

VPM – SPOJRZENIE OD ŚRODKA

Autor: Marcin Kaluza (www.hlplanner.com)

Tłumaczenie: Izabela Kapuściarek

Grudzień 2005

WSTĘP

Głównym celem poniższego tekstu jest próba wyjaśnienia, w zrozumiałym dla laika języku, zasad działania Modelu Zmiennej Przepuszczalności (*Varying Permeability Model – VPM*) – modelu, który odegrał istotną rolę w kształtowaniu naszego rozumienia dekompresji oraz stworzył podstawy innym, późniejszym, pęcherzykowym modelom dekompresji. Publikacje ogólnodostępne – czy to w internecie, czy w druku – koncentrują się na matematycznych zagadnieniach algorytmu, pomijając w większości przypadków zasady teoretyczne rządzące jego podstawami.

Przeciętny nurk staje więc w obliczu czarnej skrzynki, której wnętrze i funkcjonowanie stanowią dla niego całkowitą zagadkę. Oznacza to, że większość nurków podatna jest na dezinformację i nie posiada wiedzy koniecznej do podejmowania świadomych wyborów i decyzji odnoszących się do ich własnego bezpieczeństwa. Niniejszy tekst to próba wyjaśnienia i zilustrowania podstaw, bez szczegółowego wnikania w zawilóści matematyczne, w które wdaje się – niestety w zasadzie ograniczając się do nich – większość publikacji wymienionych w bibliografii. Tekst zawiera konieczne minimum wzorów, zamieszczonych wyłącznie dla umożliwienia zainteresowanemu czytelnikowi odtworzenia wykresów prezentowanych w późniejszych sekcjach. Czytelnik niezainteresowany może je spokojnie zignorować.

Fizycy mogą się spierać, który z dostępnych modeli jest dokładniejszy lub „lepszy”, ale z punktu widzenia nurka najważniejsze są zasady, nie zaś detale. Z tej perspektywy prace profesora Davida E. Younta są nie do przecenienia.

Streszczenie całej teorii dekompresji przekracza możliwości pojedynczego artykułu, stąd założenie, że czytelnik zna przynajmniej podstawy modeli neo-haldanowskich. Materiały na ten temat można znaleźć na stronie domowej [HLPlanner'a](http://www.HLPlanner'a).

M JAK WARTOŚĆ-M

Wszystkie modele dekompresyjne stosowane współcześnie w nurkowaniu technicznym wykorzystują ten sam typ modelu dla wyliczania nasycenia i odsycenia tkanek: ciało nurka jest podzielone na pewną liczbę hipotetycznych „tkanek” różniących się między sobą tempem nasycenia / odsycenia, nazywanym półokresem. Pojęcie półokresu określa, ile czasu potrzebuje tkanka, by jej nasycenie gazem spadło lub wzrosło o połowę. Jeśli półokres przedziału tkankowego wynosi 4 min., a jej nasycenie gazem jest zerowe, nasycenie jej do połowy będzie wymagało 4 min. W ciągu kolejnych 4 min. nasyci się połowa pozostałej połowy (tj. jedna czwarta) i tak dalej. W praktyce tkankę uznajemy za całkowicie nasyconą po 5-6 półokresach, co w podanym przykładzie oznacza 20-24 min. i nasycenie stanowiące 97-98% możliwego. Większość modeli przyjmuje pewną liczbę przedziałów tkankowych, a najbardziej popularny – model ZHL16 Buhlmana – posiłkuje się szesnastoma przedziałami o półokresach od 4 do 640 min.

Koncepcja nasycających się gazem przedziałów tkankowych łączy wszystkie współczesne modele, a w każdym razie autor nie zna żadnego modelu wykorzystywanego w nurkowaniu

rekreacyjnym lub technicznym, który byłby pod tym względem odmienny. Zmienia się liczba przedziałów tkankowych i ich półokresy, lecz zasada pozostaje ta sama.

Celem każdego modelu dekompresyjnego jest taka kontrola przesylenia gazem każdej z tkanek, która pozwala zapobiec wystąpieniu u nurka choroby dekompresyjnej (DCS). Ciśnienie gazu rozpuszczonego w tkance określamy pojęciem **prężności** i to dokładnie modele dekompresyjne próbują kontrolować od momentu swojego istnienia, czyli początków XX w. W żargonie górną akceptowalną dla danej tkanki granicę przesylenia nazywamy Wartością-M, gdzie M pochodzi od „maksimum”.

