

$$(mc^2 \alpha_0 + c \sum \alpha_i p_i) \psi(x,t) = i\hbar \frac{\partial \psi}{\partial t}(x,t) \quad \int_M \kappa dA + \int_{2m} \kappa g ds = 2\pi \chi(M)$$

$$F_i (e^{-i\omega t}) / |k_i| = \sqrt{\frac{\hbar}{2m\omega}} e^{i(kx - \omega t)}$$

$$\lambda = \frac{v_{ph}}{v}$$

$$E = mc^2$$

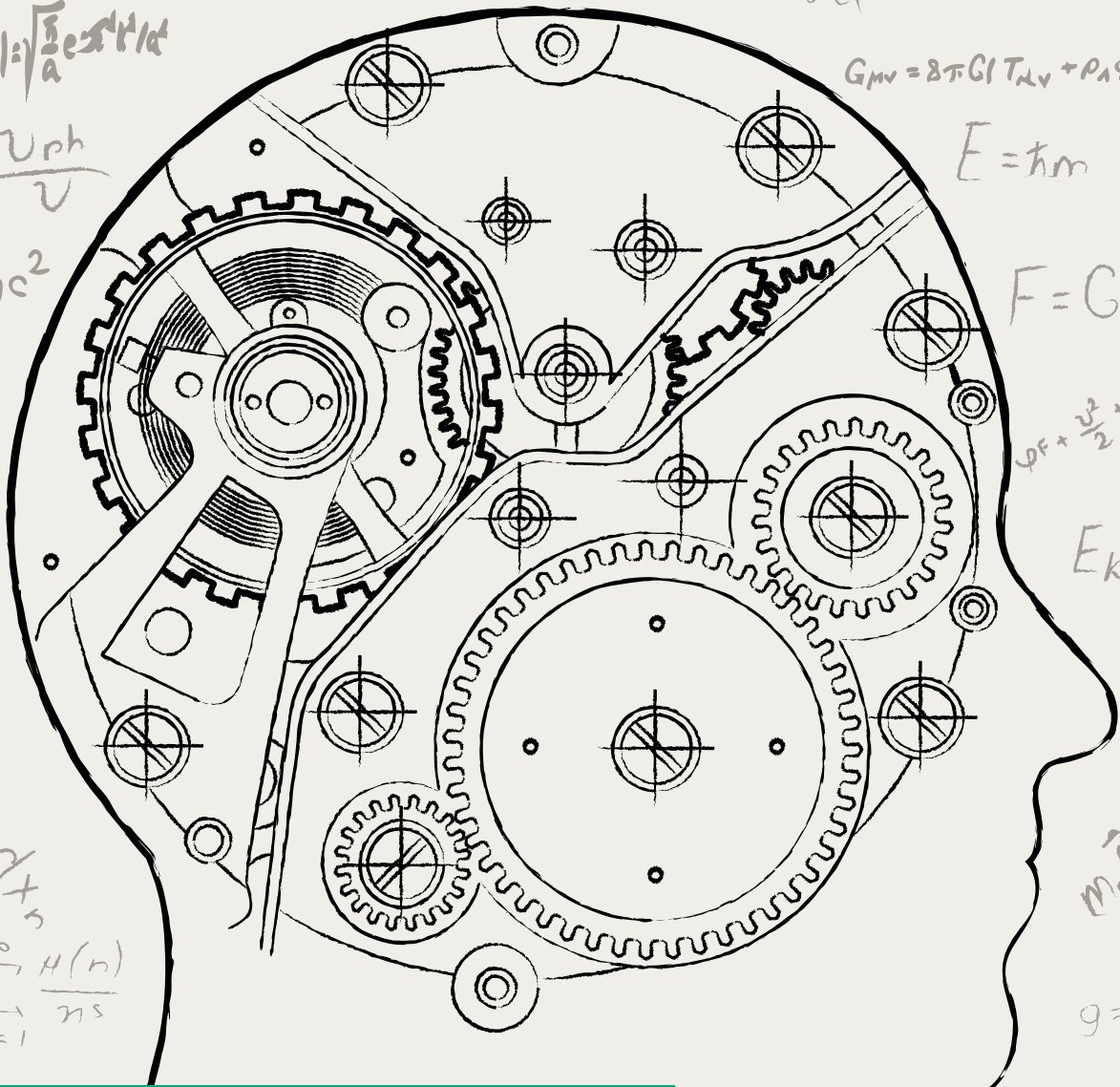
$$E_{ph} = \hbar \omega$$

$$|k| > |s|$$

$$\nabla \cdot D = 4\pi p$$

$$dx_1 \dots dx_n$$

$$\frac{1}{\zeta(s)} = \sum_{n=1}^{\infty} \frac{\mu(n)}{n^s}$$



$$G_{\mu\nu} = 8\pi G(T_{\mu\nu} + \rho_1 g_{\mu\nu})$$

$$E = \hbar m$$

$$F = G_0 v^2$$

$$\psi F + \frac{v^2}{2} + \int \frac{dp}{p} = C(11)$$

$$E_k = \frac{mv^2}{2}$$

$$p = m_3 \frac{dv}{dt}$$

$$m_0 \vec{a} = \vec{F}$$

$$g = G \frac{M_3}{R_3^2}$$

$$p = m_3 \frac{dv}{dt} \quad \psi F + \frac{v^2}{2} + \int \frac{dp}{p} = C(11)$$

$$\int_a^b f'(x) dx = f(b) - f(a)$$

ICP

Meranie intrakraniálneho tlaku

Status quo sa hýbe vpred!

Mnoho mozgových stavov vyžaduje meranie tlaku vo vnútri lebky, aby sme získali dôležité informácie pre diagnostiku a aby sa požadovaná liečba účinne prispôsobila potrebám pacienta.

Tlak vo vnútri lebky sa označuje ako intrakraniálny tlak (ICP) a zvyčajne sa meria v mmHG (mmHG - milimetroch ortuti). Príležitostne sa tiež používa tlaková jednotka cmH₂O alebo centimetre vodného stĺpca (1 mmHg sa rovná 1,36 cmH₂O).

ICP sa v súčasnosti meria pomocou rôznych systémov, pričom každý z nich ponúka rôzne vlastnosti a prichádza so svojimi vlastnými výzvami. Pacienti môžu od dnešných technických noriem očakávať veľa.

Obsah

Technické požiadavky na meranie intrakraniálneho tlaku	4
Príčina fluktuácií v ICP	4
Súčasný metódy merania ICP	5
Požiadavky na stabilné, spoľahlivé ICP snímače	5
Záver	7
Interpretácia kriviek intrakraniálneho tlaku	8
ICP je viac ako len číslo	8
Krivky intrakraniálneho tlaku – nárazová skúška	9
Diagnostická hodnota jemnej štruktúry tlakových pulzov	12
Tvar respiračnej vlny	13
Príklad z klinickej praxe	13
Tvar pomalých vazogénnych vln	14
Zhrnutie	15
Použitá literatúra	16

Technické požiadavky na meranie intrakraniálneho tlaku

Príčina fluktuácií v ICP

Telo má veľa vynikajúcich kompenzačných mechanizmov, ktoré udržiavajú ICP na relatívne konštantnej úrovni v rámci malého rozsahu. Poloha tela pacienta (v ľahu/ v stojí) má však na ICP fyziologický vplyv. Tlak (vo vzťahu k atmosférickému tlaku) je mierne pozitívny v polohe na chrbte a mierne negatívny v stojí. Činnosti ako kašeľ, kýchanie a REM spánok (rýchly pohyb očí) môžu tiež viesť k dočasným fyziologickým výkyvom ICP. Je to úplne normálne a zdravé.

Avšak rôzne choroby a poranenia, ako napríklad traumatické poranenie mozgu spôsobené nehodou, mozgové príhody, intrakraniálne krvácanie, zápaly mozgu alebo dokonca mozgové nádory môžu mať za následok zvýšený ICP a život ohrozujúce situácie.

Zvýšené hladiny ICP, ako aj závraty, zvracanie a porucha vedomia sú tiež často pozorované u pacientov s hydrocefalom, čo je stav, ktorý spôsobuje narušenie dynamiky mozgovomiechového moku (CSF), pri ktorom sa v mozgu hromadí buď príliš veľa tekutiny, intracerebrálny obeh je narušený alebo sa resorbujú nedostatočné množstvo tekutiny. Najbežnejšou liečbou pacientov s hydrocefalom je implantácia shuntu, aby sa normalizoval tlak v hlave odvodnením CSF napr. do brucha.

Na lepšie pochopenie mechanizmov, ktoré spôsobujú zvýšený ICP, možno použiť Monro-Kellieho hypotézu. Podľa tejto teórie musí celkový objem troch zložiek, mozgového tkaniva, krvi a CSF, v lebke zostať rovnaký, aby sa udržal konštantný mozgový tlak.

Monro-Kellieho hypotéza

Celkový objem v lebke sa skladá z troch zložiek - mozgového tkaniva, krvi a mozgovomiechového moku (CSF). V ideálnom prípade existujú vo vzájomnej rovnováhe a ak dôjde k narušeniu tejto rovnováhy, môžu sa navzájom ovplyvňovať: ak sa jedna zložka zvýši, ďalšia musí byť, ak je to možné, vytlačená z pevnej lebky. Výsledkom je, že zvýšenie objemu jednej zložky alebo zavedenie nového objemu (napr. mozgového nádoru) môže viesť k zvýšeniu mozgového tlaku. Ak dôjde k vyčerpaniu vlastných kompenzačných mechanizmov tela, ICP môže stúpnuť nad kritickú úroveň. To znižuje cirkuláciu v mozgu, čo môže viesť k nedostatku kyslíka, smrti nervových vlákien alebo dokonca k smrti pacienta.

