

Ryszard Kłos

Akademia Marynarki Wojennej, Gdynia

PROJEKTOWANIE DEKOMPRESJI DLA NURKOWAŃ MCM/EOD

DECOMPRESSION PLANNING FOR MCM/EOD DIVING

Bilans

Przyjmując model gazu doskonałego, można prowadzić rozważania w oparciu o równanie stanu gazu doskonałego Clapeyrona: $p \cdot V = n \cdot R \cdot T$, w którym p oznacza ciśnienie, V objętość, n liczbę moli, R uniwersalną stałą gazową, a T temperaturę. Jako podstawę do opracowania modelu matematycznego wentylacji przestrzeni oddechowej aparatu nurkowego można przyjąć bilans masy czynnika oddechowego i tlenu w przestrzeni oddechowej zaproponowany na *rysunku 1* (Williams S., 1975).

Pozostający w obiegu czynnik oddechowy formalnie stanowi zawsze mieszaninę oddechową, gdyż nawet przy dekompresji tlenowej nurek nie oddycha czystym tlenem¹. W obiegu zawsze pozostaje cyrkulujący azot lub hel pochodzący z czynnika oddechowego, z niewentylowanych dostatecznie miejsc w przestrzeni oddechowej aparatu oraz płukania tkanek organizmu tlenem. Ważnym jest zwrócenie na ten fakt uwagi, ponieważ ocena skuteczności płukania przestrzeni oddechowej i organizmu tlenem jest kluczowa dla prawidłowego projektowania bezpiecznej dekompresji.

¹ Formalnie zachodzi dekompresja Nx ze względu na zawartość azotu pochodzącą z płukania ustroju i szczątkową po przeprowadzeniu płukania przestrzeni oddechowej, zawartość helu z Tx w warunkach działania aparatu CRABE jest do pominięcia.

Podczas wdechu pobierana jest część mieszaniny oddechowej V_{wd} . Elementarna objętość wdechu dV_{wd} będzie iloczynem elementarnej zmiany wysokości worków dh pomnożonej przez pole powierzchni podstawy worka dużego A



Rysunek 1. Bilans molowy gazów w przestrzeni oddechowej aparatu nurkowego

gdzie:

$\dot{V}_{od}$ – wentylacja płuc [$\text{dm}^3 \cdot \text{min}^{-1}$],

$\dot{Q}_0$ – strumień zużywanego tlenu [$\text{dm}^3 \cdot \text{min}^{-1}$],

x_w – ułamek molowy tlenu w świeżym czynniku oddechowym [$\text{mol} \cdot \text{mol}^{-1}$],

x – ułamek molowy tlenu we wdychanym czynniku oddechowym [$\text{mol} \cdot \text{mol}^{-1}$],

x_0 – ułamek molowy tlenu w przestrzeni oddechowej przed uruchomieniem aparatu nurkowego [$\text{mol} \cdot \text{mol}^{-1}$],

p – ciśnienie na głębokości nurkowania [Pa],

p_0 – ciśnienie normalne [Pa],

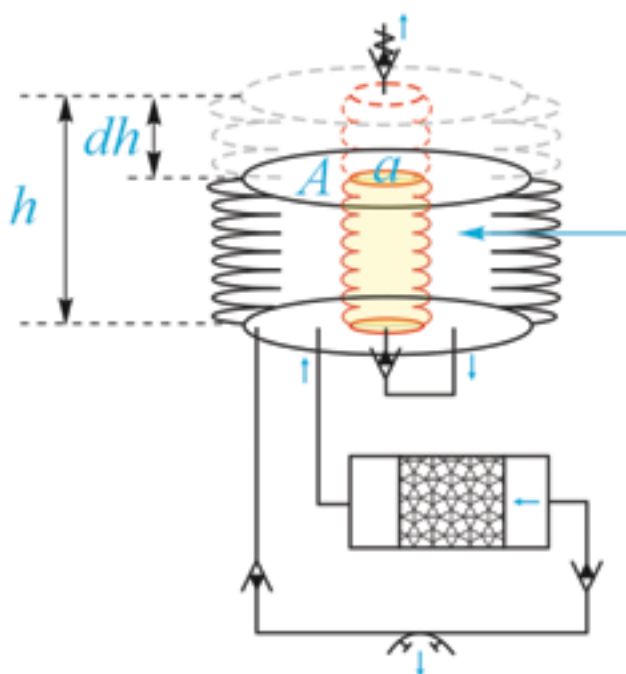
R – uniwersalna stała gazowa [$\text{J} \cdot \text{K}^{-1} \cdot \text{mol}^{-1}$],

T – temperatura bezwzględna [K],

U – objętość worka dużego [m^3],

u – objętość worka małego [m^3],

r – stosunek objętości wentylowanych dla małego i dużego worka $r = \frac{u}{U-u}$ [$\text{m}^3 \cdot \text{m}^{-3}$].



Rysunek 2. Schemat działania układu worka w worku przy wdechu

gdzie:

dh – elementarna zmiana wysokości worków [m],

h – standardowa wysokość worków [m],

A – pole powierzchni podstawy worka dużego [m²],

a – pole powierzchni podstawy worka małego [m²] pomniejszonego o pole powierzchni podstawy worka małego a : $dV_{wd} = dh \cdot (A - a)$

W tym czasie elementarny spadek wysokości worków dh spowoduje upuszczenie objętości dV_u zawartości worka małego do wody, równej iloczynowi elementarnego spadku wysokości dh i pola powierzchni worka małego a : $dV_u = dh \cdot a$. Stosunek elementarnej objętości czynnika upuszczanego do wody V_u do elementarnej objętości wdechu dV_{wd} wyniesie: $\frac{dV_u}{dV_{wd}} = \frac{a}{A-a} = \frac{u}{U-u} \equiv r$, gdzie u reprezentuje objętość worka małego, a U objętość worka dużego.

Z powyższych rozważań wynika, że uwalniana liczba moli mieszaniny oddechowej n_1 jest powiązana z akcją oddechową V_{od} oraz stosunkiem $r = \frac{u}{U-u}$ objętości worków małego u i dużego U . Ulatniającą się przez zawór nadmiarowy worka małego liczbę moli czynnika oddechowego n_1 można oszacować, zgodnie z równaniem Clapeyrona na: $n_1 = \frac{p}{R \cdot T} \cdot V_{od} \cdot r$, gdzie p reprezentuje ciśnienie na głębokości nurkowania H .

