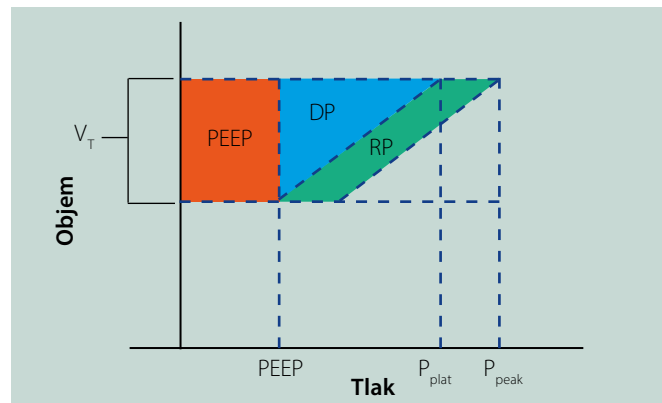


není možné, což znemožňuje její široké praktické použití. Geometrická metoda výpočtu je znázorněna na Obr. 1.

U objemově řízené ventilace je možné využít původní Gattinoniho rovnici [8] (rovnice číslo 1). Rovnice pracuje s poddajností respiračního systému, proudovými odpory v dýchacích cestách, PEEP a poměrem inspiria a expiria. Výpočet předpokládá konstantní průtok během inspiria a stabilní proudové odpory. Přesné hodnoty odečteme z obrazovky ventilátoru při zástavě dechového cyklu v inspiriu (inspiration hold maneuver). Složitost rovnice je její hlavní nevýhodou, a proto byla stejnými autory zjednodušena s použitím maximálního tlaku na konci inspiria (Ppeak) a Pplat [10] (rovnice číslo 2). Zjednodušená rovnice umožňuje podstatně snazší výpočet u lůžka pacienta se zachováním klinicky akceptovatelné přesnosti výpočtu s odchylkou 0,053 J/min a 0,4 J/min pro inspirační průtoky 30 l/min, resp. 60 l/min. Vyšší průtoky povedou k větším nepřesnostem. Obvykle jsou vyšší průtoky způsobené vyšším odporem dýchacích cest (při nárůstu Raw je daný V_t u objemově řízené ventilace dosažen vyšším průtokem a tlakem), takže vyšší ME nepůsobí na plicní parenchym (nebude se podílet na vzniku VILI). Pokud klesne plicní poddajnost, pravděpodobně se to projeví ve vzorci změnami V_t a Pplat, kdy toto zvýšení ME již bude působit na plicní parenchym a může zvyšovat riziko rozvoje VILI [14]. Ke stejné rovnici došli i Louis et al. [15]. V původní práci v rovnici není zakomponovaná konstanta pro přepočítání na J/min ($k = 0,098$), jinak jsou rovnice matematicky shodné, proto tato pro přehlednost není uvedena. Práce Louise et al. se zabývala srovnáním geometrické a zjednodušené rovnice u pacientů s ARDS. Absolutní odchylka nepřesahovala 8,3 %, což odpovídá přibližně 2 J/min. Zjednodušená rovnice tak lze použít u lůžka s uspokojivou přesností a výpočet lze provést na běžné kalkulačce. Je zapotřebí adekvátně změřit Pplat (inspirační „hold“ manévry), aby nebyla nepřesnost měření větší (resp. i PEEPtot při expiračním „hold“ manévru). Rovnice podle Giosy et al. nevyžaduje provádět tento manévry a je tak dalším klinicky užitečným způsobem stanovení ME [16] (rovnice číslo 3). Zjednodušený výpočet předpokládá resistenci 10 cm H₂O/l/s, což je běžná hodnota u pacientů na UPV, nicméně pokud se u konkrétního pacienta rezistence bude významně od tohoto čísla lišit (např. u vyšších inspiračních průtoků), bude rovnice tím méně přesná (podhodnocení ME). Pokud rezistence nepřesáhne 20 cmH₂O/l/s je chyba měření klinicky zanedbatelná (pro 20 cmH₂O/L/s přibližně 1,3 J/min). Rovnice podle Giosy et al. tak představuje jednoduchou možnost kalkulace ME u objemové ventilace s možností výpočtu přímo u lůžka pacienta bez nutnosti provádět speciální manévry a současně při zachování klinicky uspokojivé přesnosti.