Monro-Kellieho hypotéza

Lebečná dutina

- Kraniocerebrálna trauma
- Apoplexia
- Intrakraniálne krvácanie
- Zápal mozgu
- Mozgový tumor
- Mozgový edém
- Hydrocefalus
- Zväčšenie objemu zložky
- Ďalšia patologická zložka

Rozpad

- Zvýšenie intrakraniálneho tlaku
- Život ohrozujúca situácia

$$V_{\text{celkovo}} = V_{\text{mozgové tkanivo}} + V_{\text{krv}} + V_{\text{CSF}} = \text{konšt.}$$

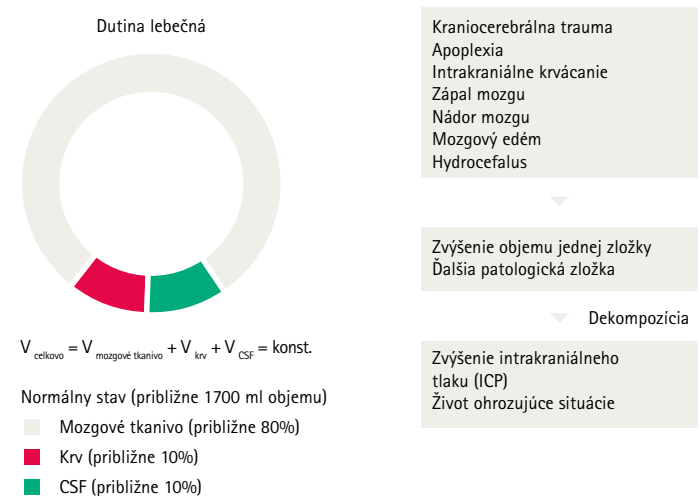
Normálny stav (približne 1700 ml objemu)

Mozgové tkanivo (približne 80%)

Krv (približne 10%)

CSF (približne 10%)

Viz obrázok 1.



Obr. 1

Monro-Kellie doktrína

Súčasn^é metódy merania ICP

Znalosť ICP je dôležitá pri rozhodovaní o tom, ktorú liečbu použiť, napríklad pri liečbe pacientov po mozgovej príhode, krvácaní alebo traumatickom poranení mozgu. Cieľom je použitie vhodných intenzívnych liečebných postupov na normalizáciu zvýšeného ICP, aby sa zabránilo komplikáciám a následnému poškodeniu. Monitorovanie ICP je preto kľúčovou súčasťou neurointenzívnej starostlivosti.

Najbežnejšou metódou merania ICP je umiestnenie rúrkových sond do lebky, ktoré invazívne určujú intrakraniálny tlak. Sú pripojené k externému zariadeniu, ktoré počíta tlak a zobrazuje hladiny. Vzhľadom na invazívny charakter tohto postupu je možné merania vykonávať iba pri pacientovom lôžku na nemocničnom oddelení.

V závislosti od umiestnenia zložky citlivej na tlak v rúrkovej sonde je možné použiť rôzne typy invazívnych snímačov tlaku. Ak sa používajú piezoelektrické a optické katétre, tlak sa meria priamo na hrote sondy, ktorý je umiestnený v lebke. Alebo prípadne môže katéter obsahovať plnivo, ako je vzduch alebo tekutina, ako médium na prenos tlaku, ktoré prenáša zmeny tlaku na špičku katétra na komponent citlivý na tlak v externom snímači. Príkladom sú vonkajšie komorové odtoky s integrovaným snímačom tlaku.

Ďalšou možnosťou je použitie „telemetrických“ sond, ktoré sú úplne implantované a umožňujú získať údaje o tlaku bezdrôtovo, t. j. pomocou rádiových vln (neinvazívne).

Plne neinvazívne senzory, ktoré je možné pripojiť na hlavu zvonku, nevyžadujú implantáciu. Tieto systémy dokážu snímať tlak v lebečnej dutine pomocou napríklad ultrazvuku. Kvantitatívne meranie ICP však v súčasnosti (v roku 2020) nie je možné dosiahnuť pomocou týchto technológií.

Požiadavky na stabilné, spoľahlivé ICP snímače

Na to, aby bolo možné urobiť dôležité závery pre diagnostiku a zlepšenie liečby pre každého pacienta, je nevyhnutné, aby snímače ICP mali v ideálnom prípade nasledujúce kľúčové vlastnosti a funkcie:

Časové monitorovanie

Vo všeobecnej lekárskej praxi sa merania zvyčajne vykonávajú počas vyšetrení. Tieto merania vykonané vo vybraných bodoch (napr. pomocou bedrovej punkcie) poskytujú informácie iba o konkrétnom okamihu. Vo výsledku môžu byť nadmerne vysoké alebo nízke úrovne a kritické trendy zistené až neskôr, napr. po rozvinutí klinických príznakov. Ďalej nemožno vylúčiť, že hodnoty môžu byť skreslené v dôsledku takzvanej hypertenzie bieleho pláštia a stresu pri vyšetrení.

Pri neurointenzívnej starostlivosti sa trubicové ICP snímače zavádzajú na obdobie jedného až dvoch týždňov a môžu nepretržite merať tlak. Označuje sa to ako časové monitorovanie. Telemetrické snímače ICP sú veľkým pokrokom, najmä pre ambulantných pacientov, ktorí tak môžu zaznamenávať namerané hodnoty nepretržite po celý deň z domu. Parametre a ovplyvňujúce faktory, ktoré ošetrojúci lekár odvodzuje z týchto údajov, môžu byť životne dôležité pre účinnú liečbu pacientov.

Vysoká presnosť, dlhodobá stabilita a nízka odchýlka

Pri výrobe sú snímače kalibrované, počas ktorých sa hodnoty zo snímača porovnávajú s referenčnými hodnotami. Rozdiely sa potom vyrovnávajú, aby sa opravili odchýlky súvisiace s výrobou, tak aby každý snímač mohol s vysokou presnosťou vypočítať rovnaké hodnoty tlaku. Je tiež užitočné vylúčiť možnú teplotnú závislosť tlakového signálu v dôsledku kalibrácie.

Aby bolo možné vykonávať spoľahlivé a dlhodobé merania, musia tlakové snímače zostať stabilné počas celej svojej životnosti. Po implantácii senzorov ICP je elektronika vystavená náročnému prostrediu, ktoré môže výrazne ovplyvniť dlhodobú funkčnosť. Existuje napríklad riziko vniknutia kvapaliny do snímača, čo vedie ku korózii alebo skratom, ktoré môžu spôsobiť poruchu snímača. Odchýlka signálu snímača je bežným pozorovaním, takže nameraná hodnota sa už nerovná skutočnej hodnote. Elektroniku snímača je možné chrániť pred negatívnymi vplyvmi hermetickým zapuzdrením, ktoré umožňuje dlhodobú stabilitu

Technické požiadavky na meranie intrakraniálneho tlaku

a funkčnosť. (Yu, Kim, Meng¹, 2014). Kovové puzdrá sú riešením pre implantovateľné lekárske prístroje kvôli ich veľmi nízkej priepustnosti pre plyny a kvapaliny (Jiang, Zhou², 2009). Vysoká dlhodobá stabilita je rozhodujúca, najmä pri monitorovaní, ktoré je opísané vyššie.

Miniaturizácia

Aby sa uľahčila implantácia a explantácia s minimálnym poranením okolitého tkaniva, musia byť umiestnené tlakové sondy čo najmenšie. Pre trubicové ICP snímače je to pomerne jednoduché, pretože externá čítačka dodáva energiu a spracováva údaje.

Pri používaní sond telemetrického tlaku je potrebné prekonať obrovské technologické výzvy. Umiestnenie implantátu úplne v lebečnej dutine alebo subkutánne a jeho priestorové podmienky neumožňujú použitie batérií s dostatočnou úložnou kapacitou, a teda ani dôležité rozmery pre činnosť snímača. Pri telemetrických senzoroch musí byť energia prenášaná zvonka do implantátu bezdrôtovo pomocou indukcie. Najmä pri vyšších vzorkovacích frekvenciách (pozri nižšie) je pri prenose údajov nevyhnutné udržiavať nepretržitý tok údajov bez prerušenia komunikácie, aby bolo možné zaznamenávať signál tlaku v použiteľnej forme.

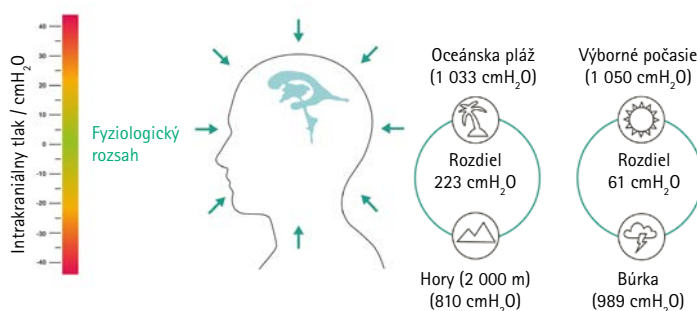
Nízka miera infekcie

Trubicové snímače tlaku sa zavádzajú transkutánne (t. j. cez kožu a kosť lebky) do lebečnej dutiny. Ako pri všetkých invazívnych zákrokoch, aj tu existuje riziko infekcie, ktoré sa exponenciálne zvyšuje už po niekoľkých dňoch. Pohyby pacienta môžu tiež spôsobiť dislokáciu sondy (t. j. posun). Je možné vyriešiť to pomocou takzvaných svoriek, v ktorých je tlaková sonda pripevnená k lebke pomocou skrutky, pričom aj oblasť, cez ktorú bol implantát zavedený, je utesnená pred akýmikoľvek vstupujúcimi patogénmi. Na zníženie rizika infekcie sa môžu použiť aj katétre impregnované antimikrobiálnymi látkami. Vyššie uvedené výzvy však znamenajú, že trubicové snímače tlaku sú určené na použitie v nemocniciach iba na niekoľko dní. Vyššie uvedené telemetrické snímače tlaku sú tiež alternatívnym prístupom, pretože je možné ich čítať zvonku telemetricky, a teda neinvazívne.