Wszystkie modele neo-haldanowskie dla opisu Wartości-M wykorzystują prosty zbiór równań liniowych postaci:

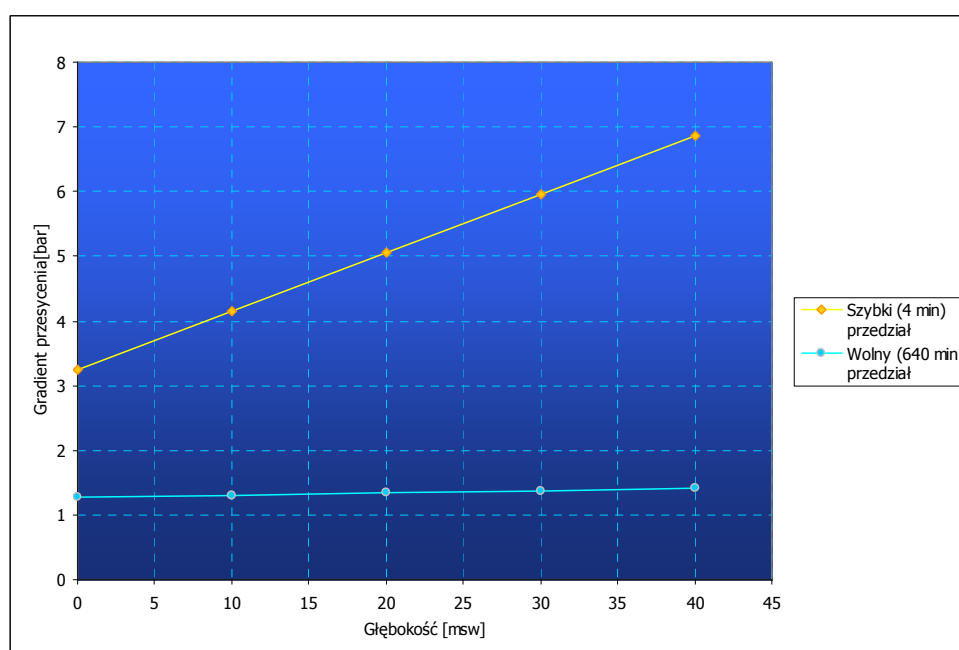
$$M = M_0 + \Delta M \times d$$

gdzie M_0 i ΔM są specyficzne dla konkretnej tkanki, a d oznacza głębokość.

Powyższe równanie zapisane jest w tzw. formie Workmana, w przeciwieństwie do nieco innego podejścia stosowanego przez Bulmanna. Warto zaznaczyć, że dla danej Wartości-M łatwo policzyć dopuszczalny gradient przesylenia P_{ss} , czyli różnicę pomiędzy prężnością gazu w tkance a ciśnieniem otoczenia:

$$P_{ss} = M - d = M_0 + d \times (\Delta M - 1)$$

Rys. 1 przedstawia dopuszczalne gradienty przesylenia dla najwolniejszego i najszybszego przedziału tkankowego ze zbioru ZHL16C Buhlmana.



Rys. 1 Maksymalne gradienty przesylenia a głębokości dla tkanek ze zbioru ZHL16C.

Z powyższego wykresu wyciągnąć można kilka istotnych wniosków odnośnie kształtu krzywej dekompresji generowanej przez algorytmy neo-haldanowskie:

- Tkanek szybsze (te, które kontrolują początkowe głębsze przystanki dekompresyjne) mogą być wystawione na wyższe wartości przesylenia niż tkanki wolne.
- Na większych głębokościach dopuszczalne są wyższe wartości przesylenia.
- Dopuszczalny poziom przesylenia zależy wyłącznie od głębokości.

Te trzy cechy modeli neo-haldanowskich mają poważne konsekwencje jeśli chodzi o kształt generowanych profili dekompresyjnych: ponieważ szybkie tkanki tolerują wyższe przesylenia, zwłaszcza na głębokości, kontrolowane przez nie początkowe przystanki

dekompresyjne pojawiają się stosunkowo blisko powierzchni, jako że nie ma potrzeby zatrzymywania się głęboko. Ponieważ zaś dopuszczalne przesylenie tkanek wolnych jest niższe, a ich odsycanie wolne, te płytkie przystanki muszą być długie.

Wiemy dziś, że takie podejście do dekompresji jest delikatnie mówiąc nieoptymalne – już od wielu lat wiadomo, że głębokie przystanki (*deep stops*), choć niewymagane przez model, skutkują lepszym samopoczuciem po nurkowaniu.

DCS, PĘCHERZYKI I ICH MECHANIKA

Jak już wspominaliśmy, wszystkie współczesne modele dekompresyjne wykorzystują podobną koncepcję “przedziałów tkankowych” dla wyliczania nasycenia gazem podczas nurkowania. Różnią się natomiast metodami wyznaczania maksymalnej dopuszczalnej prężności gazu w tkance. W przypadku modeli neo-haldanowskich wykorzystuje się zbiór równań liniowych, podczas gdy dla modelu VPM, czy też szerzej – modeli pęcherzykowych – sytuacja jest znacznie bardziej skomplikowana, choć zasady pozostają stosunkowo proste. Omówimy je teraz po kolei, zaczynając od najważniejszej.

