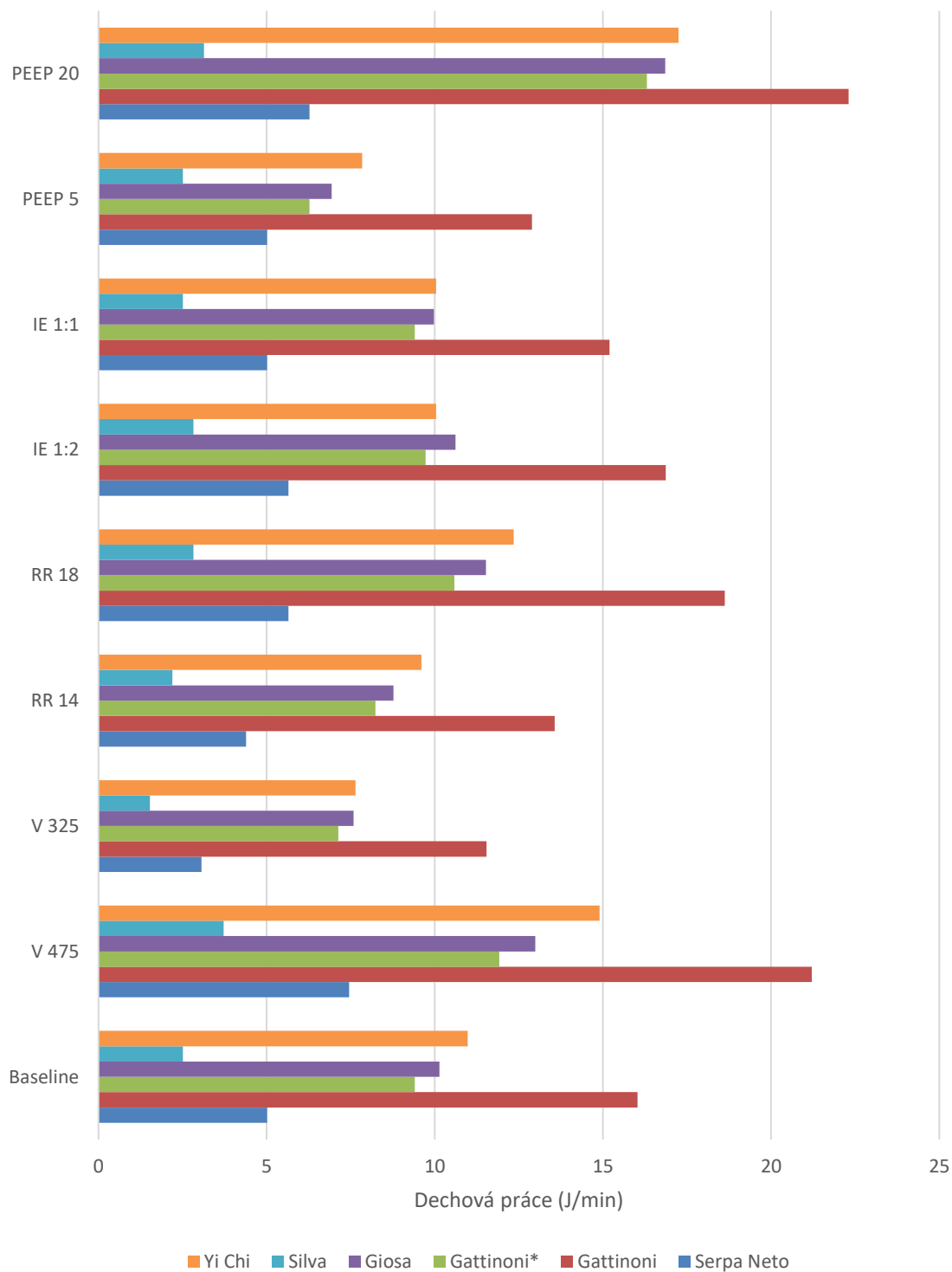
Přílohový graf 1: Distribuce energie dle vzorců pro RC45R5