Kompenzácia okolitého tlaku

Pri ICP je dôležité pochopiť, že sa udáva a interpretuje ako rozdiel tlaku od tlaku okolia (tlak vzduchu). Je to rozdiel od okolitého

tlaku, ktorý naznačuje možné fázy kritického cerebrálneho tlaku, a nie skutočný absolútny tlak v komorovom systéme. Fyziologický rozsah tohto rozdielového tlaku je medzi cca. -5 a +15 cmH₂O. U pacientov s hydrocefalom môžu malé zmeny ICP iba o niekoľkých cmH₂O rozhodnúť, či sa u pacienta objavia príznaky alebo nie. Naopak, ak sa zmení počasie, môže tlak vzduchu kolísať o viac ako 50 cmH₂O. Výška vzhľadom k hladine mora má tiež zásadný vplyv na tlak okolia. Pri výstupe na horu platí pravidlo, že na každých 1 000 m výšky klesne tlak vzduchu asi o 100 cmH₂O (obr. 2).



Obr. 2

Závislosť atmosférického tlaku od nadmorskej výšky a počasie

Na stanovenie ICP musia použité systémy na meranie tlaku obsahovať vhodné metódy na kompenzáciu okolitého tlaku. Pri trubicových snímačoch je možné tlak kompenzovať ich konštrukciou, takže je možné merať tlak vo vzťahu k okolitému tlaku priamo cez miesto vloženia tlakového snímača. Ak sa však používajú telemetrické snímače tlaku, musia sa vykonať dve merania absolútneho tlaku –absolútny intrakraniálny tlak a absolútny tlak okolia z vonkajšej strany. Na vypočítanie ICP, ktorý je potrebný na diagnostiku a liečbu, sa dva namerané tlaky automaticky odpočítajú.

Frekvencia čítania dát

V minulosti sa lekárska prax zameriavala na meranie priemerných hladín ICP, ktoré sa používali ako základ pre výber vhodnej liečby na normalizáciu intrakraniálnych tlakov. Súčasný výskum ICP sa však čoraz viac zameriava na analýzu dynamiky signálu ICP. Parametre, ktoré je možné vyčítať z časovo závislých kriviek, ako sú napríklad amplitúdy, sa môžu použiť na hodnotenie súladu a zostávajúcich intrakraniálnych kompenzačných mechanizmov

pacienta. V súčasnosti sa predpokladá, že amplitúdy väčšie ako 4 mmHG môžu naznačovať patologické zmeny, ktoré si vyžadujú terapeutické opatrenia (Schuhmann³, 2008). Chyby amplitúdy by nesprávne nasmerovali manažment pacienta, a preto sú z klinického hľadiska neprijateľné (Holm⁴, 2009).

Aby bolo možné zaznamenať pomerne zložitú dynamiku intrakraniálneho tlaku a správne určiť tieto parametre, musia mať použité snímače tlaku primerane vysokú frekvenciu čítania dát. Frekvencia definuje počet meraní za sekundu. Ak je časovo závislá fluktuácia tlaku dynamická, frekvencia musí byť dostatočne veľká na to, aby sa krivka mohla správne zobraziť.

Nyquist-Shannonova veta

Nyquist-Shannonova veta uvádza, že frekvencia meraní musí byť najmenej dvojnásobná ako frekvencia signálu, ktorý sa má merať. Vplyv vzorkovacej frekvencie (tzv. „sampling rate“) na prezentáciu komplexných ICP kriviek, ktoré sa skladajú z rôznych jednotlivých periodických signálov, je možné znázorniť nasledovne. Pri vzorkovacej rýchlosti napr. 100 Hz (t. j. 100 meraní za sekundu), je možné získať všetky informácie zo signálov v rozmedzí od 0 do 50 Hz. Jednotlivé signály s vyššími frekvenciami nie je možné zobraziť. Znížením vzorkovacej frekvencie zo 100 na 25 Hz už nie je možné určiť jednotlivé signály s frekvenciami 12,5 až 50 Hz. Zníženie vzorkovacej frekvencie preto môže spôsobiť, že jemná štruktúra pôvodných komplexných signálov už nebude adekvátne zastúpená, čo má za následok stratu informácií (Holm⁵, 2009).

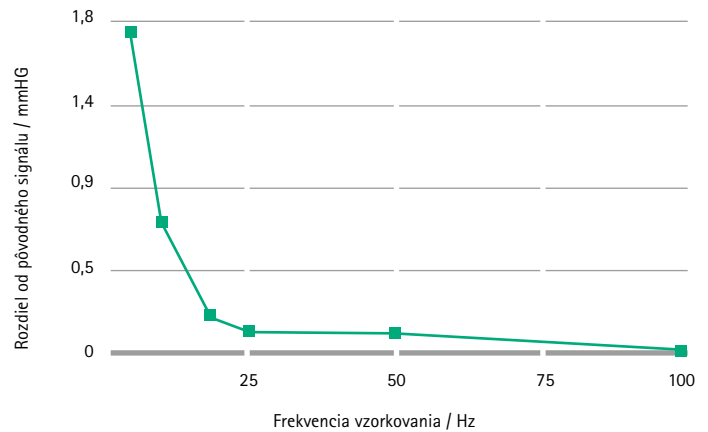
Vzorkovacia frekvencia s použitím zvuku ako príklad

Úloha vzorkovacej frekvencie sa dá ľahko opísať na základe nasledujúceho praktického príkladu:

Ľudské ucho môže počuť frekvencie až 20 kHz. Nyquist-Shannonova vzorkovacia veta uvádza, že signál musí byť vzorkovaný na dvojnásobnej frekvencii. V takom prípade musí byť vzorkovacia frekvencia minimálne $2 \times 20 \text{ kHz} = 40 \text{ kHz}$, aby bolo možné adekvátne znázorniť signál. Vzorkovacia frekvencia používaná v priemysle pre zvukové súbory na CD je 44,1 kHz.

Na pravej strane sú pre lepšiu ilustráciu uvedené dve vzorky zvuku s veľmi rozdielnymi vzorkovacími frekvenciami. Čím vyššia je vzorkovacia frekvencia, tým vyššia je kvalita výsledného zvuku. Ak je vzorkovacia frekvencia nízka, stratia sa informácie, čo sa dá ľahko počuť.

Testy na minimálne prijateľnú vzorkovaciu frekvenciu pre krivky intrakraniálneho tlaku ukazujú, že pri meraniach pod 25 Hz nie je možné krivky realisticky zaznamenať a výsledné amplitúdy sú nesprávne (obr. 3). Pri vzorkovacích frekvenciách od 50 Hz a vyšších sú krivky zobrazené presne (Holm⁶, 2009).



Obr. 3

Obrazok podľa Holma a kol., Medical Engineering Et Physics

Záver

Meranie a monitorovanie ICP sú dôležitými nástrojmi pre rozhodovanie o najvhodnejšej liečbe rôznych chorôb a trauma pre každého pacienta pomocou účinnej diagnostiky. Napriek niekedy vysokým technologickým požiadavkám na ICP snímače má ošetrojúci lekár k dispozícii rôzne systémy na stanovenie intrakraniálneho tlaku.

Požiadavky sa môžu líšiť v závislosti od konkrétneho prípadu. Podľa súčasnej technológie a pre najnáročnejšie prípady dlhodobých neinvazívnych meraní možno povedať, že pre vysoko kvalitné meranie ICP sú obzvlášť dôležité nasledujúce požiadavky: **vysoká vzorkovacia frekvencia viac ako 25 Hz, telemetrické – t.j. neinvazívne – meranie pre malé riziko infekcie, automatická kompenzácia okolitého tlaku, malá konštrukcia, ktorá prenáša vysoko kvalitné údaje, ako aj hermetické zapuzdrenie elektroniky v kovovom kryte pre vysokú životnosť a nízke odchýlky.**

Okrem technických požiadaviek je zaujímavé pozrieť sa aj na krivky meraní ICP.

Čo spôsobuje tieto krivky? Ako sa čítajú? Čo nám hovoria?

Odpovede aj na tieto otázky nájdete v nasledujúcom čísle Braunovín.

Interpretácia kriviek intrakraniálneho tlaku

ICP je viac ako len číslo

Zvýšený intrakraniálny tlak môže spôsobiť nedostatočné zásobenie mozgu a ischemiu, ako aj odumieranie nervov a mozgových buniek v dôsledku zníženého prítoku krvi mozgom. Ďalej môže spôsobiť nebezpečné vytesnenie mozgového tkaniva v lebke, napr. posunutie častí malého mozgu smerom k foramen magnum. Toto sa označuje ako herniácia.

Cieľom liečby pacienta na zníženie zvýšeného intrakraniálneho tlaku je preto obnovenie alebo udržanie prívodu krvi do mozgu a zabránenie vytesňovaniu mozgového tkaniva. Liečba by tiež mala zlepšiť pohodu pacienta a zredukovať alebo v ideálnom prípade zmierniť príznaky, ako sú bolesti hlavy a nevoľnosť.