DCS wywołwany jest przez gaz wytrącający się w postaci wolnej w naszym organizmie ([4]). Gaz nie stanowi problemu, dopóki pozostaje rozpuszczony – gdy jednak przyjmie postać pęcherzyków, staje się źródłem rozlicznych kłopotów: utrudnia przepływ krwi, prowadzi do powstawania zakrzepów, uszkodza mechanicznie otaczające go tkanki itd. Zależnie od powagi problemu może to skutkować zmęczeniem, bólem, paraliżem lub nawet śmiercią. Jeden fakt nie podlega dyskusji: po przekroczeniu pewnej granicznej ilości wolnego gazu w organizmie, szanse na wystąpienie DCS są znaczne. Powstaje zatem pytanie, gdzie znajduje się ta granica i jak ją obliczyć? Zanim jednak spróbujemy na nie odpowiedzieć, musimy omówić mechanikę pęcherzyków, przynajmniej w zakresie mechaniki ich wzrostu.

SKĄD BIORĄ SIĘ PĘCHERZYKI?

Zgodnie z założeniami modelu VPM nasz organizm pełen jest mikroskopijnych pęcherzyków nazywanych zarodnikami gazowymi (*gas nuclei*), które w środowisku przesyconym gazem obojętnym stanowią podstawę do budowy większych, „prawdziwych” pęcherzyków, które wywołują rozmaite dolegliwości znane powszechnie jako DCS. Co ciekawe, podczas dekompresji tylko niektóre z nich rosną. Aby zrozumieć ten paradoks wyobraźmy sobie, że bierzemy ze sobą pod wodę pewną liczbę baloników różnej wielkości. Gdy tylko zaczynamy się wynurzać, część z nich zaczyna rosnąć w związku ze zmianą ciśnienia otoczenia i rozszerzaniem się gazu, niektóre jednak... kurczą się. Tak jest, tak właśnie zachowują się pęcherzyki. Gdybyśmy powtórzyli to doświadczenie w skali mikro, wykorzystując – tak jak w oryginalnych eksperymentach twórców VPM – żelatynę, zauważylibyśmy, że wzrost zarodników gazowych warunkowany jest dwoma czynnikami:

- wielkością zarodnika – tylko pęcherzyki przekraczające pewną wielkość graniczną mają szanse wzrostu oraz
- poziomem przesylenia – po takim samym nurkowaniu liczba powiększających się pęcherzyków będzie zależała od maksymalnego przesylenia osiągniętego w czasie dekompresji.

Konsekwencje tych dwóch faktów dla wszystkich modeli pęcherzykowych są ogromne: **manipulując dopuszczalnym poziomem przesylenia możemy kontrolować liczbę pęcherzyków w fazie wzrostu.** Zasadniczo jeśli chcemy, by liczba pęcherzyków była niska, musimy utrzymywać niski poziom przesylenia i vice versa. Bardzo ważne jest też uwzględnienie zależności pomiędzy gradientem przesylenia a wielkością pęcherzyka – ujmuje ją tzw. równanie Laplace’a. Dla danego gradientu przesylenia P_{ss} możemy wyliczyć, które pęcherzyki będą rosły. Innymi słowy możliwe jest wyznaczenie **promienia**

krytycznego (r_c) który stanowi rozgraniczenie pomiędzy pęcherzykami, które będą rosnąć, a tymi, które są skazane na zaniknięcie:

$$r_c = \frac{2 \times \gamma}{P_{ss}}$$

gdzie P_{ss} oznacza gradient przesylenia, a γ jest napięciem powierzchniowym otaczającej pęcherzyk cieczy. Co ważniejsze, możliwe jest odwrócenie pytania – przy założonym promieniu krytycznym jaki jest dopuszczalny gradient, przy którym pęcherzyki mniejsze od krytycznego nie będą rosły? Umiejętność udzielenia odpowiedzi na to pytanie jest kwestią fundamentalną, o czym za chwilę jasno się przekonamy.