Tlen wraz z wdychanym czynnikiem oddechowym przechodzi do płuc, a jego liczba moli $n_2 = \frac{p_0}{R \cdot T} \cdot V_0$ jest konsumowana i konwertowana na wodę i ditlenek węgla w tkankach

ustrojowych nurka. Dytlenek węgla jest następnie chemisorbowany całkowicie w pochłanianiu. Dla konsumpcji tlenu użyto odniesienia do ciśnienia normalnego p_0 , stąd $\dot{V}_0$ reprezentuje konsumpcję tlenu w warunkach normalnych. Daje to możliwość wstępnego powiązania konsumpcji tlenu $\dot{V}_0$ z pracą W_0 wydatkowaną przez nurka na powierzchni² $\dot{V}_0 = f(W_0)$. Takie przybliżenie daje możliwość wstępnego podejścia do projektowania aparatu nurkowego. Założenie to musi być jednak zweryfikowane doświadczalnie, gdyż na obciążenie pod wodą składają się dodatkowo także inne rodzaje wydatkowanej pracy, trudne do zasymulowania na powierzchni. Przykładowo, praca wydatkowana na pokonanie większych niż w powietrzu oporów związanych z powiększoną różnicą ciśnień między centroidą³ płucną a środkiem wyporu przestrzeni oddechowej w imersji⁴. Należy także wziąć pod uwagę konieczność wydatkowania dodatkowego wysiłku związanego z pokonywaniem oporów związanych z większą gęstością czynnika oddechowego ρ , powodujących także wzrost oporów przepływu Δp stawianych przez elementy przestrzeni oddechowej aparatu⁵. Innym osobniczo zmiennym efektem, trudnym do jednoznacznego ustalenia wpływu na wentylację $\dot{V}_{od}$ organizmu, a stąd i aparatu, jest zjawisko bradykardii⁶ występujące w imersji⁷ (Birch K., MacLaren D., George K., 2009).

W przestrzeni oddechowej aparatu nurkowego istnieją także zawady przestrzenne powodujące ograniczenie wentylacji niektórych przestrzeni, tzw. *p r z e s t r z e n i e m a r t w e*, których wpływ na bezpieczeństwo dekompresji należy także oszacować.

Do uzupełniania objętości w worku dużym służy system automatycznego uzupełniania czynnika oddechowego. Dodaje on taką liczbę moli n_3 świeżego premiksu, jaka ubyła z obiegu $n_3 = n_1 + n_2 = \frac{p}{R \cdot T} (\dot{V}_{od} \tau + \frac{p_0}{p} \dot{V}_0)$. Wraz z dodaną liczbą moli n_3 premiksu dodawane jest n_4 moli tlenu: $n_4 = \frac{p}{R \cdot T} (\dot{V}_{od} \tau + \frac{p_0}{p} \dot{V}_0) x_w$, gdzie x_w reprezentuje zawartość tlenu w p r e m i k s i e. Wraz z ułatniającym się czynnikiem oddechowym n_1 uwalniana jest także liczba moli tlenu n_5 , która powinna wynieść: $n_5 = \frac{p}{R \cdot T} (\dot{V}_{od} \tau + \frac{p_0}{p} \dot{V}_0) x_w - \frac{p_0}{p} \dot{V}_0$ — rysunek 1.

Zawartość stabilna

Stabilną zawartość tlenu w cyrkulującym czynniku oddechowym x_s można wyrazić poprzez liczbę moli n_4 , dozowanego tlenu minus liczbę moli n_2 , konsumowanego tlenu, podzieloną przez liczbę moli n_3 , dozowanego p r e m i k s u, pomniejszoną o liczbę moli n_2 , konsumowanego tlenu: $x_s = \frac{n_4 - n_2}{n_3 - n_2} = \frac{n_4 - n_2}{n_1}$ (Williams S., 1975): $x_s = \frac{(\dot{V}_{od} \tau + \frac{p_0}{p} \dot{V}_0) x_w - \frac{p_0}{p} \dot{V}_0}{\dot{V}_{od} \tau}$. Mnożąc licznik i mianownik przez ciśnienie można uprościć formułę do obliczania stabilnej zawartości tlenu

2 Odniesionym do zmierzonych wartości obciążenia W_0 na powierzchni.

3 Centroida rozumiana jest tutaj jako geometryczny środek z przestrzeni leżącej w geometrycznym środku jej kształtu równoważny ze środkiem wyporu.

4 Zanurzeniu.

5 Zazwyczaj przy badaniach konsumpcji tlenu w zależności od wysiłku opory przestrzeni oddechowej aparatury pomiarowej były do zaniedbania w stosunku do oporów oddechowych stawianych przez aparat nurkowy już na powierzchni.

6 Zwolniona czynność serca, rzadkoskurcze.

7 W imersji zwiększa się ciśnienie oddziałujące na kończyny oraz występuje skurcz naczyń skórnych z powodu zimna powodując wzrost powrotu żylnego powodujący wzrost objętości rzutowej krwi z serca powodując zmniejszenie akcji serca.

we wdychanym przez nurka czynniku oddechowym: $x_s = \frac{\dot{V}_{od} \cdot r \cdot p - (1 - x_w) \cdot p_0 \cdot \dot{u}_0}{\dot{V}_{od} \cdot r \cdot p}$. Po uporządkowaniu, można zapisać:

$$x_s = x_w - \frac{1 - x_w}{r} \cdot \frac{\dot{u}_0}{\dot{V}_{od}} \cdot \frac{p_0}{p} \quad (1)$$

gdzie:

x_s – stabilna zawartość tlenu we wdychanym czynniku oddechowym [$\text{mol} \cdot \text{mol}^{-1}$],

r – stosunek objętości wentylowanych małego u i dużego U worka: $r = \frac{u}{U-u}$ [$\text{m}^3 \cdot \text{m}^{-3}$],

x_w – ułamek molowy tlenu w świeżym czynniku oddechowym [$\text{mol} \cdot \text{mol}^{-1}$],

$\dot{u}_0$ – strumień zużywanego tlenu [$\text{dm}^3 \cdot \text{min}^{-1}$],

$\dot{V}_{od}$ – wentylacja płuc [$\text{dm}^3 \cdot \text{min}^{-1}$],

p_0 – ciśnienie normalne [Pa],

p – ciśnienie na głębokości nurkowania [Pa].

Stosunek $\varepsilon_k = \frac{1 - x_w}{r}$ w równaniu (1) jest współczynnikiem opisującym rozwiązanie konstrukcyjne przestrzeni oddechowej aparatu nurkowego, iloraz $\varepsilon_0 = \frac{\dot{u}_0}{\dot{V}_{od}}$ jest nazywany współczynnikiem oddechowym dla ciśnienia standardowego p_0 , a wartość $\varepsilon_p = \frac{p_0}{p}$ jest modulem ciśnieniowym. Współczynnik projektowy ε_k jest wartością niezmienną $\varepsilon_k = \text{idem}$ zarówno na powierzchni, jak i podczas nurkowania. Moduł ciśnienia jest malejącą, prostoliniową funkcją głębokości H : $\varepsilon_p = f(H)$. Dla stałej głębokości $H = \text{idem}$ moduł ciśnienia jest wartością stałą: $\varepsilon_p = \text{idem} \mid H = \text{idem}$. Zaś współczynnik oddechowy ε jest osobniczą i funkcją modułu ciśnieniowego ε_p : $\varepsilon = f(\varepsilon_p)$. Stąd równanie (1) można sprowadzić do prostszej postaci: $x_s = x_w - \varepsilon_k \cdot \varepsilon \cdot \varepsilon_p$.