V minulosti sa liečba zameriavala na zníženie ICP pod stanovenú hranicu. Diagnostickým základom sú invazívne snímače tlaku, ktoré sa používajú na stanovenie intrakraniálneho tlaku, napr. na jednotkách neurointenzívnej starostlivosti. Tieto zariadenia zobrazujú nameraný priemerný ICP.

Najmä posledných niekoľko rokov však ukázalo, že pohľad iba na limit ICP na efektívnu liečbu pacientov nestačí (Carrera, Kim, Castellani, 2010⁷). Existuje pre to veľa dôvodov: Zníženie hodnoty ICP na jedno číslo vedie k strate mnohých cenných informácií o procesoch regulácie mozgovomiechového moku. Takéto limity príliš zjednodušujú veľmi zložitú a heterogénnu patológiu (Le Roux, 2016⁸). Limitné hodnoty sa tiež typicky počítajú v štúdiách s veľkým počtom účastníkov, takže zameranie nie je na konkrétneho pacienta. Takéto limitné hodnoty vo všeobecnosti umožňujú ošetrovateľovi reagovať iba v prípade, ak bol daný intrakraniálny tlak prekročený (Le Roux, 2016⁹).

Pre podrobnejšie vysvetlenie je v nasledujúcom príklade porovnanie dvoch pacientov, ktorých intrakraniálny tlak je v čase merania vyšší ako fyziologický, t. j. zdravý, rozsah: Pacient A má vysokú compliance (Le Roux, 2016¹⁰), t. j. malé zmeny v intrakraniálnych stavoch nespôsobujú významnú zmenu v ICP. Hodnoty zvýšeného tlaku môžu byť týmto pacientom dobre tolerované. Na druhej strane pacient B vykazuje zníženú compliance. Malé patologické zväčšenie objemu vedie u tohto pacienta k významne zvýšenému ICP a kritickým reakciám. S nárastom ICP sa musí s obidvoma pacientmi zaobchádzať rozdielne, zameranie sa na limit ICP nie je v týchto prípadoch dostatočné. Pri liečbe každého pacienta a pri zvažovaní rôznych možností liečby je potrebné zohľadniť ďalšie parametre, ako napríklad compliance (poddajnosť). Ako je však možné tieto parametre určiť?

Pokroky v oblasti technológie merania a spracovania dát teraz umožňujú vyhodnotiť väčšie súbory dát v reálnom čase (napr. počas merania). To poskytuje ošetrovateľovi nové

informácie, ktoré by v minulosti bez podpory technológie neboli dostupné. Výsledkom je, že analýza času ICP kriviek čoraz viac v oblasti senzorov intrakraniálneho tlaku prevláda. Je možné preukázať, že dynamika ICP, jeho priebeh a výsledné parametre poskytujú užitočné informácie, ktoré zvyšujú kvalitu liečby pacienta a proaktívne pôsobia proti kritickým trendom (Le Roux, 2016¹¹) (Czosnyka, Smielewski, 2007¹²).

Compliance

Nižšie je uvedené podrobné vysvetlenie pojmu compliance použitého vyššie. Aby sme poskytli jasnejší popis, compliance odráža niečo ako „mäkkosť“ alebo „pružnosť“ celého obsahu lebečnej a miechovej dutiny. Nie je to typické len pre mozog, ale ovplyvňuje to aj celý centrálny nervový systém (CNS), teda lebečnú a miechovú dutinu. Táto elasticita je typom „pseudo-elasticity“ v dôsledku skutočnosti, že prvky obsiahnuté v lebečnej/ miechovej dutine, ako je krv a CSF, sú zo svojej podstaty nestlačiteľné alebo inými slovami rigidné.

Compliance vzniká v dôsledku toho, že pri každom novom „objeme“, napr. nahromadení prebytočného CSF (hydrocefalus), krvácaní (hematóm) alebo výrastku (rakovina, cysty alebo opuch), je venálna krv v podstate vytlačená z tuhého priestoru a vytlačená von do tela.

Ak je teda compliance normálna, takéto masy spôsobia na začiatku iba mierne zvýšenie intrakraniálneho tlaku, a preto sa často spájajú s takzvanou „rezervná kapacita tlaku“. Ak je masa príliš veľká, táto rezervná kapacita sa rýchlo vyčerpá a ICP sa prudko zvyšuje. Príliš veľké masy však nie sú jediným dôvodom zníženej compliance. Môže to byť spôsobené tiež patologickým tvrdnutím tkanív a krvných ciev, najmä žil (skleróza). Meranie compliance má „diagnostickú hodnotu“, pretože umožňuje zistiť niektoré informácie týkajúce sa rozsahu masy a stavu tkaniva a krvných ciev.

Presná lekárska definícia súladu vo forme pomeru tlaku k objemu ($C = dV / dP$) je uvedená v nasledujúcej objemovej krivke ICP (obr. 4).

To znamená, že zhoda zodpovedá inverznému zvýšeniu v konkrétnom bode objemovej krivky ICP pacienta.

Aj keď v kostnom miechovom kanáli je obsiahnuté iba malé percento z celkového mozgovomiechového moku, znamená to, že obsahuje väčšie množstvo venálnej krvi. Durálny vak, ktorý obsahuje spinálny CSF, je pružný a výrazne sa rozširuje vtedy, keď človek stojí, v dôsledku toho, že CSF klesá z lebky. Miechový kanál pravdepodobne predstavuje viac ako 50% celkovej compliance.

Krivky intrakraniálneho tlaku – nárazová skúška

Tvar ICP vlny môže mať tri hlavné komponenty (Czosnyka, Smielewski, 2007¹³):

1. Tvar pulznej vlny súvisiaci s tlakom srdca (typická srdcová frekvencia 50 – 180 tepov za minútu)
2. Tvar respiračnej vlny súvisiaci s dýchaním (typická frekvencia dýchania 8 – 20 cyklov/minúta)
3. Tvar pomalej vazogénnej vlny, to znamená z krvných ciev napríklad takzvané Lundbergove vlny A a B možno pozorovať v tlakovom signáli (zvyčajne 0,3 – 3 cykly za minútu) (Czosnyka, Smielewski, 2007¹⁴)

Krivka ICP v priebehu času vytvorí nasledujúci vzorový obrázok (upravený podľa Czosnyka, Smielewski, 2007¹⁵) (obr. 5).

Tvar pulznej vlny

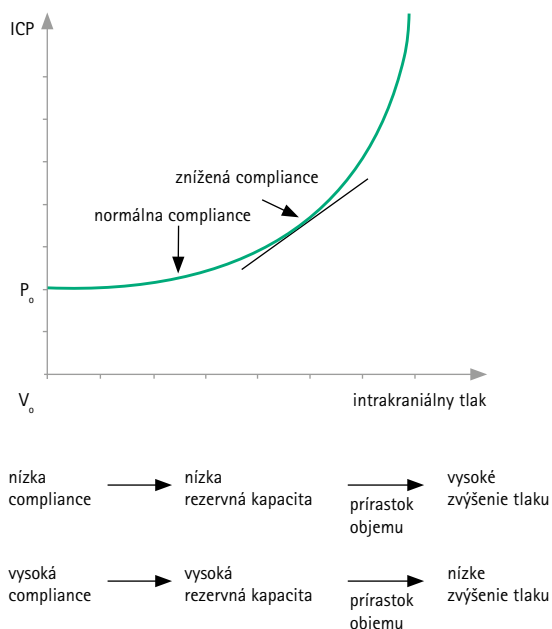
Tvar pulznej vlny je spôsobený pulzovaním krvi v dôsledku kontrakcií srdca a šíri sa krvnými cievami do lebky. Výsledné zmeny pulzného objemu vedú k tlakovým pulzom v lebečnej dutine. To spôsobuje pravidelné vrcholy tlaku v ICP, pričom čas medzi maximami je určený srdcovou frekvenciou.

Diagnostická hodnota pulzných amplitúd

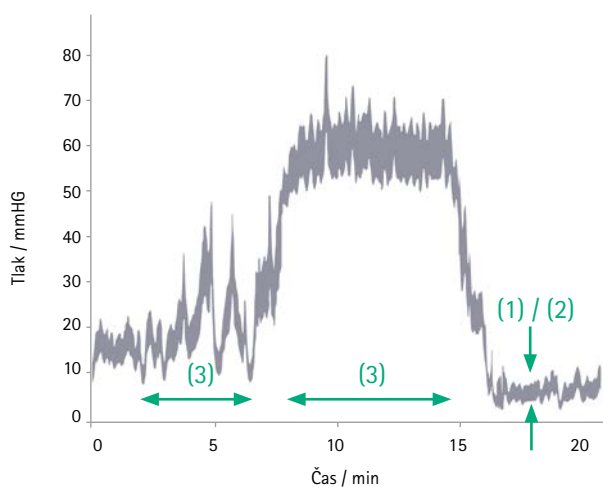
Takzvané pulzné amplitúdy (AMP) sa v diagnostike stanovujú ako kvantitatívne meranie intenzity tlakových pulzov. Vzťahujú sa na tlakový rozdiel medzi maximom a dvoma susednými minimami každého pulzu. Pulzné amplitúdy sa v odbornej literatúre označujú aj ako *stredná ICP vlnová amplitúda (MWA)*.

Pulzné amplitúdy (AMP) závisia od fyziologických a patologických stavov v lebečnej a miechovej dutine. Korelácie je možné opísať pomocou ICP objemovej krivky.