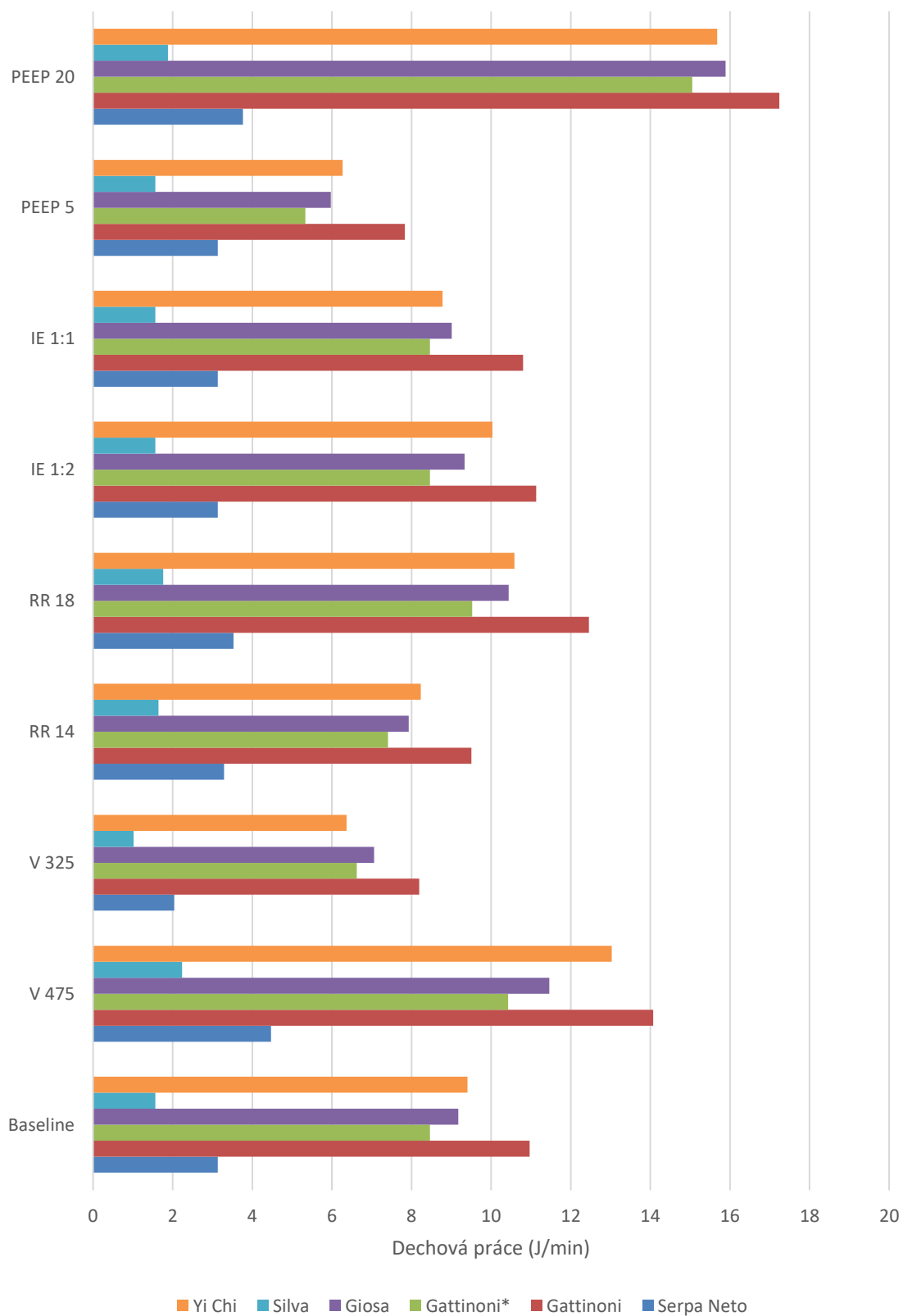
Přílohový graf 2: Distribuce energie dle vzorců pro RC45R25