Ciśnienie cząstkowe tlenu

Interesującym z punktu widzenia zastosowań do przewidywania bezpiecznej dekompresji będzie model łączący ciśnienie cząstkowe tlenu p_{O_2} w funkcji głębokości H ze współczynnikiem projektowym ε_k i oddechowym ε jako parametrami. Można go zbudować, mnożąc zawartość stabilną x_s z zależności (1) przez ciśnienie hydrostatyczne p panujące na głębokości nurkowania H :

$$p_{O_2} = x_s \cdot p = x_w \cdot p - \frac{1 - x_w}{r} \cdot \varepsilon \cdot p_0 \quad (2)$$

Zależność $p_{O_2} = f_{x_w, \varepsilon, r}(p)$ (2) jest równaniem linii prostej $y = \alpha \cdot x + \beta$ o dodatnim współczynniku kierunkowym $\alpha = x_w$. Zatem dla dziedziny liczb dodatnich $\mathbb{R}_+$ jest to funkcja rosnąca monotonicznie od wartości stałej do nieskończoności, gdyż $x_w - x_s = f(p)$ jest malejącą funkcją ciśnienia p , zawsze większą od zera: $x_w - x_s = \frac{1 - x_w}{r} \cdot \varepsilon \cdot \frac{p_0}{p} > 0$. Zmiany zawartości tlenu w premiksie x_w , współczynnika oddechowego ε oraz stosunku objętości worków r , w zakresie przewidywanych ich zmienności nie wpływają znacząco na ciśnienie cząstkowe tlenu, co można pokazać poprzez analizę wrażliwości dla funkcji $p_{O_2} = f_{x_w, \varepsilon, r}(p)$. Dla zakresu zmienności:

$$x_w = 0,40 \quad \Delta x_w = 0,02$$

$$r = 0,10 \quad \Delta r = 0,02$$

$$\varepsilon = 0,04 \quad \Delta \varepsilon = 0,01$$

Zmiana ciśnienia cząstkowego tlenu Δp_{O_2} będzie różniczką zupełną po przyjętych parametrach x_w, ε, r i ciśnieniu p pomnożonych przez ich zakresy zmienności:

$$\Delta p_{O_2} = \left| \frac{\partial p_{O_2}}{\partial \varepsilon} \right| \cdot \Delta \varepsilon + \left| \frac{\partial p_{O_2}}{\partial x_w} \right| \cdot \Delta x_w + \left| \frac{\partial p_{O_2}}{\partial r} \right| \cdot \Delta r + \left| \frac{\partial p_{O_2}}{\partial p} \right| \cdot \Delta p \cong \\ \cong 6,0 + 6,8 + 4,8 + 120 = 137,6 \text{ kPa}$$

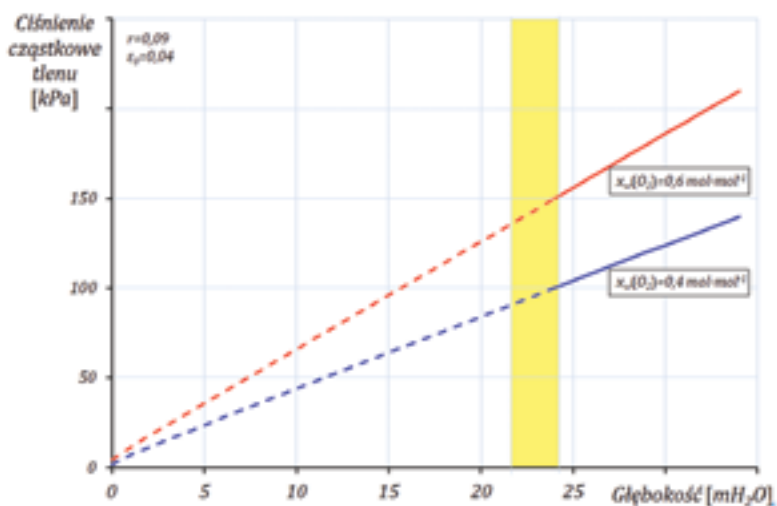
$$\left| \frac{\partial p_{O_2}}{\partial \varepsilon} \right| \cdot \Delta \varepsilon = \left| \frac{1-x_w}{r} \cdot p_0 \right| \cdot \Delta \varepsilon = \frac{1-0,4}{0,1} \cdot 100 \cdot 0,01 \cong 6,0 \text{ kPa}$$

$$\left| \frac{\partial p_{O_2}}{\partial x_w} \right| \cdot \Delta x_w = \left| p - \frac{p_0 \varepsilon}{r} \right| \cdot \Delta x_w = \left(300 + \frac{0,04 \cdot 100}{0,1} \right) \cdot 0,02 \cong 6,8 \text{ kPa}$$

$$\left| \frac{\partial p_{O_2}}{\partial r} \right| \cdot \Delta r = \left| \frac{1-x_w}{r^2} \cdot p_0 \cdot \varepsilon \right| \cdot \Delta r = \frac{1-0,4}{0,1^2} \cdot 100 \cdot 0,04 \cdot 0,02 \cong 4,8 \text{ kPa}$$

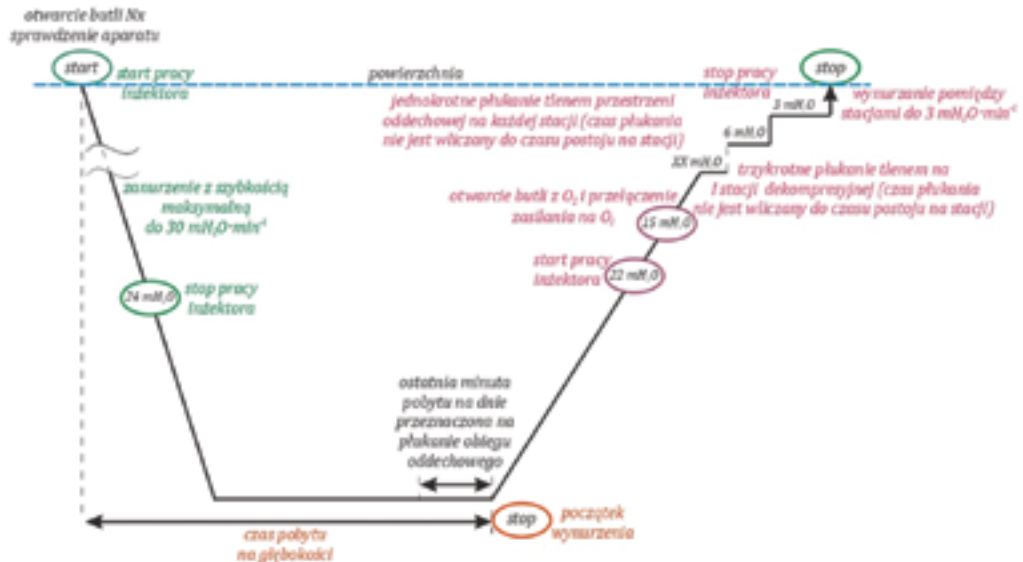
$$\left| \frac{\partial p_{O_2}}{\partial p} \right| \cdot \Delta p = |x_w| \cdot \Delta p = 0,4 \cdot 300 \cong 120 \text{ kPa}$$

Na rysunku 3 pokazano przykładową zależność ciśnienia cząstkowego tlenu $p_{O_2} = f_{x_w, \varepsilon, r}(H)$ w funkcji głębokości H ze współczynnikiem projektowym x_k , oddechowym ε_0 i stosunkiem objętości worków r , jako parametrami. Na rysunku 3 zaznaczono także zakres włączania/wyłączania wspomagania eżektorowego w zakresie głębokości $H \in [22; 24] \text{ mH}_2\text{O}$ (rysunek 4).