V prípade vysokej compliance (na ľavej strane krivky s miernym zvýšením ICP objemovej krivky) vedú zmeny pulzného objemu k zanedbateľným tlakovým pulzom, príslušné pulzné amplitúdy sú malé. Ak sa zníži compliance (napr. u pacientov s nádormi), možno pozorovať veľké pulzné amplitúdy. Compliance preto odráža niečo ako „rezervnú kapacitu“ mozgu a poskytuje informácie o tom, do akej miery môže pridanie intrakraniálnych objemov spôsobiť okamžité výrazné zvýšenie ICP alebo či vytesnenie krvi a CSF z lebečnej dutiny môže tieto účinky

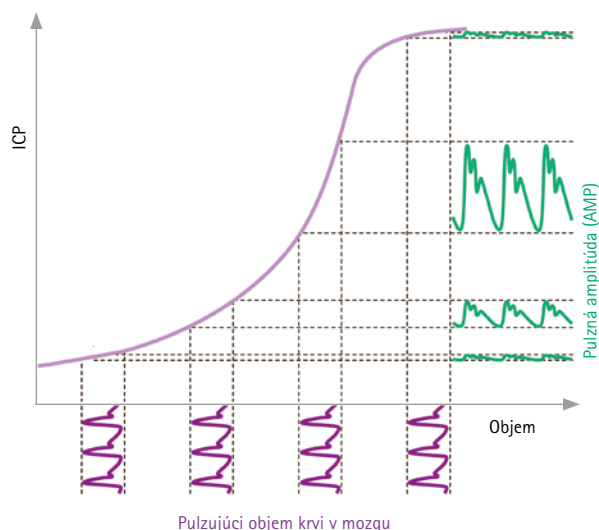


Obr. 4
Compliance



Obr. 5
Krivky intrakraniálneho tlaku. Tvary pulznej (1) a respiračnej (2) vlny vykazujú významne menšie zmeny tlaku v porovnaní s vazogénnymi (3) Lundberg A a B vlnami.

Interpretácia kriviek intrakraniálneho tlaku



Obr. 6
Diagnostická hodnota pulzných amplitúd

kompensovať. Ak sú hodnoty ICP veľmi vysoké, krivka sa vyrovná. Obrázok podľa (Czosnyka, Pickard, 2004¹⁶) (obr. 6).

Táto korelácia umožňuje získať informácie o compliance kvantifikáciou pulzných amplitúd. Je známe, že napríklad amplitúdy väčšie ako 4 mmHG môžu naznačovať patologické zmeny so zníženou compliance (Eide, 2016¹⁸).

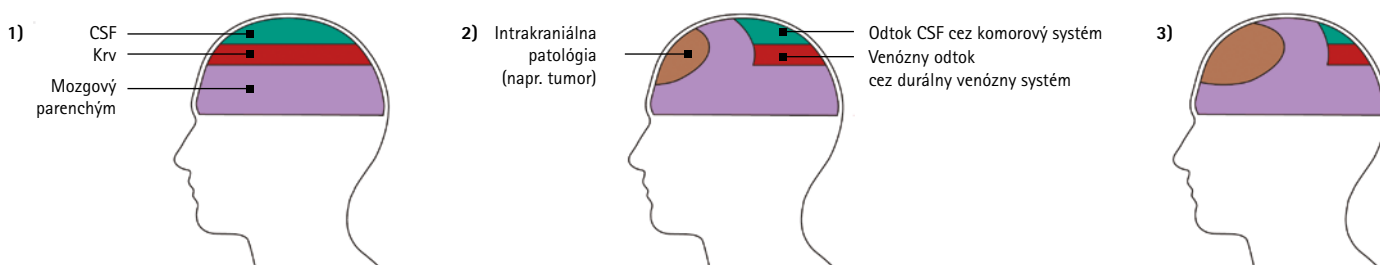
Pulzné amplitúdy je možné merať priamo z ICP krivky. Odčítané hodnoty závisia od možných účinkov odchýlky tlakových senzorov.

Aby bolo možné určiť pulzné amplitúdy, musí mať merací systém dostatočne vysokú vzorkovaciu frekvenciu, aby bolo možné tieto hodnoty presne určiť. Vyžaduje sa tiež dobrý softvér, ktorý dokáže objektívne a automaticky analyzovať ICP krivky (Pennacchiotti, 2020¹⁹).

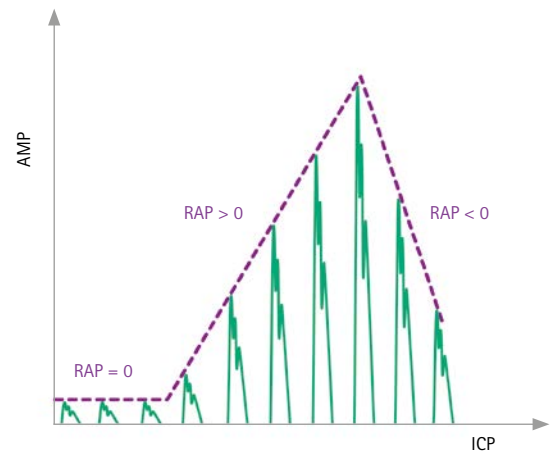
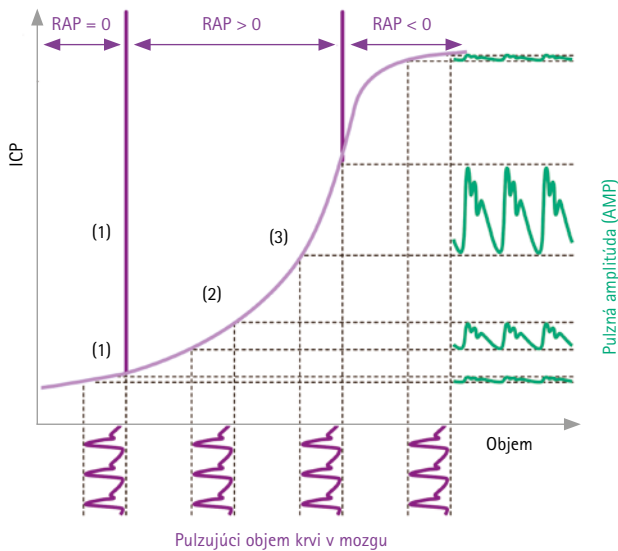
Diagnostická hodnota korelačného koeficientu RAP – alebo zjednodušene:

Podrobná analýza objemovej krivky ICP ukazuje zreteľný exponenciálny nárast. Keď intrakraniálny tlak dosiahne určitú úroveň, pozoruje sa v krivke bod zvratu, kde sa graf sploštuje, keď sa zvyšuje ICP. Amplitúdy pulzu teda stúpajú, keď sa ICP zvyšuje až do bodu zvratu, keď opäť klesnú. Preto je možné od bodu zvratu pozorovať malé pulzné amplitúdy vľavo (vysoká compliance s nízkym ICP) aj vpravo (nízka compliance s vysokým ICP). Keď sa to posudzuje spoločne, ICP a pulzné amplitúdy preto jasne nepopisujú tú časť objemovej krivky ICP, v ktorej je intrakraniálny stav pacienta.

V záujme jasného vyhlásenia o súlade a kompenzačnej rezervy pre každého pacienta bol okrem vyššie uvedených parametrov zavedený ďalší parameter – index RAP. Index RAP popisuje štatistickú koreláciu medzi priemerom ICP a AMP. R v pojme RAP znamená korelačný koeficient, A je skratka pre amplitúdu a P je stredný tlak. Hodnota indexu RAP môže byť od -1 do +1 (Czosnyka, Smielewski, Timofeev, 2007²⁰).



Obr. 7
Obrázok podľa (TeachMeSurgery, 2020¹⁷)



Obr. 8
Diagnostická hodnota korelačného koeficientu RAP

Ako sa vo všeobecnosti dá vysvetliť korelačný koeficient? Vo všeobecnosti korelačný koeficient popisuje závislosť premennej A od premennej B:

Príklad 1: Hodnoty premennej A sa zvyšujú, zatiaľ čo hodnoty premennej B sa zvyšujú lineárne. V tomto prípade je korelačný koeficient oboch premenných +1, čo sa označuje ako pozitívny lineárny vzťah.

Príklad 2: Hodnoty premennej A sa zvyšujú, zatiaľ čo hodnoty premennej B sa znižujú lineárne. Korelačný koeficient má hodnotu -1, v tomto prípade existuje negatívny lineárny vzťah medzi týmito dvoma premennými.

Korelačný koeficient 0 neznamená žiadnu koreláciu, t. J. Zmeny premennej A nevedú k zmenám premennej B. Hodnoty medzi 0 a 1 alebo 0 a -1 naznačujú koreláciu medzi oboma premennými, ktorá nie je úplne lineárna (Ratner, 2009²¹).

Ak sa to aplikuje na index RAP, je možné urobiť nasledujúce tvrdenia: Ak sú hodnoty intrakraniálneho tlaku malé, malé zmeny objemu v ľavej časti krivky ICP objemu nespôsobia zvýšenie pulzných amplitúd. Keďže medzi týmito dvoma hodnotami nie je žiadna korelácia, index RAP je 0 (obr. 8).

Keď sú hodnoty intrakraniálneho tlaku vyššie, index RAP získa hodnotu >0 okolo prudkého nárastu objemovej krivky ICP, čo znamená, že zvýšenie ICP vedie k zvýšeniu pulzných amplitúd. Kompenzačná rezerva je v tomto rozmedzí nízka, takže malé zmeny objemu vedú k prudkému zvýšeniu ICP. Ak sa ICP ďalej zvyšuje, pulzná amplitúda opäť klesá od bodu zvratu objemovej krivky ICP. Tu je index RAP <0. V bode zvratu preto index RAP

mení znamienko. Toto identifikuje kritické rozmedzie, od ktorého môžu zvýšené hodnoty ICP viesť k ischemii, nevratnému poškodeniu mozgu a herniácii (Jin, Choi, Kim, 2019²²). Keď sú hodnoty tlaku veľmi vysoké, pulzácie už nie sú v tlakovom signáli pozorované, index RAP má opäť hodnotu 0.