W POSZUKIWANIU WARTOŚCI-M

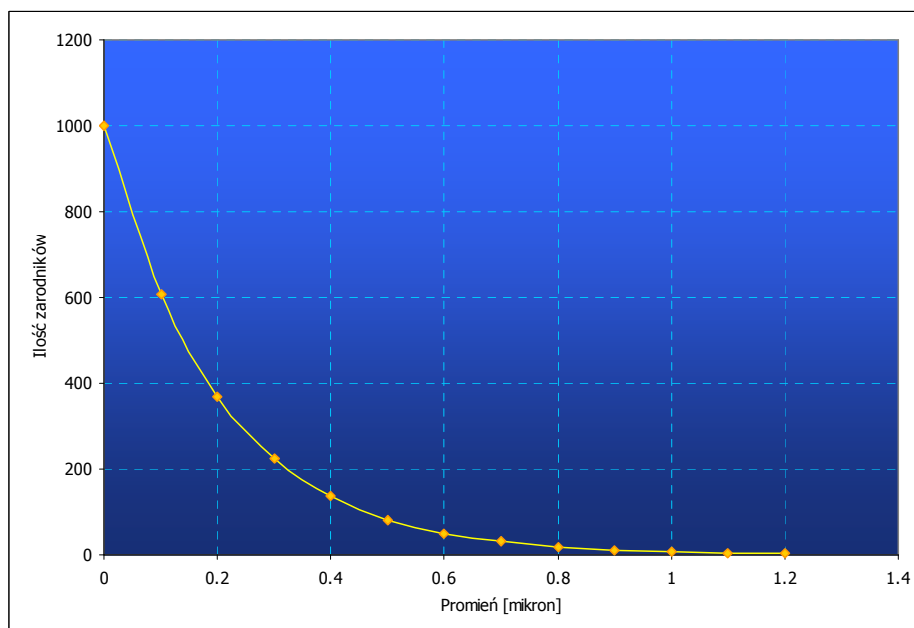
Za starych, dobrych czasów Wartości-M oraz generalnie modele dekompresyjne były oparte na doświadczeniach. Zarówno nurkowie jak i eksperymetatorzy wiedzieli, że nasze ciało spokojnie radzi sobie z pewną ilością gazu obojętnego w tkankach. Już przed niemal wiekiem J.S. Haldane zauważył, że można nurka trzymać na głębokości 10 m “w nieskończoność”, po czym momentalnie wynurzyć go do powierzchni bez żadnych negatywnych konsekwencji. To samo odnosiło się do nurkowania na 6 ATA z wynurzeniem do 3 ATA. Z tej zależności Haldane wyprowadził swój wskaźnik 2:1 dopuszczalnego stosunku prężności gazu w tkance do ciśnienia otoczenia. Wskaźnik ten został następnie zmieniony przez Workmana na 1.58:1, ponieważ Workman wiedział już, że wyłącznie gaz obojętny jest odpowiedzialny za DCS. Model był później modyfikowany poprzez wprowadzenie gradientów zależnych od głębokości i różnych Wartości-M dla różnych tkanek. Tak czy inaczej limity weryfikowano empirycznie i nie miały one podstaw stricte naukowych. Zmieniło się to wraz z pojawieniem się modelu VPM.

MODEL ZMIENNEJ PRZEPUSZCZALNOŚCI (VARYING PERMEABILITY MODEL)

Model VPM zakłada, że faktycznie nasz organizm jest w stanie tolerować pewną ilość wolnego gazu i że ilość ta ma związek z liczbą pęcherzyków pobudzonych do wzrostu podczas dekompresji. Jednak zamiast stwierdzić “dopuszczalna liczba pęcherzyków to 1057” VPM wykorzystuje pojęcie dystrybucji. Dystrybucja opisuje zależność pomiędzy wielkością pęcherzyka a liczebnością populacji pęcherzyków:

$$N(r) = N_0 \times e^{-kxr}$$

gdzie N_0 oznacza całkowitą liczbę pęcherzyków, r jest promieniem, a k pewnym arbitralnym parametrem. Rys. 2 przedstawia ogólny kształt krzywej dystrybucji.



Rys. 2 Przykładowa dystrybucja zarodników gazowych vs. ich wielkość.

Dla tej hipotetycznej dystrybucji możemy stwierdzić, że 7 pęcherzyków ma promień większy niż 1 μ m, 600 pęcherzyków – większy niż 0.1 μ m, a całkowita liczba pęcherzyków wynosi 1,000 (liczba wszystkich pęcherzyków o promieniu większym od zera). Zamiast więc mówić „600 pęcherzyków” możemy powiedzieć „wszystkie pęcherzyki o promieniu większym niż 0.1 μ m”. Taki sposób wyrażania liczby pęcherzyków może się początkowo wydawać powikłany, ale fizycy to lubią i nie bez powodu.