Rysunek 3. Przykładowy przebieg ciśnienia cząstkowego tlenu $p_{O_2} = f_{x_w, \varepsilon, r}(H)$ w funkcji głębokości H dla parametru projektowego $\varepsilon_k = \frac{1-x_w}{r}$ i oddechowego $\varepsilon_0 = \frac{u_a}{V_{od}}$; dla linii przerywanej występuje eżektorowe wspomaganie wentylacji przestrzeni oddechowej, włączane/wyłączane w zakresie zaznaczonych głębokości $H \in [22; 24] \text{ mH}_2\text{O}$

Z przeprowadzonych obliczeń widać, że ciśnienie cząstkowe tlenu p_{O_2} silnie zależy od głębokości $H=f(p)$ w przeciwieństwie do parametrów $x_{w, \epsilon, r}$, dla których nie występuje ostra zależność $p_{O_2}=f_{x_{w, \epsilon, r}}(H)$ (rysunek 3). Widać stąd, że przybliżona wartość współczynnika oddechowego $\epsilon \approx \epsilon_0$ oraz stosunku objętości worków może być wystarczająca do wstępnego projektowania aparatu nurkowego.



Rysunek 4. Profil nurkowania z naniesioną zasadą zasilania i wentylacji przestrzeni oddechowej

Parametry modelu

Wyznaczenie wartości współczynnika konstrukcyjnego ϵ_k oraz oddechowego ϵ może być możliwe przy wykorzystaniu zależności (1). Zgodnie z nią dla ciśnienia atmosferycznego p_0 zawartość stabilna tlenu $x_s(p_0)$ we wdychanym czynniku oddechowym powinna wynieść: $x_s(p_0)=1-\epsilon_k \cdot \epsilon$. Dla ciśnienia na głębokości $H>0$ zawartość stabilna stężenia tlenu x_s we wdychanym czynniku oddechowym x_s powinna wynieść: $x_s(p)=1-\epsilon_k \cdot \epsilon \cdot \epsilon_p$. Ich stosunek wyniesie: $\frac{1-x_s(p_0)}{1-x_s(p)} = \frac{\epsilon_0}{\epsilon} \cdot \frac{1}{\epsilon_p}$, co przekształcając można zapisać, jako:

$$\frac{\epsilon_0}{\epsilon} = \frac{1-x_s(p_0)}{1-x_s(p)} \cdot \epsilon_p \quad (3)$$

gdzie:

- ε_0 – iloraz oddechowy $\varepsilon_0 = \frac{\dot{V}_O}{\dot{V}_{Od}}$ dla standardowego ciśnienia atmosferycznego p_0 [$dm^3 \cdot dm^{-3}$],
 ε – iloraz oddechowy $\varepsilon = \frac{\dot{V}(p)}{\dot{V}_{Od}}$ dla ciśnienia p na głębokości H [$dm^3 \cdot dm^{-3}$],
 ε_p – moduł ciśnieniowy $\varepsilon_p = \frac{p_0}{p}$ [$Pa \cdot Pa^{-1}$],
 $x_s(p_0)$ – stabilna zawartość tlenu we wdychanym czynniku oddechowym dla ciśnienia atmosferycznego p_0 [$mol \cdot mol^{-1}$],
 x_s – stabilna zawartość tlenu we wdychanym czynniku oddechowym dla ciśnienia p na głębokości H [$mol \cdot mol^{-1}$].

Współczynnik projektowy aparatu nurkowego $\varepsilon_k = \frac{1-x_s}{p}$ może być obliczony poprzez zmierzenie⁸ stosunku objętości małego u i dużego U worka: $r = \frac{u}{U-u}$. Stąd z zależności (1) i pomiarów stabilnej zawartości tlenu na powierzchni $x_s(p_0)$ możliwe będzie oszacowanie ilorazu oddechowego dla ciśnienia atmosferycznego p_0 : $\varepsilon_0 = \frac{x_s - x_s(p_0)}{\varepsilon_k}$. Mierzac zaś stabilne zawartości tlenu x_s na głębokościach przy znanych modułach ciśnieniowych $\varepsilon_p = \frac{p_0}{p}$ można wyznaczyć iloraz oddechowy $\varepsilon(p)$ dla różnych głębokości H z zależności (3).

Konsumpcja tlenu

Podczas wzrostu obciążenia przy ciśnieniu atmosferycznym p_0 , wykonywaną pracą W_0 występuje zwiększone zużycie tlenu $\dot{V}_O$ i zwiększona produkcja ditlenku węgla $\dot{V}_{O(CO_2)}$ w komórkach mięśniowych, lecz prężność tych gazów we krwi tętniczej ulega niewielkim zmianom dzięki zwiększeniu objętości rzutowej serca i zwiększeniu przepływu krwi. W momencie rozpoczęcia wysiłku dochodzi do szybkiego wzrostu wentylacji płuc $\dot{V}_{Od}$ w ciągu $T \in [1;2]s$, później wzrost ten jest stopniowo wolniejszy, zaś przy stałym obciążeniu po $T \in [1;3]min$ następuje stabilizacja. Przy zaprzestaniu wysiłku mechanizm jest podobny, początkowo wentylacja $\dot{V}_{Od}$ spada gwałtownie, następnie wolniej aż do stabilizacji (Jegier A., Nazar K., Dziak A., 2005).

Wraz z akcją oddechową $\dot{V}_{Od}$ rośnie konsumpcja tlenu $\dot{V}_O$. Stały poziom zużycia tlenu dla małego i średniego obciążenia pracą⁹ na powierzchni osiągany jest w ciągu $T \in [2;3] min$. Jednak przy większych obciążeniach rośnie powoli poza tę granicę czasową (Wasserman K., 1982). Często przyjmuje się, że stan względnie stabilny osiągany jest po $T \approx 7min$ wysiłku (Åstrand P.-O. and Rodahl K., 1977).

Do obliczeń konsumpcji granicznej¹⁰ stosuje się inne przybliżenie (Birch K., MacLaren D., George K., 2009):

⁸ Przykładowo poprzez zalanie wodą.

⁹ Maksymalnie 100–125 W.