Z praktického hľadiska je index RAP relevantný napr. v neurointenzívnej medicíne. U väčšiny pacientov, ktorí sú hospitalizovaní s traumatickým poranením mozgu, sa v priebehu prvých hodín pozoruje dobrá kompenzačná rezerva (RAP je 0), ktorá sa však zhoršuje pri výskyte mozgového edému. Index RAP potom zhodne zobrazuje hodnoty blízke +1 (Czosnyka, Smielewski, Timofeev a kol., 2007²³).

Na jednej strane môže byť zníženie alebo zvýšenie indexu RAP spôsobené zmenou polohy kraniospinálneho systému pacienta na ICP objemovej krivke. Na druhej strane aj môžu patologické účinky viesť k zmene tvaru tejto krivky v priebehu času a k výpočtu iného RAP indexu.

Stručne povedané, je možné konštatovať, že index RAP sa ukázal ako spoľahlivé opatrenie pre kompenzačnú rezervu (Czosnyka, Steiner, Balestreri a kol., 2005²⁴) a compliance (Varsos, Kasprovicz, Smielewski, Czosnyka, 2014²⁵).

Na stanovenie indexu RAP musí mať systém na meranie tlaku nízku odchýlku a vysokú presnosť, ako aj vhodnú vzorkovaciu rýchlosť tlakového signálu, aby bolo možné vypočítať RAP na základe vypočítanej strednej amplitúdy ICP a pulzných amplitúd.

Interpretácia kriviek intrakraniálneho tlaku

Diagnostická hodnota jemnej štruktúry tlakových pulzov

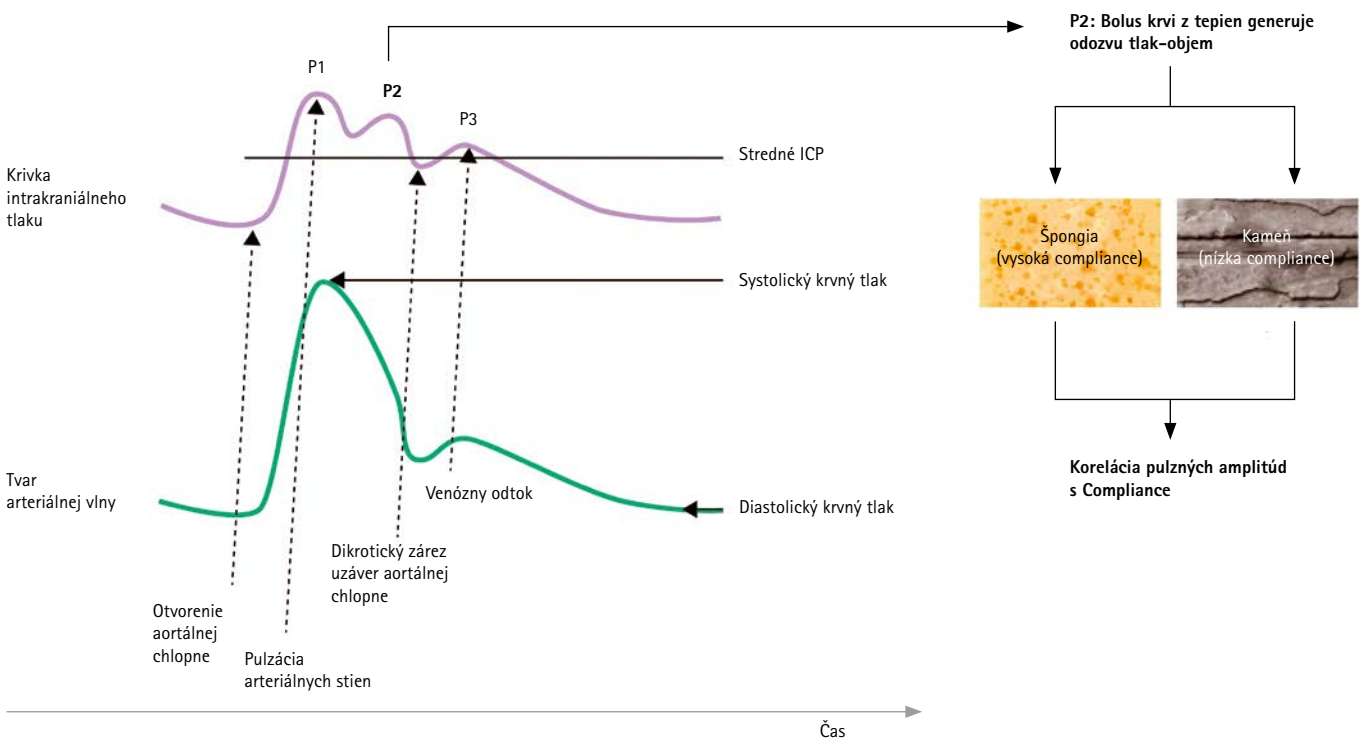
Podrobná analýza krivky pulzujúcej vlny v priebehu času odhalí charakteristickú jemnú štruktúru. Ukazuje, že každý tlakový pulz pozostáva z najmenej troch jednotlivých pulzov. Tieto sú identifikované na časovej osi zľava doprava pomocou P1, P2 a P3. Odkiaľ pochádzajú a dajú sa použiť na diagnostiku?

Vlna P1, tiež označovaná ako „nárazová vlna“, je výsledkom arteriálneho pulzu, ktorý sa šíri do lebečnej dutiny. P1 je výsledkom priameho rozšírenia arteriálnych stien v dôsledku pulzu (tzv. Windkessel efekt), ktorý sa prenáša do CSF a ďalších intrakraniálnych zložiek, a preto je možné ho identifikovať v tlakovom signáli (Czosnyka, Czosnyka, 2020²⁶).

Porovnaním časových kriviek arteriálneho krvného tlaku a ICP možno identifikovať ďalšie zložky v signáli intrakraniálneho tlaku. P3, tiež označovaný ako „dikrotická vlna“, pravdepodobne pochádza zo žíl (obr. 9).

Pre P2 však nebolo možné nájsť žiadne priame spojenie s časťou krivky arteriálneho tlaku. Vyšetrenia ukazujú, že P2 môže súvisieť s pulzačným objemom arteriálnej intrakraniálnej krvi (Czosnyka, Czosnyka, 2020²⁹). Tieto pulzatívne zväčšenia objemu spôsobujú zmeny pulzačného tlaku v lebke ako odozvu (pozri kapitolu „Diagnostická hodnota pulzných amplitúd“). Amplitúda P2 preto závisí od elastických vlastností lebečnej dutiny a teda od compliance (obr. 10).

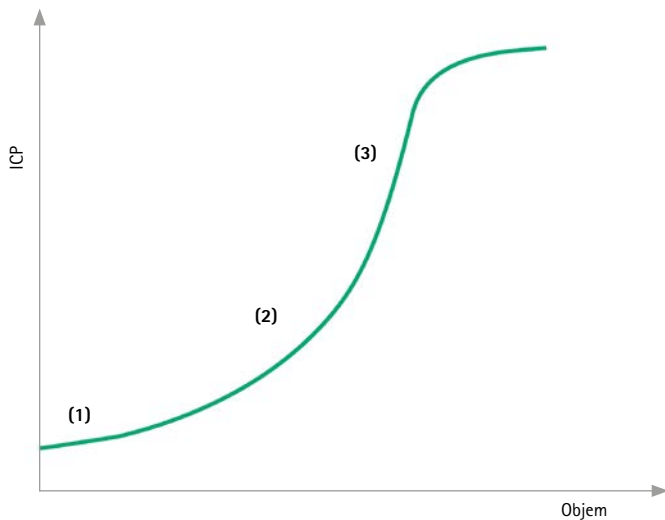
Ak je compliance vysoká, arteriálny pulz bude tlmený lebečnou dutinou, intenzita pulzu je $P1 > P2 > P3$ (pozri bod (1) v krivke). Pri vysokej compliance lebečná dutina funguje ako špongia, ktorá absorbuje pulzy. Ak je intrakraniálna compliance znížená, intrakraniálne zložky spôsobujú silnejší prenos pulzu, čo vedie k zvýšeniu intenzity P2 tak, že sa intenzity posúvajú: $P1 < P2 > P3$ (pozri body (2) a (3) v krivke). V tomto prípade pôsobia elastické vlastnosti lebečnej dutiny ako kameň s nízkou compliance. Jemná štruktúra jednotlivých tlakových pulzov preto závisí od compliance.



Obr. 9

Diagnostická hodnota jemnej štruktúry tlakových pulzov

Obrázok podľa (March, Hickey, 2016²⁷) a (Czosnyka, Czosnyka, 2020²⁹)

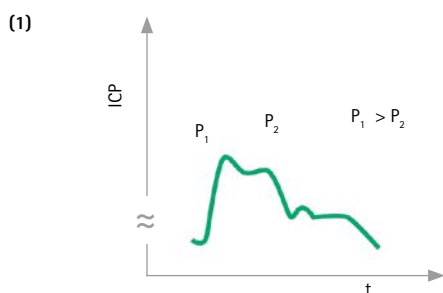
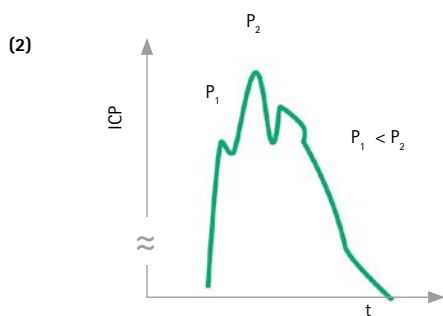
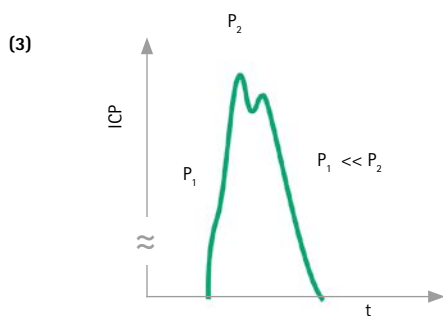


Stručne povedané, jemná štruktúra jednotlivých tlakových pulzov obsahuje okrem pulzných amplitúd AMP aj diagnostické informácie o compliance.