Některé přístroje pro UPV umožňují výpočet „dechové práce ventilátoru“ (Work of Breathing ventilator, WOBv). Jedná se o množství energie, kterou přístroj UPV potřebuje pro ventilaci jedním litrem směsi plynu. Pokud hodnotu vynásobíme minutovou ventilací, dostáváme práci za čas, tedy podobnou veličinu jako je ME [17]. Zohledněním PEEP pak dostaneme tzv. dynamickou ME, kdy tuto rovnici popsal Aşar et al. [18] (rovnice číslo 4). Rovnice ve srovnání s původní rovnicí Gattinoniho vykazovala dobrou korelaci a přesnost ($r^2 \geq 0,98$). Další rovnice využívá středního tlaku v dýchacích cestách (Pmean; zobrazuje přístroj k UPV), (rovnice číslo 5) [19], kdy ve srovnání s Gattinoniho rovnicí rovněž vy-

Obr. 1. Geometrická metoda výpočtu ME, kde součet barevných ploch udává celkovou ME



PEEP – pozitivní end-expirační tlak, DP – driving pressure, RP – resistive pressure, Pplat – plateau tlak, Ppeak – maximální tlak, V_t – dechový objem

kazovala dobrou korelaci. Střední tlak v dýchacích cestách reflektuje změny ME, pokud se tato mění při současně stabilních hodnotách PEEP, MV a I:E. Navíc vyšší Pmean je spojena s horšími výsledky léčby i přes ventilaci nízkým V_t a jedná se o nezávislý rizikový faktor špatného výsledku léčby [20].

U tlakem řízené ventilace je nutné použít jiné možnosti výpočtu. Během nádechu je konstantní tlak v dýchacích cestách a v čase se mění průtok směsi plynů, jak se postupně vyrovnává tlakový gradient mezi dýchacími cestami a alveoly. Mění se proto v průběhu nádechu i rezistence proti průtoku směsi plynů. Van Der Meijden odvodil rovnici zohledňující PEEP, V_t i DP [21] (rovnice číslo 6). Hlavní nevýhodou rovnice je, že kalkuluje s poddajností a rezistencí systému. Dechový odpor závisí na inspiračním průtoku, který se během tlakově řízeného nádechu mění. Pro výpočet je tak nutné používat ventilační manévry (end-inspirační a end-expirační tlak) a hodnoty odvodit z předchozí objemově řízené ventilace. Objemově řízená ventilace ale ze svého principu používá konstantní průtok směsi plynů během inspiria, což není možné během tlakově řízené ventilace. Rovnice tak představuje určité zkrácení, navíc použití rovnice v klinické praxi s nutností daných manévry a přepínání mezi ventilačními režimy je méně pohodlné. Zjednodušené řešení představuje rovnice Bechera et al. [22] (rovnice číslo 7). Rovnice využívá velmi jednoduché parametry, PEEP, V_t a DP, které jsou snadno zobrazitelné na přístroji pro UPV. Výpočet je možné provést na jednoduché kalkulačce přímo u lůžka pacienta. Rovnice předpokládá přísně čtvercovou křivku závislosti tlaku na čase. Koreluje dobře s geometrickou metodou s odchylkou 0,81 J/min ($r^2 = 0,94$, $p < 0,001$) [10]. Becher rovněž odvodil složitější rovnici zohledňující rychlost nárůstu inspiračního tlaku (situace, kdy není křivka závislosti tlaku na čase čtvercová) [10] (rovnice číslo 9). Obě Becherovy rovnice dobře korelovaly s geometrickou metodou výpočtu, a proto lze v praxi rychlost nárůstu inspiračního tlaku ignorovat.

U pacientů na UPV s tlakovou podporou je měření ME značně komplikované. Všechny dosavadní způsoby měření předpokládají plně kontrolovanou UPV bez spontánní dechové aktivity pacienta. Jedná se o pacienty sedované případně se svalovou relaxací. Problémem tlakové podpory z pohledu měření ME je fakt, že dechový objem je dosažen nejen tlakem generovaným přístrojem pro UPV (tlaková podpora), ale