¹⁰ Tzw. pułapu tlenowego.

$$\dot{V}_{O_2}^{max} \cong \frac{a_4 \cdot P}{m} + a_5 \quad (4)$$

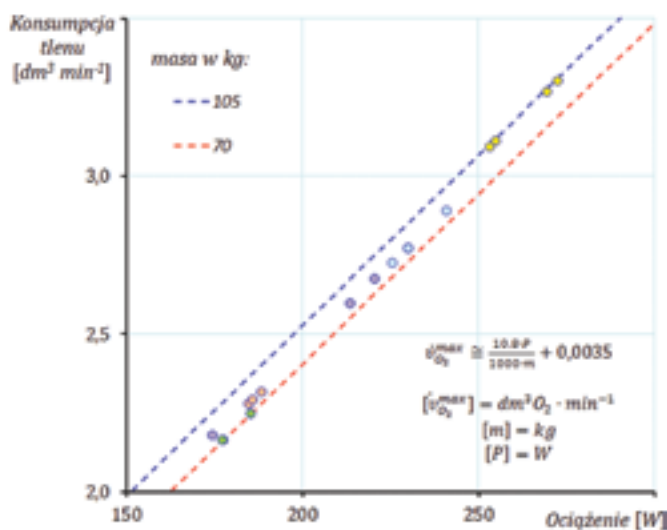
gdzie:

$\dot{V}_O^{max}$ – maksymalne zużycie tlenu *STPD* [$cm^3 \cdot kg^{-1} \cdot min^{-1}$],

a_4 – stałe o przybliżonej wartości: $a_4 \cong 10,8 [cm^3 \cdot min^{-1} \cdot kg^{-1} \cdot W^{-1}]$,

$a_5 \cong 3,5 cm^3 \cdot min^{-1}$

Formuła (4) została sprawdzona poprzez przeprowadzenie badań własnych przy wykorzystaniu testu wydolnościowego *PWC₁₇₀*. Wszystkie otrzymane wyniki badań zdają się potwierdzać z dobrą wiarygodnością adekwatność formuły (4). Na *rysunku 5* przedstawiono niektóre wyniki przeprowadzonych testów celem zobrazowania rezultatów badań walidacyjnych.



Rysunek 5. Wybrane wyniki testu *PWC₁₇₀*

Zgodnie z założeniami do systemu dekompresji nurkowie eksperymentalni nie wykonywali ekstremalnie ciężkiej pracy, stąd formuła (4) nie może być zastosowana przy badaniach modelu wentylacji aparatu.

Konsumpcja tlenu $\dot{V}_O$ podczas określonego wysiłku wydatkowanego na cykloergometrze jest w przybliżeniu stała dla całej populacji ludzi bez względu na wytrenowanie, wiek czy płeć i zależy ona jedynie od masy ciała oraz obciążenia. Dla obciążenia pracą na powierzchni W_0 , w zakresie od małego do średniego, można Konsumpcję tlenu $\dot{V}_O$ przybliżyć formułą (Wasserman K., 1982):

$$\dot{V}_O \cong a_1 \cdot m + a_2 \cdot P + a_3 \quad (5)$$

gdzie:

$\dot{V}_O$ – strumień zużywanego tlenu w warunkach standardowych w przeliczeniu na suchy gaz *STPD*¹¹ [$dm^3 \cdot min^{-1}$],

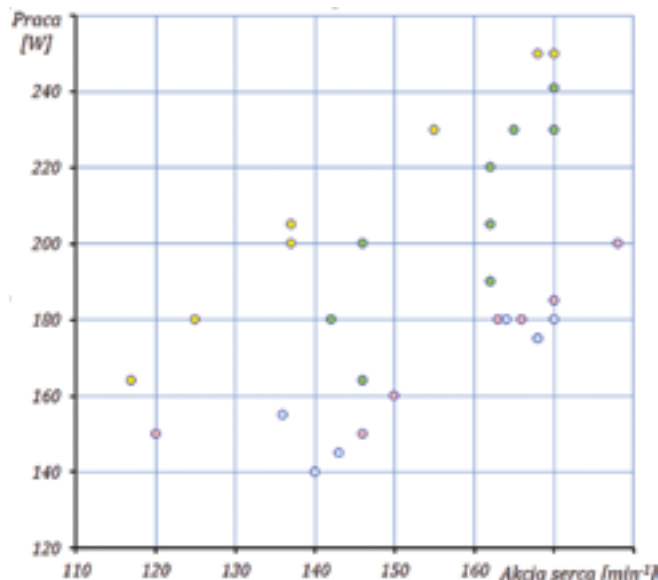
m – masa ciała [kg],

P – obciążenie pracą [],

¹¹ STPD – standard temperature, pressure, dry.

a — stałe o przybliżonej wartości: $a_1 \cong 5,8 \cdot 10^{-3} \text{ dm}^3 \cdot \text{min}^{-1} \cdot \text{kg}^{-1}$,
 $a_2 \cong 10,1 \cdot 10^{-3} \text{ dm}^3 \cdot \text{min}^{-1}$, $a_3 = 1,51 \cdot 10^{-1} \text{ dm}^3 \cdot \text{min}^{-1}$

Należy domniemywać, że powinna istnieć dobrze sprecyzowana zależność pomiędzy obciążeniem pracą na powierzchni W_0 i akcją serca HR , a co za tym idzie także konsumpcją tlenu $\dot{V}_O$, którą można byłoby wyznaczyć dla poszczególnych nurków¹² (Åstrand P.-O. and Rodahl K., 1977). Wyniki badań własnych przy wykorzystaniu testu PWC_{170} sugerują istnienie takich zależności — rysunek 6. Rozrzut punktów spowodowany jest samą metodą badania,



Rysunek 6. Zależność konsumpcji tlenu $\dot{V}_O$ podczas wydatkowania pracy P na cykloergometrze w funkcji akcji serca HR dla wybranych nurków na podstawie wybranych wyników przeprowadzonych testów wysiłkowych PWC_{170}

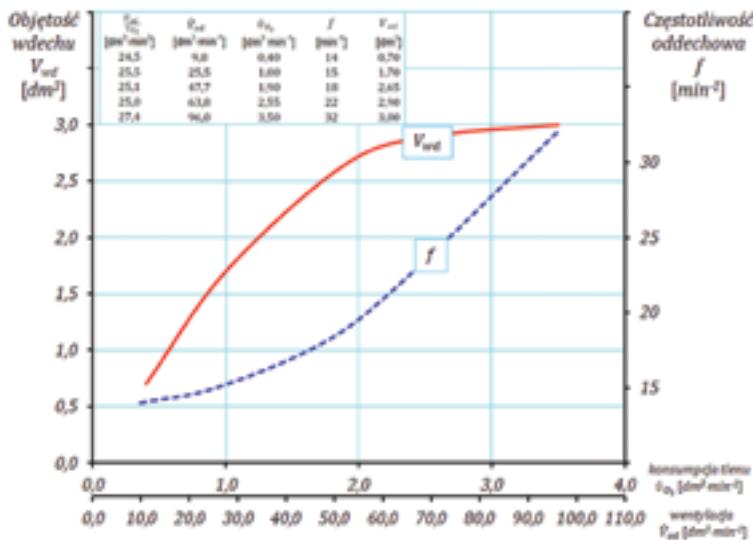
gdzie predefiniuje się, nie zawsze adekwatnie, dwa poziomy wysiłku. Im poziomy wysiłku są lepiej dobrane w kierunku możliwych do osiągnięcia submaksymalnych wartości konsumpcji tlenu, tym zależność $W_0 = f(HR)$ pracy W_0 od akcji serca HR jest bardziej prostoliniowa. Przy średnich i małych obciążeniach wysiłkiem, jak to ma miejsce przy nurkowaniu z aparatem CRABE, można spodziewać się większego rozproszenia zależności $W = f(HR)$. Z rysunku 6 wynika także, że zależność ta jest silnie zindywidualizowana dla każdego z nurków i: $W_0 = f_i(HR)$ i zależy od aktualnego stanu wytrenowania. Przy czym nachylenie prostej $W_0 = f_i(HR)$ jest podobne $W_0 = f_i(HR) = \text{const}$ dla całej populacji nurków. Zależność prostoliniowa funkcji $W_0 = f_i(HR)$ jest zgodna z innymi publikowanymi badaniami (przykładowo: Åstrand P.-O. and Rodahl K., 1977; Rodahl K., 2005; Lippincott Williams & Wilkins, 2012).