Aby bolo možné určiť jemnú štruktúru, musí mať použitý systém na meranie tlaku dostatočne vysokú vzorkovaciu frekvenciu, aby bolo možné určiť intenzitu troch zložiek v jednotlivých tlakových pulzoch.

Tvar respiračnej vlny

Okrem tvaru pulzovej vlny je možné na ICP krivke pozorovať aj morfológiu, ktorá pochádza z dýchania. Je to spôsobené nasledujúcimi účinkami: Počas inhalácie klesá vnútrohrudný tlak, čo spôsobí zníženie mozgového venózneho tlaku. Zvyšuje sa odtok krvi a klesá ICP. Opačný účinok pri výdychu spôsobuje sínusoidný vzor v ICP krivke v súlade s dychovou frekvenciou. Zvýšenie vnútrohrudného tlaku, a teda zvýšenie ICP, je možné pozorovať aj počas Valsalvovho manévru (napr. pri vyprázdňovaní) a pri kašli, kýchaní a zvracaní (Peate, Wild, Nair, 2018³¹).



Príklad z klinickej praxe

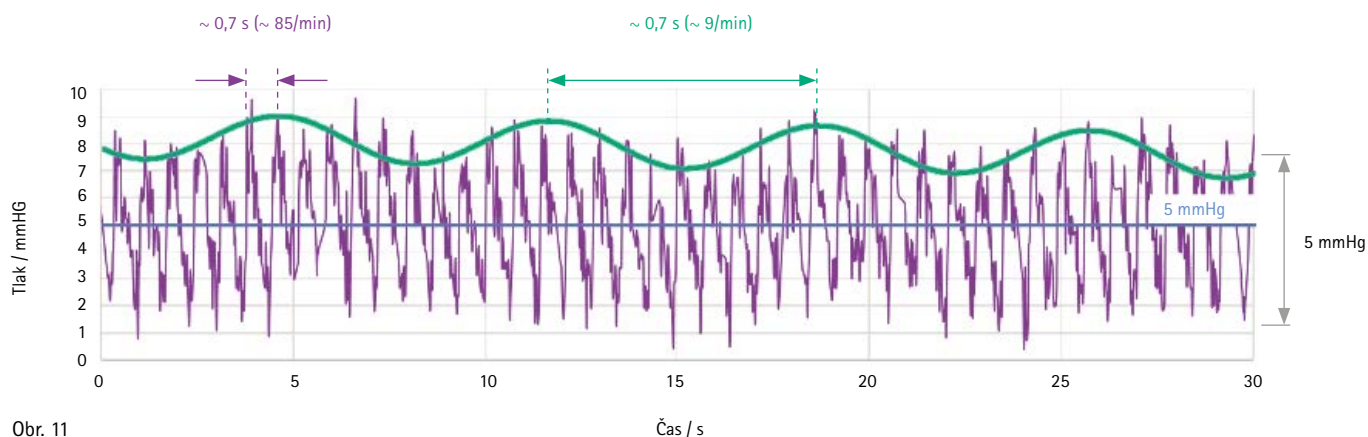
Ako je opísané vyššie, pulzatívne a dýchacie zložky sa môžu prekrývať v krivkách intrakraniálneho tlaku nasledovne (obr. 11).

Z ICP kriviek je možné v priebehu času odvodiť dôležité parametre a je možné určiť priemerný ICP (tu približne 5 mmHg). Priemer je na obrázku znázornený modrou farbou. Vrcholy pulzatívnej zložky vykazujú medzeru cca. 0,7 sekundy (fialové značenie), to znamená, že súvisiaca kontrakcia srdca má frekvenciu 85/min. Pulzná amplitúda pulzatívnej zložky je v príklade vysoká pri cca. 5 mmHg, čo môže naznačovať zníženú compliance (červené označenie).

Vrcholy respiračnej zložky vykazujú medzeru cca. 7 sekúnd, to znamená, že dychová frekvencia je cca. 9 dychov/minútu (zelené označenie). Pozorované amplitúdy respiračnej zložky sú významne menšie ako amplitúdy pulzatívnej zložky v zobrazenom príklade.

Obr. 10
Obrázok podľa (Stettin, 2008³⁰)

Interpretácia kriviek intrakraniálneho tlaku



Obr. 11
Tvar respiračnej vlny

Tvar pomalých vazogénnych vln

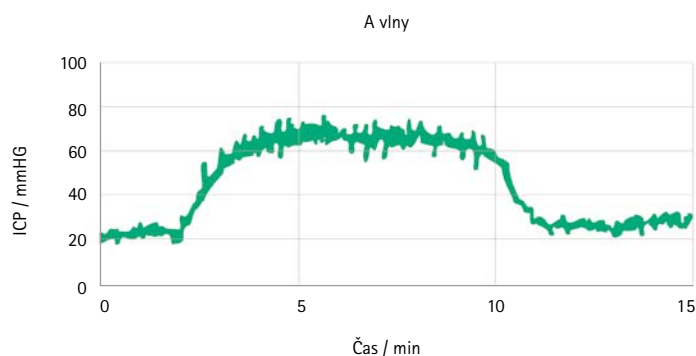
Pri meraní ICP je možné okrem vysokých frekvencií pulzujúcich a respiračných zložiek pozorovať aj pomalšie zmeny signálu ICP. Ide o morfológie vazogénneho pôvodu (z krvných ciev).

Podľa Lundberga je možné identifikovať tri tvary vln A, B a C (Lundberg, 1960³²). Najdôležitejšie charakteristiky Lundbergových A a B vln sú opísané nižšie. Vysvetlenia Lundbergových C vln budú vynechané kvôli ich nejasnej klinickej relevancii.

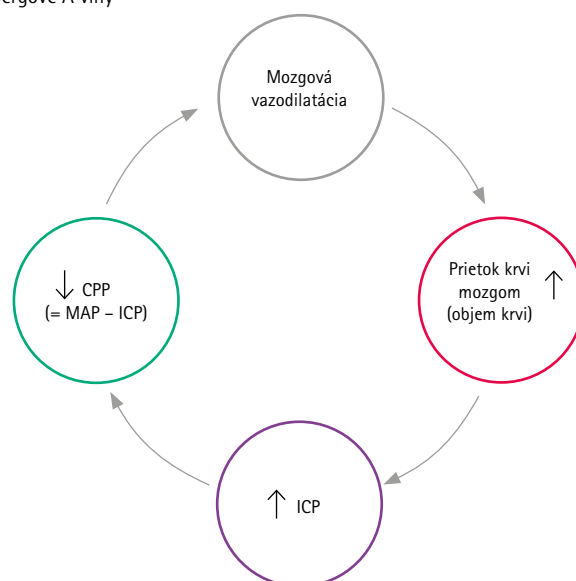
Lundbergove A vlny

Lundbergove A vlny sa tiež nazývajú plateau waves (plató vlny). Majú nasledujúci tvar: Počnúc určitým ICP sa ICP prudko zvyšuje, nasledujú plató vlny trvajúce 5 až 20 minút a dosahuje sa tlak nad 50 mmHg. Po uplynutí tejto doby hodnoty tlaku dramaticky poklesnú (obr. 12).

Lundbergove A vlny sú spôsobené nasledujúcimi účinkami: Hodnoty ICP, ktoré sú na začiatku zvyčajne vysoké, spôsobujú zníženie cerebrálneho perfúzneho tlaku (CPP). Toto je miera cirkulácie v mozgu. CPP je rozdiel medzi stredným arteriálnym tlakom (MAP) a ICP (obr. 13).



Obr. 12
Lundbergove A vlny



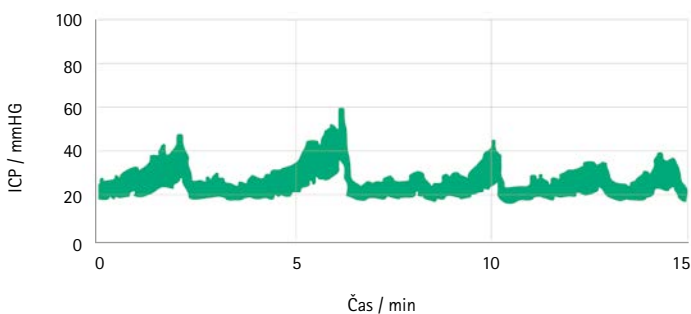
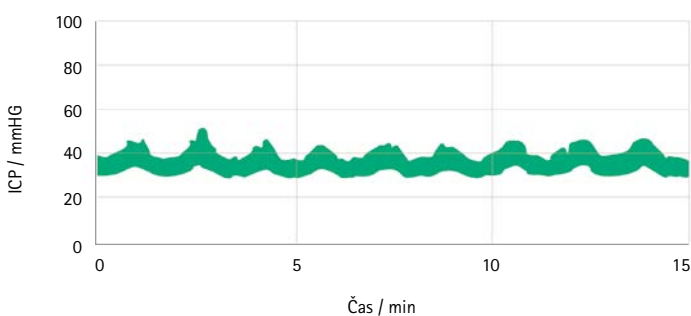
Obr. 13
Lundbergove A vlny

Ak už nie je perfúzny tlak mozgu dostatočný na pokrytie metabolických potrieb v lebečnej dutine, spôsobuje to vazodilatáciu mozgovej tepny, to znamená rozšírenie krvných ciev ako súčasť takzvanej autoregulácie. Zvyšuje to objem mozgovej krvi, čo zase spôsobuje ešte vyšší ICP. Opakovaný cyklus spôsobuje život ohrozujúce hodnoty ICP. Lundbergove A vlny sú patologické a musia byť okamžite liečené.