Podsumujmy, co nam wiadomo do tej pory:

- 1) DCS wywołany jest gazem w wolnej postaci przyjmującym formę pęcherzyków.
- 2) Pewna ilość wolnego gazu jest tolerowana przez organizm i związana jest ona z liczbą pęcherzyków pobudzonych do wzrostu w czasie dekompresji.
- 3) Liczbę pęcherzyków można wyrazić używając dystrybucji i wielkości pęcherzyków.
- 4) Z mechaniki pęcherzyków (równanie Laplace’a) wiemy, że możliwe jest wyznaczenie gradientu przesylenia (a co za tym idzie profilu dekompresyjnego) w taki sposób, że tylko pęcherzyki przekraczające założoną wielkość będą rosły.
- 5) Połączenie punktów 3 i 4 daje nam przepis na bezpieczną dekompresję i stanowi podstawę modelu VPM (jak również dowolnego innego modelu pęcherzykowego).

Upraszczając te przydługie wyjaśnienia – podstawowym celem modelu VPM jest zapobieżenie wzrostowi zbyt dużej liczby pęcherzyków, przy czym wyrażenie “zbyt duża liczba” jest równoznaczne z zapobieganiem wzrostowi pęcherzyków **mniej** niż X. Aby to osiągnąć program musi wyliczyć dla każdego przedziału tkankowego taki gradient przesylenia, żeby tylko zarodniki **większe** niż X mogły rosnąć. Magiczną liczbę X wyznacza się empirycznie i stanowi ona jeden z podstawowych parametrów modelu VPM – nosi nazwę **początkowego promienia krytycznego** (*initial critical radius*), a jej dwie wartości (jedna dla helu i jedna dla azotu) są wykorzystywane w każdym programie opartym na algorytmie VPM.

Jeżeli doszedłeś do tego punktu i wszystko zrozumiałeś, nie będziesz miał problemu ze zrozumieniem reszty. Parę istotnych szczegółów wciąż wymaga wyjaśnienia, ale od tego momentu zasadniczo robi się stosunkowo prosto.

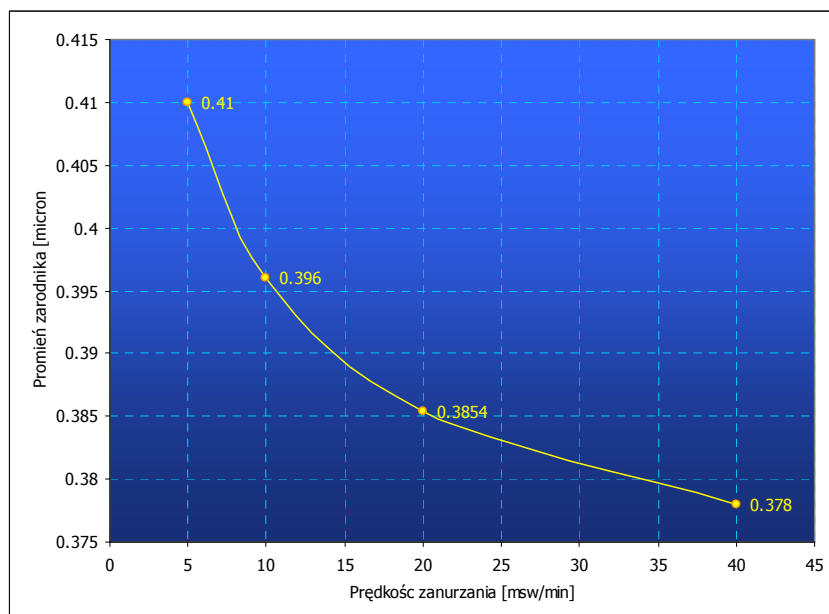
DLACZEGO “ZMIENNA PRZEPUSZCZALNOŚĆ”?

Jak na razie omawialiśmy wyłącznie dekompresyjną fazę nurkowania i wiemy już, jak wyliczane są gradienty przesylenia. Teraz musimy się zająć fazą kompresji, czyli

zanurzeniem. Zanim to jednak zrobimy musimy omówić jeszcze jeden trik modelu VPM, a mianowicie **hipotezę przechodniości** (*ordering hypothesis*). Hipoteza przechodniości zakłada, że jeśli pęcherzyk A jest mniejszy od pęcherzyka B, to relacja ta pozostanie zachowana niezależnie od cyklu kompresji – dekompresji, któremu oba zostaną poddane. Dzięki temu jeśli wymóg dekompresyjny sformułujemy w sposób następujący – „nie dopuszczaj do wzrostu pęcherzyków mniejszych niż X” – to choć wszystkie pęcherzyki, włącznie z mniejszymi od X zmieniają wielkość podczas nurkowania, liczba pęcherzyków mniejszych niż X pozostaje niezmienna, pomimo zmiennej wartości X. I to właśnie jest drugą fundamentalną zasadą modelu VPM.