Ważną z punktu widzenia badań nad modelami wentylacji może być informacja, iż przy stabilnej reakcji na mały i umiarkowany wysiłek¹³, intensywność wentylacji płuc $\dot{V}_{od}$ w stosunku do strumienia konsumowanego tlenu $\dot{V}_{O_d}$ w warunkach standardowych STPD

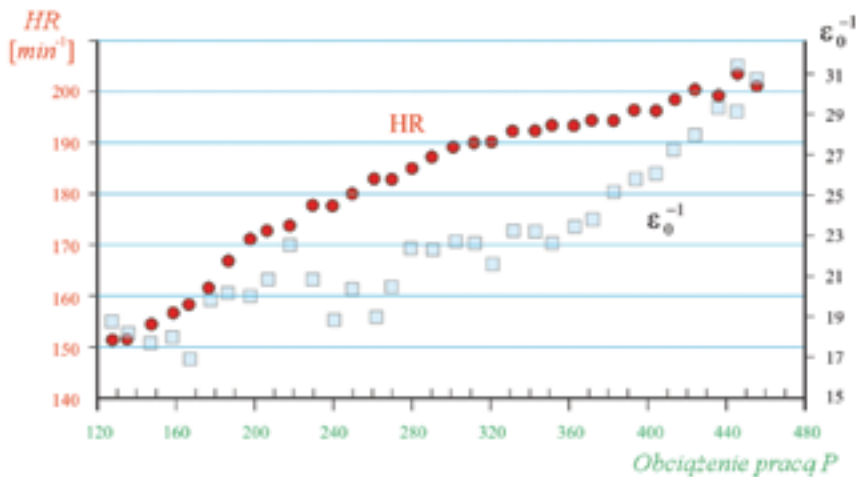
¹² Np. podczas przeprowadzania standardowego testu PWC_{170} .

¹³ Ok. 50–60% pułapu tlenowego $\dot{V}_O$ dla ludzi niewytrenowanych i ok. 75–85% pułapu tlenowego $\dot{V}_O$ dla ludzi uprawiających czynnie sport (Jegier A., Nazar K., Dziak A., 2005).

jest wartością stałą¹⁴ wynoszącą ok. $\varepsilon_0^{-1} = \frac{\dot{V}_{od}}{\dot{V}_O} \cong 25$ (rysunek 7) (Newstead C. G., 1987; Jegier A., Nazar K., Dziak A., 2005). Jednak należy zauważyć, że istnieje 2–3 min opóźnienie w stabilnej reakcji organizmu na wymuszenie wysiłkowe (Lippincott Williams & Wilkins, 2012).



Rysunek 7. Przybliżona zależność pomiędzy objętością pojedynczego oddechu V_{wd} w funkcji wentylacji oddechowej $V_{wd}=f(\dot{V}_{od})$ oraz częstością oddechową f w funkcji konsumpcji tlenu $f=f(\dot{V}_{O_2})$ (Morehouse L.E., Miller A.T., 1967; Jegier A., Nazar K., Dziak A., 2005)

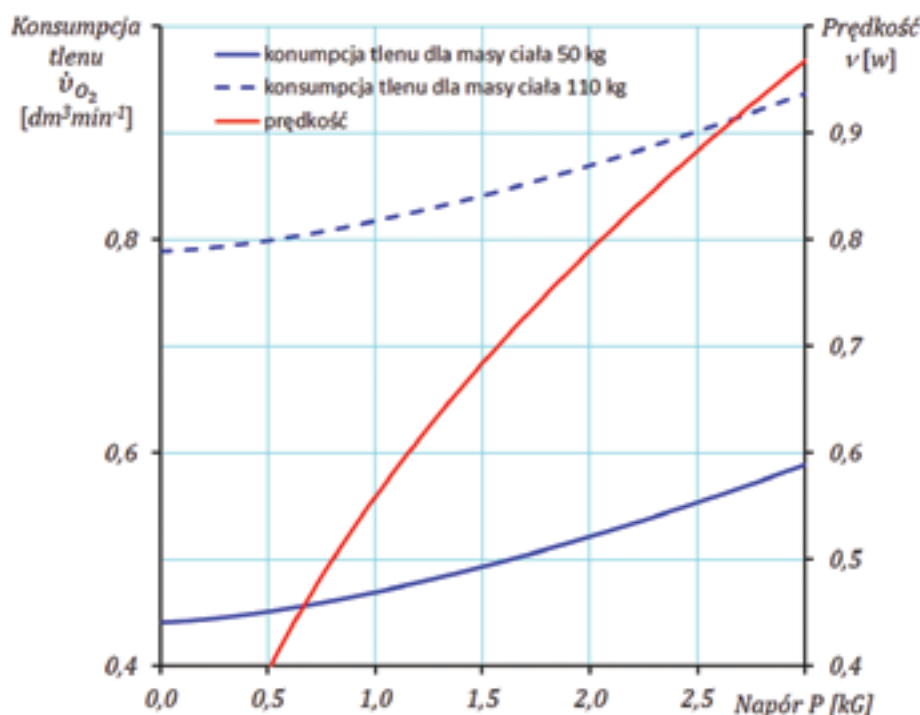


Rysunek 8. Zmiany akcji serca HR i odwrotności ilorazu oddechowego $\varepsilon_0^{-1} = \frac{\dot{V}_{od}}{\dot{V}_O}$ w funkcji obciążenia pracą P przy wysiłku wydatkowanym na cykloergometrze przez kolarzy (Bodner M.E., June 1999)

14 Stosunek ten jest wyższy przy angażowaniu małych partii mięśni niż dużych.

Przytoczone wyżej przybliżenie $\varepsilon_0^{-1} = \frac{\dot{V}_{od}}{\dot{V}_0} \cong 25$ to jest zgodne z wartością współczynnika oddechowego $\varepsilon_0 = \frac{\dot{V}_0}{\dot{V}_{od}} \cong 0,044$, który można wyliczyć na podstawie danych zawartych w publikacjach normatywnych (PN-EN-14143, 2005). Stąd przyjmuje się nastawy symulatora oddechowego dla wentylacji płuc w zakresie $\dot{V}_{od} \in [10,0;75,0]$, odpowiednio przy spodziewanym zużyciu tlenu w zakresie wartości $\dot{V}_{od} \in [0,44;3,33]$.