Lundbergove B vlny

Popis Lundbergových B vln je v odbornej literatúre veľmi nejednotný, pomocou tohto výrazu sú opísané rôzne tvary vln (Martinez-Tejada, Arum, Wilhelm, Juhler, Andresen, 2019³³). Existujú napríklad správy, že vlny Lundbergove B vlny môžu mať sínusoidný tvar alebo tvar ostrého zostupu a následného rýchleho poklesu, pričom jednotlivé vrcholy vln sa vyskytujú pri frekvencii 0,5 až 3/min (obr. 14).

Je popísané, že tieto vlny by mohli naznačovať zníženú compliance (Spiegelberg, Preuß, Kurtcuoglu, 2016³⁴). V súčasnosti však v odbornej literatúre neexistuje konsenzus o hodnote Lundbergových B vln pri diagnostike hydrocefalu a predpovedaní, či shunt môže byť pre pacienta prínosom.



Obr. 14
Lundbergove B vlny

Zdá sa, že vlny Lundbergove B v tvare ostrého zostupu a následného rýchleho poklesu súvisia so zvýšenými hodnotami p CO₂ (t. j. zvýšením koncentrácie CO₂ v arteriálnej krvi) spôsobených chrápaním a spánkovým apnoe (Spiegelberg, Preuß, Kurtcuoglu, 2016³⁵ a Román, Jackson, Fung, a kol., 2019³⁶). Na druhej strane môžu byť sínusoidné Lundbergove B vlny spojené so zmenami v arteriálnom krvnom tlaku, ktoré nesúvisia s rytmom dýchania alebo s arteriálnym CO₂ (Spiegelberg, Preuß, Kurtcuoglu 2016³⁷).

Stručne povedané, v krivke nameraných hodnôt ICP sa môžu vyskytnúť rôzne morfológie. Napríklad pulzujúce a respiračné vlny sú fyziologické, to znamená, že sa vyskytujú aj u zdravých ľudí. Naproti tomu Lundbergove A vlny jasne naznačujú patologické zmeny a musia byť okamžite liečené kvôli životne nebezpečným vysokým hodnotám ICP.

Zhrnutie

Vďaka technologickému pokroku je teraz možné z intrakraniálneho tlaku v priebehu času odvodíť širokú škálu ďalších informácií pre diagnostiku. Nie je preto prekvapením, že iba určenie stredného tlaku postupne v klinickom prostredí stráca dôležitosť. Parametre prevzaté z ICP v priebehu času, ako sú pulzné amplitúdy a index RAP, môžu pomôcť kvantifikovať tvar pulzných vln tlakových kriviek a urobiť dôležité závery o compliance a kompenzačných rezervách. Detekcia ďalších morfológií kriviek, ako sú Lundbergove A vlny, je tiež veľmi dôležitá.

Dodržiavanie technických požiadaviek na meranie intrakraniálnych tlakov je dôležitým základom pre výber vhodnej liečby pre každého pacienta z analýzy krivky.

Literatura:

- 1: Lawrence Yu, Brian J Kim, Ellis Meng; Chronically implanted pressure sensors: challenges and state of the field; *Sensors*, 2014 Oct 31;14(11):20620-44.
- 2: Jiang G., Zhou D.D. (2009) Technology Advances and Challenges in Hermetic Packaging for Implantable Medical Devices. In: Zhou D., Greenbaum E. (eds) *Implantable Neural Prostheses 2. Biological and Medical Physics, Biomedical Engineering*. Springer, New York, NY
- 3: Schuhmann et al., *Pediatr. Neurosurg.*, 2008, 44, 269-279
- 4,5,6: Holm et al., *Medical Engineering & Physics* 31 (2009) 601-606
- 7: Carrera E, Kim DJ, Castellani G, et al. What shapes pulse amplitude of intracranial pressure?. *J Neurotrauma*. 2010;27(2):317-324. doi:10.1089/neu.2009.0951
- 8,9,10,11: Le Roux P. Intracranial Pressure Monitoring and Management. In: Laskowitz D, Grant G, eds. *Translational Research in Traumatic Brain Injury*. Boca Raton (FL): CRC Press/Taylor and Francis Group; 2016.
- 12, 13,14, 15: Czosnyka M, Smielewski P, Timofeev I, et al. Intracranial pressure: more than a number. *Neurosurg Focus*. 2007;22(5):E10. Published 2007 May 15. doi:10.3171/foc.2007.22.5.11
- 16: Czosnyka M, Pickard JD. Monitoring and interpretation of intracranial pressure. *J Neurol Neurosurg Psychiatry*. 2004;75(6):813-821. doi:10.1136/jnnp.2003.033126
- 17: TeachMeSurgery, 2020: teachmesurgery.com/neurosurgery/flow-and-pressure/monro-kellie-doctrine/ sprístupnené 7. septembra 2020
- 18: Eide PK. The correlation between pulsatile intracranial pressure and indices of intracranial pressure-volume reserve capacity: results from ventricular infusion testing. *J Neurosurg*. 2016;125(6):1493-1503. doi:10.3171/2015.11.JNS151529.
- 19: Pennacchiotti, Valentina et al. "Single center experiences with telemetric intracranial pressure measurements in patients with CSF circulation disturbances." *Acta Neurochirurgica* (2020): 1 - 11.
- 20: Czosnyka M, Smielewski P, Timofeev I, et al. Intracranial pressure: more than a number. *Neurosurg Focus*. 2007;22(5):E10. Published 2007 May 15. doi:10.3171/foc.2007.22.5.11
- 21: Ratner, B. The correlation coefficient: Its values range between +1/-1, or do they?. *J Target Meas Anal Mark* 17, 139-142 (2009). doi.org/10.1057/jt.2009.5
- 22: Jin SC, Choi BS, Kim JS. The RAP Index during Intracranial Pressure Monitoring as a Clinical Guiding for Surgically Treated Aneurysmal Subarachnoid Hemorrhage: Consecutive Series of Single Surgeon. *Acute Crit Care*. 2019;34(1):71-78. doi:10.4266/acc.2019.00437
- 23: Czosnyka M, Smielewski P, Timofeev I, et al. Intracranial pressure: more than a number. *Neurosurg Focus*. 2007;22(5):E10. Published 2007 May 15. doi:10.3171/foc.2007.22.5.11
- 24: Czosnyka M, Steiner L, Balestreri M, et al. Concept of "true ICP" in monitoring and prognostication in head trauma. *Acta Neurochir Suppl*. 2005;95:341-344. doi:10.1007/3-211-32318-x_70
- 25: Varsos GV, Kasprovicz M, Smielewski P, Czosnyka M. Model-based indices describing cerebrovascular dynamics. *Neurocrit Care*. 2014;20(1):142-157. doi:10.1007/s12028-013-9868-4
- 26: Czosnyka M, Czosnyka Z. Origin of intracranial pressure pulse waveform. *Acta Neurochir (Wien)*. 2020;162(8):1815-1817. doi:10.1007/s00701-020-04424-4
- 27: nursekey.com/intracranial-hypertension-theory-and-management-of-increased-intracranial-pressure/ abgerufen am 07. September 2020
- 28, 29: Czosnyka M, Czosnyka Z. Origin of intracranial pressure pulse waveform. *Acta Neurochir (Wien)*. 2020;162(8):1815-1817. doi:10.1007/s00701-020-04424-4
- 30: d-nb.info/1001032489/34 abgerufen am 7. September 2020
- 31: Ian Peate, Karen Wild, Muralitharan Nair: *Nursing practice: knowledge and care*, edited, 2018, Wiley
- 32: Lundberg N. Continuous recording and control of ventricular fluid pressure in neurosurgical practice. *Acta Psychiatr Scand Suppl*. 1960;36(149):1-193.
- 33: Martinez-Tejada I, Arum A, Wilhelm JE, Juhler M, Andresen M. B waves: a systematic review of terminology, characteristics, and analysis methods. *Fluids Barriers CNS*. 2019;16(1):33. Published 2019 Oct 15. doi:10.1186/s12987-019-0153-6
- 34, 35: Andreas Spiegelberg, Matthias Preuß, Vartan Kurtcuoglu, B-waves revisited, *Interdisciplinary Neurosurgery*, Volume 6, 2016, Pages 13-17, doi.org/10.1016/j.inat.2016.03.004.
- 36: Román, G.C., Jackson, R.E., Fung, S.H. et al. Sleep-Disordered Breathing and Idiopathic Normal-Pressure Hydrocephalus: Recent Pathophysiological Advances. *Curr Neurol Neurosci Rep* 19, 39 (2019). doi.org/10.1007/s11910-019-0952-9
- 37: Andreas Spiegelberg, Matthias Preuß, Vartan Kurtcuoglu, B-waves revisited, *Interdisciplinary Neurosurgery*, Volume 6, 2016, Pages 13-17, doi.org/10.1016/j.inat.2016.03.004.

Ing. Erik Plachy
Product owner
Spinálne systémy a neurochirurgia
erik.plachy@bbraun.com
+421-263 838 920

Ing. Peter Ciren
Obchodný konzultant – špecialista
peter.ciren@bbraun.com
+421-263 838 920