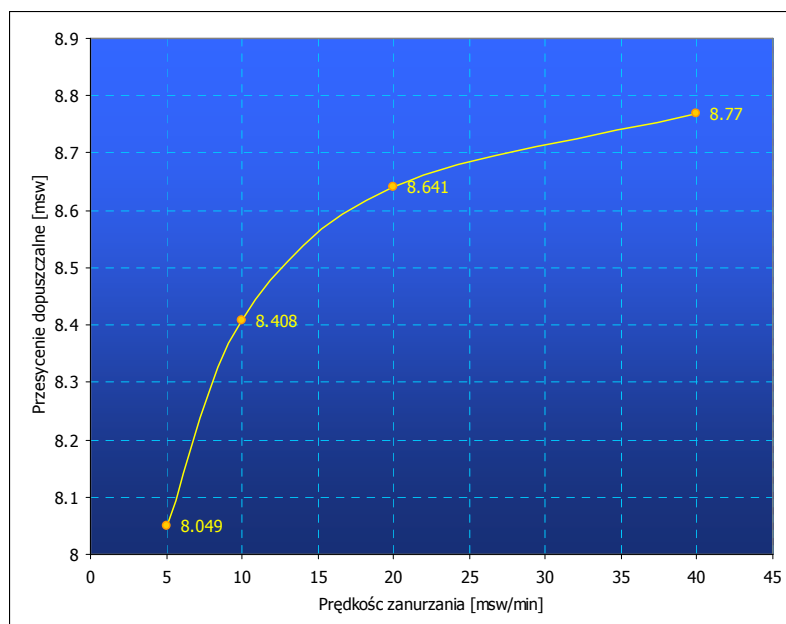
Rozważmy prosty scenariusz nurkowy – jakikolwiek program oparty na modelu VPM musi monitorować zachowanie zarodników gazowych w każdym z przedziałów tkankowych. Dla uproszczenia wystarczy skoncentrować się na pęcherzykach o promieniu równym początkowemu promieniowi krytycznemu, ponieważ wiemy, że wszystkie pęcherzyki od nich mniejsze będą się zapadać, a większe – rosnać. Kurczenie się lub wzrost pęcherzyka zależy od różnicy pomiędzy prężnością gazu obojętnego w tkance a ciśnieniem otoczenia – czyli od gradientu ciśnienia. Ponieważ prężność gazu w tkance zależy między innymi od jej półokresu, promienie krytyczne są monitorowane osobno dla każdej tkanki. W czasie wynurzania się, przy założonym promieniu krytycznym, gradienty przesylenia liczone są dla każdej tkanki i to stanowi podstawę do wyliczenia krzywej dekompresji. Jednak sprężenie pęcherzyków podczas fazy zanurzania ma bardzo istotne konsekwencje dla modelu i dlatego warto się tej fazie przyjrzeć bliżej.

Jak wspominaliśmy wcześniej, kompresja pęcherzyków determinuje ich wielkość pod koniec nurkowania. VPM wprowadza pojęcie dwóch różnych zakresów gradientów, w których pęcherzyki zachowują się inaczej: stadium przepuszczalne i nieprzepuszczalne. Zgodnie z modelem VPM pęcherzyki pokryte są cząsteczkami substancji powierzchniowo czynnej (surfaktantu), tworzącymi na nich otoczkę. W normalnych warunkach otoczka ta jest przepuszczalna, tj. gaz może swobodnie dyfundować z pęcherzyka do sąsiedniej tkanki i na odwrót. Jednak po sprężeniu do pewnego stopnia otoczka staje się nieprzepuszczalna i pęcherzyki zachowują się jak napełnione powietrzem baloniki – ich kompresja zależy od prawa Boyle’a i ciśnienia zewnętrznego. Ta zmienność w zachowaniu pęcherzyków (przepuszczalność / nieprzepuszczalność) dała nazwę modelowi VPM (model zmiennej przepuszczalności). Jak łatwo sobie wyobrazić, w zależności od sposobu zanurzenia na określoną głębokość – a konkretnie od tempa kompresji – zależec będzie stopień skompresowania pęcherzyków. Dlatego właśnie żaden program dekompresyjny oparty na VPM nie obsługuje natychmiastowych zanurzeń. Tempo zanurzenia jest istotne, ponieważ pęcherzyki zapadają się nie pod wpływem ciśnienia otoczenia, ale dzięki różnicy pomiędzy ciśnieniem otoczenia a prężnością gazu w tkance, tzw gradientowi dośrodkowemu (*inward gradient*). Jeżeli zanurzenie przebiega powoli, prężność gazu w tkance będzie na koniec wyższa niż w przypadku szybkiego zanurzenia, podczas którego tkanki nie mają czasu się nasycić. W efekcie w tym drugim przypadku gradient dośrodkowy, czyli ciśnienie zgniatające, będzie wyższy –zjawisko to jest przedstawione na Rys. 3.