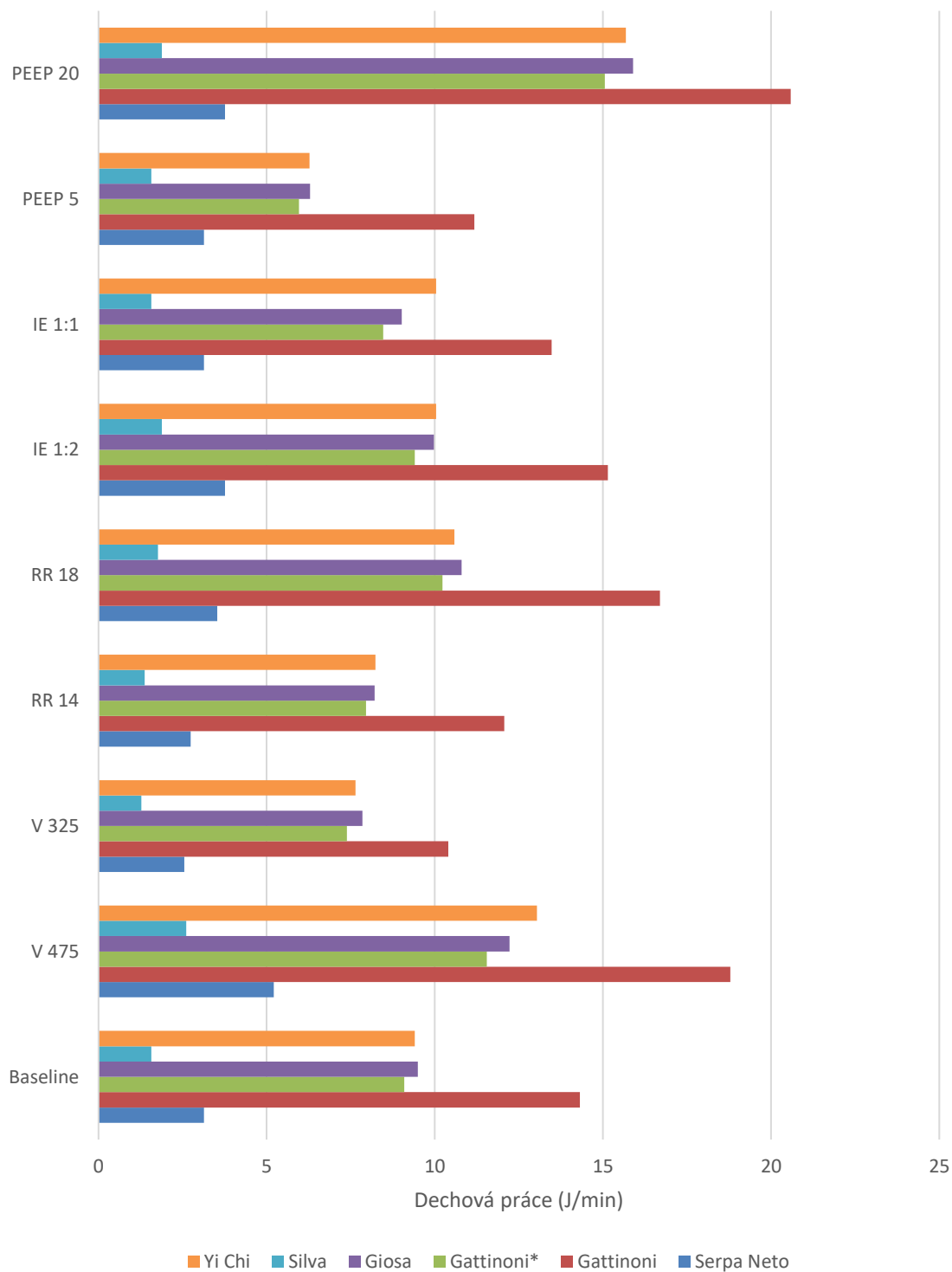
Přílohový graf 3: Distribuce energie dle vzorců pro MC45R5



Přílohový graf 4: Distribuce energie dle vzorců pro MC45R25



Přílohový graf 5: Distribuce energie dle vzorců pro MC65R5



Přílohový graf 6: Distribuce energie dle vzorců pro MC65R25