Działanie aparatu CRABE opiera się na założonej nieziennej wartości współczynnika oddechowego, także w warunkach imersji $\varepsilon_0 = idem$. Jednak, przy stopniowaniu wysiłku, wartość współczynnika oddechowego $\varepsilon_0 = f(W_o)$ może oscylować w szerokich granicach (Bodner M.E., June 1999; Lippincott Williams & Wilkins, 2012) – rysunek 8. Pomimo tego, że wcześniejsza analiza wrażliwości modelu¹⁵ (2) pokazuje, że nawet duże zmiany współczynnika oddechowego $\Delta\varepsilon$ nie powinny mieć tak znaczącego wpływu na wartość stabilną ciśnienia parcjalnego tlenu p_{O_2} , jak wartość współczynnika ciśnieniowego ε_p . Warto jednak wyniki tych analiz teoretycznych poddać procesowi walidacji i zdecydować wtedy, czy należy uwzględnić je przy planowaniu dekompresji aparatu CRABE.



Rysunek 9. Teoretyczna zależność konsumpcji tlenu $\dot{V}_O$ w stosunku do wytwarzanego przez nurka nacisku P na stanowisku wysiłkowym

15 Określającego stabilne ciśnienie cząstkowe tlenu p_{O_2} w przestrzeni oddechowej aparatu nurkowego.

Powiązanie konsumpcji tlenu $\dot{V}_O$ z wytwarzanym przez nurka naciskiem P na stanowisku cykloergometru podwodnego jest istotne dla opisanych wcześniej warunków eksperymentowania w Akademii Marynarki Wojennej (Kłos R., 2011; Kłos R., 2016). Można tego dokonać, wykorzystując formułę (5) oraz zależność konsumpcji tlenu $\dot{V}_O$ w funkcji akcji serca HR: $\dot{V}_O=f(HR)$ (Cotes J.E., 1969).

Na rysunku 9 pokazano przewidywaną modelem (4), teoretyczną zależność konsumpcji tlenu $\dot{V}_O$ w funkcji obciążenia mierzonego naciskiem wytwarzanym przez nurka P na cykloergometrze podwodnym $\dot{V}_O=f(P)$. Obserwowana konsumpcja tlenu $\dot{V}_O$ powinna być jednak powiększona o wydatkowanie pracy na pokonywanie oporów wynikających z: różnicy ciśnień między centroidą płucną a środkiem wyporu przestrzeni oddechowej, większej gęstości czynnika oddechowego, stawianych oporów przepływu przez elementy przestrzeni oddechowej aparatu, czy dodatkowych oporów stawianych przez odzież nurkową i skafander czy związanych z ogólnym oddziaływaniem ciśnienia środowiska wodnego.

Na przeszkodzie do wykorzystania funkcji $\dot{V}_O=f(HR)$ w badaniach stoi także obserwowany już przy zanurzeniu twarzy efekt *bradykardii*. Powiązana jest ona funkcyjnie ze zmniejszeniem wentylacji płuc $\dot{V}_{od}$ występującymi wraz ze zmianami głębokości H i towarzyszącymi zmianami gęstości czynnika oddechowego ρ (Flynn E.T., Berghage T.E., Coil E. F., 1972; Linnarsson D., Östlund A., Lind F. and Hesser C. M., 1999).

U nurków obserwuje się zmniejszenie wentylacji płuc $\dot{V}_{od}$ ze względu na rosnące opory związane ze zwiększaniem się gęstości ρ czynnika oddechowego wraz z głębokością H . Wskutek tego ulega także zmniejszeniu wydolność wysiłkowa (Cotes J.E., 1969; Cotes J.E., Chinn D.J., Miller M. R., 2006). Mechaniczne aparaty nurkowe są projektowane na predefiniowany zakres obciążenia¹⁶. Aparaty sterowane elektronicznie, ze względu na istniejące zawsze opóźnienie w linii pomiarowej mogą być projektowane jedynie na wysiłki małe i stosowane do nurkowań punktowych a wybuch paniki, związany ze zwiększeniem aktywności, jest przesłanką do poważnego wypadku.

Wyniki badań

Badania nad dekompresją *Nitroksową Nx* prowadzone były już wcześniej, jako dodatkowe działania wyprzedzające, przy okazji realizacji dwóch poprzednich projektów pk. TULIPAN. Działanie takie było możliwe, gdyż przy nurkowaniach głębokich z wykorzystaniem Trimiksu *Tx*, treningi nurków musiały być prowadzone na mniejszych głębokościach z wykorzystaniem *Nx*. Ponieważ dekompresja opierała się o przeliczenia tabel powietrznych, to mechanizm ich tworzenia został na tyle poznany, że można było zaryzykować i przystąpić do nurkowań treningowych z wykorzystaniem dedykowanych tabel *Nx*.

W pierwszym etapie obecnych badań skupiono się nad zdiagnozowaniem przyczyn lekko podwyższonego zagrożenia chorobą ciśnieniową obserwowanym w poprzednim etapie

¹⁶ Konsumpcji tlenu $\dot{V}_{O_2}$.

badani, a skutkującym domniemaniem o niemożności walidacji zaproponowanego podejścia przy dekompresji nitroksowej Nx.

Chcąc oszacować niepewności wyznaczenia spadku ciśnienia cząstkowego tlenu w przestrzeni oddechowej w zależności od wiarygodności wyznaczenia parametrów modelu dla stabilizacji zawartości w przestrzeni oddechowej można model (1) przekształcić do postaci: $\delta = (x_w - x_s) \cdot p = \frac{1-x_w}{r} \cdot p_0 \cdot \varepsilon$. Następnie można wykonać badanie wrażliwości funkcji $\delta = f(x_w, r, \varepsilon)$:

$$x_w = 0,40 \quad \Delta x_w = 0,02$$

$$r = 0,10 \quad \Delta r = 0,02$$

$$\varepsilon = 0,04 \quad \Delta \varepsilon = 0,01$$

$$\Delta \delta = \left| \frac{\partial \delta}{\partial \varepsilon} \right| \cdot \Delta \varepsilon + \left| \frac{\partial \delta}{\partial x_w} \right| \cdot \Delta x_w + \left| \frac{\partial \delta}{\partial r} \right| \cdot \Delta r \cong 6,0 + 0,8 + 4,8 = 11,6 \text{ kPa}$$

$$\left| \frac{\partial \delta}{\partial \varepsilon} \right| \cdot \Delta \varepsilon = \left| \frac{1-x_w}{r} \cdot p_0 \right| \cdot \Delta \varepsilon = \frac{1-0,4}{0,1} \cdot 100 \cdot 0,01 \cong 6,0$$

$$\left| \frac{\partial \delta}{\partial x_w} \right| \cdot \Delta x_w = \left| -\frac{1}{r} \cdot p_0 \cdot \varepsilon \right| \cdot \Delta x_w = \left(\frac{1}{0,1} \cdot 100 \cdot 0,04 \right) \cdot 0,02 \cong 0,8$$

$$\left| \frac{\partial \delta}{\partial r} \right| \cdot \Delta r = \left| \frac{1-x_w}{r^2} \cdot p_0 \cdot \varepsilon \right| \cdot \Delta r = \frac{1-0,4}{0,1^2} \cdot 100 \cdot 0,04 \cdot 0,02 \cong 4,8$$