Rys. 3 Promień zgniecionych zarodników gazowych vs. prędkość zanurzania. Przykład dla przedziału tkankowego o półokresie 5 min (nurkowanie na powietrzu na głębokość 40m, promień początkowy 0.55 mikrona).

Ponieważ mniejsze zarodniki gazowe wymagają wyższego gradientu przesylenia, by zacząć rosnąć, z Rys. 3 możemy wywnioskować, że początkowe gradienty przesylenia będą wyższe w przypadku szybszego tempa zanurzenia.

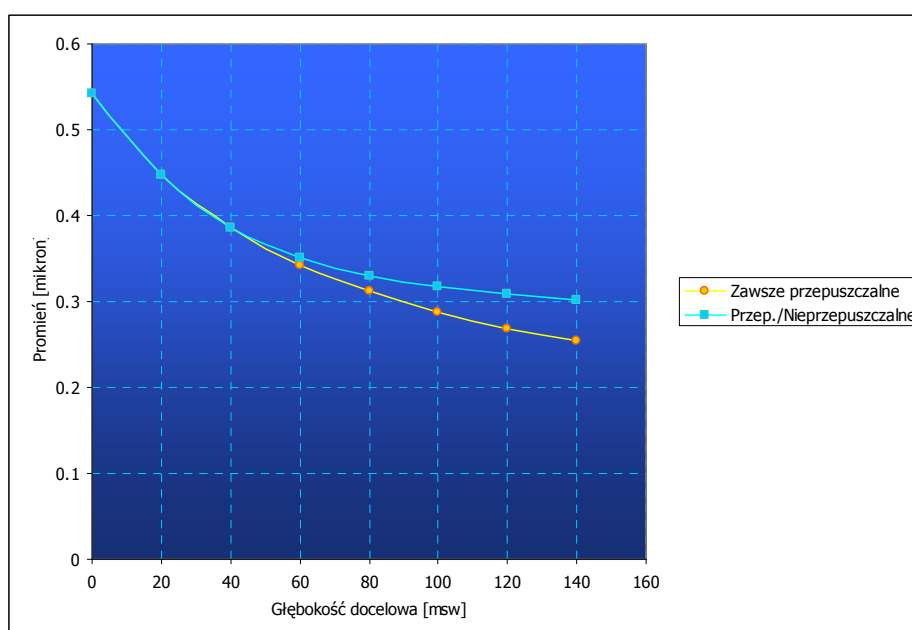


Rys. 4 Gradienty przesylenia vs. tempo zanurzenia dla przedziału tkankowego o półokresie 5 min. (nurkowanie na powietrzu na głębokość 40 m).

Innymi słowy szybsze tempo zanurzenia oznacza (potencjalnie) krótszy czas dekompresji, jak to przedstawiono na Rys. 4, i przeciwnie – wolne zanurzenie może być przyczyną wydłużenia dekompresji. Może to stanowić poważną niedogodność, jeśli faktyczne tempo zanurzenia różni się od planowanego. Jednakże wolniejsze tempo zanurzenia wiąże się z reguły z krótszym pobytem na dnie (przy założeniu, że planowany czas nurkowania wymusza na nas rozpoczęcie wynurzenia w konkretnej minucie nurkowania), a co za tym idzie – z niższym nasyceniem tkanek. W efekcie choć dopuszczalny gradient przesylenia jest

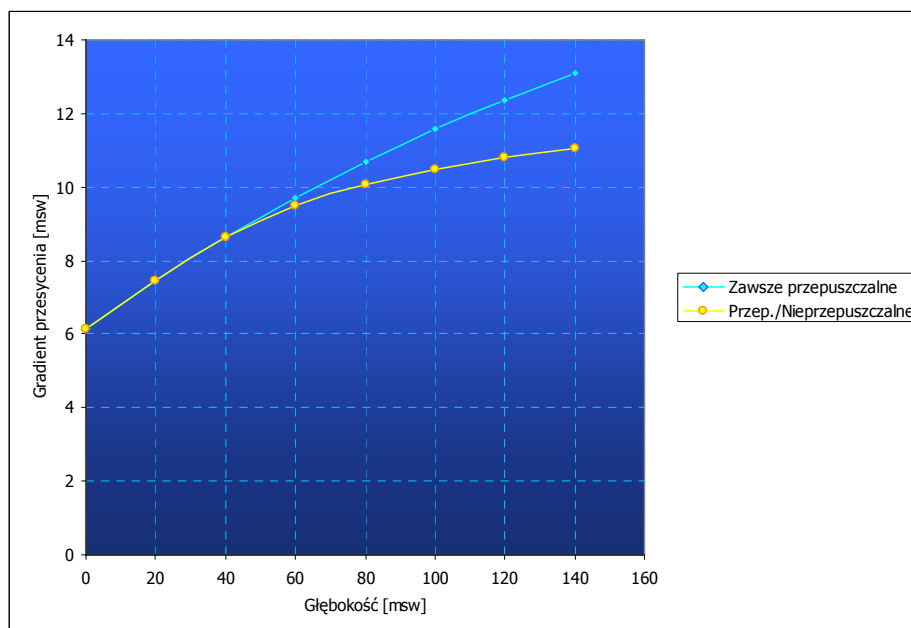
niższy, tkanka zawiera mniej gazu i różnice w całkowitym czasie dekompresji są minimalne. Poza tym tkanki wolniejsze, kontrolujące płytkie przystanki, są zbyt wolne by być wrażliwe na różnice w tempie zanurzenia.