Z analizy wrażliwości funkcji δ tolerancji ciśnienia cząstkowego tlenu p_{O_2} wynika, że maksymalny udział nieprecyzyjnego określenia zawartości tlenu Δx_w wynosi ok. 7% oszacowanego błędu systematycznego, wyznaczenia modułu oddechowego $\Delta \varepsilon$ ma ok. 52% udziału, zaś stosunku objętości worków oddechowych Δr ok. 41% udziału.

Oszacowano błędy związane z odstępstwem od wykonania worków Δr poprzez pomiary stwierdzające, że takie odstępstwo jest pomijalnie małe we wszystkich egzemplarzach aparatów nurkowych, które zostały wytypowane do nurkowań eksperymentalnych.

Udział błędów oznaczenia zawartości tlenu Δx_w jest o rząd wielkości mniejszy od pozostałych, został więc zaaprobowany.

Wyznaczenie odstępstw od przyjętego modułu oddechowego $\Delta \varepsilon$ będzie sprawdzone w badaniach eksperymentalnych i na tej podstawie zostanie podjęta decyzja o zmianie sposobu planowania dekompresji czy też zostanie zmodyfikowana ona jedynie poprzez zmniejszenie wartości przyjętych przesycień.

W początkowej fazie badań wyjściowo będzie walidowany poprzedni system dekompresji. Przy zdiagnozowaniu podwyższonego zagrożenia będzie podjęta decyzja o łagodzeniu reżimów dekompresji.

BIBLIOGRAFIA

1. Åstrand P.-O. and Rodahl K. 1977. Textbook of work physiology: Physiological bases of exercises. New York : McGraw-Hill, Inc. ISBN 0-07-002406-5
2. Birch K., MacLaren D., George K. 2009. Fizjologia sportu-krótkie wykłady. Warszawa : Wydawnictwo Naukowe PWN. ISBN 978-83-01-15460-8
3. Bodner M.E. June 1999. The relationship of the heartrate threshold to the ventilatory threshold in trained cyclists . Vancouver : The University of British Columbia, June
4. Cotes J.E. 1969. Czynność płuc. Warszawa : Państwowy Zakład Wydawnictw Lekarskich
5. Cotes J.E., Chinn D.J., Miller M. R. 2006. Lung Function – Physiology, Measurement and Application in Medicine. Malden : Blackwell Publishing, Inc. ISBN-13: 978-0-6320-6493-9
6. Flynn E.T., Berghage T.E., Coil E. F. 1972. Influence of increased ambient pressure and gas density on cardiac rate in man. Washington : Navy Experimental Diving Unit. Report No 4-72
7. Jegier A., Nazar K., Dziak A. 2005. Medycyna sportowa. Warszawa : Polskie Towarzystwo Medycyny Sportowej. ISBN 83-906715-9-X
8. Kłos R. 2007. Mathematical modelling of the normobaric and hyperbaric facilities ventilation. Gdynia : Wydawnictwo Polskiego Towarzystwa Medycyny i Techniki Hiperbarycznej. ISBN 978-83-924989-0-2
9. Kłos R. 2011. Możliwości doboru dekompresji dla aparatu nurkowego typu CRABE. Gdynia : Polskie Towarzystwo Medycyny i Techniki Hiperbarycznej. ISBN 978-83-924989-4-0
10. Kłos R. 2016. System trymiksowej dekompresji dla aparatu nurkowego typu CRABE. Gdynia : Polskie Towarzystwo Medycyny i Techniki Hiperbarycznej. ISBN 978-83-938322-5-5
11. Linnarsson D., Östlund A., Lind F. and Hesser C. M. 1999. Hyperbaric bradycardia and hypoventilation in exercising men: effects of ambient pressure and breathing gas. J. Appl. Physiol. 87, 1428–1432
12. Lippincott Williams & Wilkins. 2012. Principles of exercise testing and interpretation including pathophysiology and clinical applications. Philadelphia : Wolters Kluwer. ISBN 978-1-60913-899-8
13. Morehouse L.E., Miller A.T. 1967. Physiology of exercise. Saint Luis : The C.V. Mosby Company. Library of Congress Catalog Card Number 67-12313
14. Newstead C. G. 1987. The relationship between ventilation and oxygen consumption in man is the same during both moderate exercise and shivering. J. Physiol. 383, 455-459. ISSN: 1469-7793
15. PN-EN-14143. 2005. Sprzęt do nurkowania. Autonomiczne aparaty do nurkowania z obiegiem zamkniętym. Warszawa : Polski Komitet Normalizacyjny. ICS 13.340.30; 97.220.40
16. Rodahl K. 2005. The Physiology of Work. London : Taylor & Francis. ISBN 0-203-39546-8
17. Wasserman K. 1982. Dyspnea on exertion. J.Am.Med.Assoc. 248, 2039-2045
18. Williams s. 1975. Engineering principles of underwater breathing apparatus. [aut. książki] Bennett P.B. Elliott D.H. The physiology and Medicine of diving. London : Bailliere Tidal, strony 34-46

STRESZCZENIE

W aparatach o półzamkniętym obiegu czynnika oddechowego występuje względny spadek zawartości tlenu w przestrzeni oddechowej w stosunku do zawartości tlenu w zasilającym przestrzeń oddechową *premixie*, spowodowany mieszaniem się czynnika zregenerowanego ze świeżym. Proces ten może być modelowany podobnie jak inne procesy wentylacyjne (Kłos R., 2007). W aparacie z workami umieszczonymi jeden w drugim taki spadek jest względnie wysoki. Artykuł zawiera wstęp do projektowania dekompresji dla aparatu CRABE.

SŁOWA KLUCZOWE: dekompresja, aparaty o obiegu półzamkniętym.

SUMMARY

In semi-closed-circuit breathing apparatus, there is a relative decrease in the oxygen content in the breathing space compared to the oxygen content in the *premix* supplied to the breathing space, caused by the mixing of regenerated gas with fresh gas. This process can be modelled similarly to other ventilation processes (Kłos R., 2007). In an apparatus with bags placed one inside the other, such a decrease is relatively significant. This article provides an introduction to decompression planning for the CRABE apparatus.

KEYWORDS: decompression, semi-closed-circuit apparatus.