Jak na razie omawialiśmy zachowanie zgniecionych zarodników gazowych w stadium przepuszczalnym. Dla porządku wypada również przyrzeć się także stadium nieprzepuszczalnemu. Jak już wspominaliśmy, w tym stadium zarodniki gazowe podlegają kompresji zgodnie z prawem Boyle'a i w związku z tym proces ich zmniejszania się jest wolniejszy, a zarodniki gazowe na koniec fazy zanurzenia są większe. Rys. 5 ilustruje to zjawisko – pierwsza seria danych (etykieta „zawsze przepuszczalne”) została obliczona przy założeniu, że zarodniki gazowe są cały czas przepuszczalne, natomiast druga (etykieta „przepuszczalne / nieprzepuszczalne”) opiera się na założeniu, że w momencie gdy gradient dośrodkowy przekracza 37 msw, zarodniki gazowe stają się nieprzepuszczalne.



Rys. 5 Kompresja zarodników gazowych podczas zanurzenia (tkanka o półokresie 5 min., 20 msw / min., nurkowanie na powietrzu) przy założeniu, że otoczka zarodników jest cały czas przepuszczalna vs. początkowo przepuszczalna, a później nieprzepuszczalna.

Różnica w promieniach zarodków gazowych na docelowej głębokości jest na Rys. 5 wyraźnie widoczna. Zgodnie z tym, co zostało już powiedziane, gradient przesylenia podczas dekompresji opiera się na wielkości pęcherzyka. Rys. 6 przedstawia początkowe gradienty przesylenia wyliczone dla tego samego przykładu.



Rys. 6 Początkowy gradient przesylenia dla zarodników gazowych o otoczkach przepuszczalnych cały czas vs. początkowo przepuszczalnych, a później nieprzepuszczalnych.

Jak widać na Rys. 6 wprowadzenie nieprzepuszczalności zmniejsza dopuszczalny gradient przesylenia.

Można zapytać teraz o praktyczne implikacje opisanych zależności. Ważne jest to, że pęcherzyki są sprężane podczas zanurzenia. Im szybsze sprężenie, tym lepiej, jako że wówczas zarodniki gazowe zmniejszają się bardziej i pobudzenie ich do wzrostu wymagałoby większego przesylenia, co w praktyce oznacza zmniejszenie ryzyka DCS.

Wreszcie warto zaznaczyć, że w przeciwieństwie do modeli neo-haldanowskich gradienty przesylenia (a więc i Wartości-M) w modelu VPM zależą od początkowej kompresji pęcherzyków. Ta zależność może nie mieć znaczenia w przypadku „normalnych” nurkowań, ale należy o niej pamiętać przy nurkowaniach wielopoziomowych. Przeprowadzenie głębokiej części wielopoziomowego nurkowania na samym jego początku powoduje większą początkową kompresję pęcherzyków, co prowadzi albo do skrócenia dekompresji, albo zwiększenia bezpieczeństwa, jeśli czas pozostanie niezmienny.

W modelu VPM (jak również we wszystkich modelach pochodnych) parametr kontrolujący moment zainicjowania stadium nieprzepuszczalnego nazywamy (jakżeby inaczej) „gradientem inicjacji stadium nieprzepuszczalnego”. Obniżenie jego wartości skutkuje bardziej konserwatywnym profilem dekompresyjnym dla głębokich nurkowań, choć różnicowanie nie jest zbyt wysokie – wolne tkanki, kontrolujące płytkie (i długie) przystanki są stosunkowo mało wrażliwe na zmiany tego parametru.

Zależność pomiędzy ciśnieniem zgniatającym działającym na zarodnik gazowy a dopuszczalnym postulowanym przez VPM gradientem przesylenia ma wiele praktycznych konsekwencji. Po pierwsze wyjaśnia ona do pewnego stopnia haldanowską teorię wskaźnika przesylenia. Ponieważ pęcherzyki są mocniej skompresowane podczas głębokich nurkowań, początkowe dopuszczalne przesylenie jest także wyższe i nurek może wynurzyć się do „stosunkowo” płytszej głębokości ([2]).

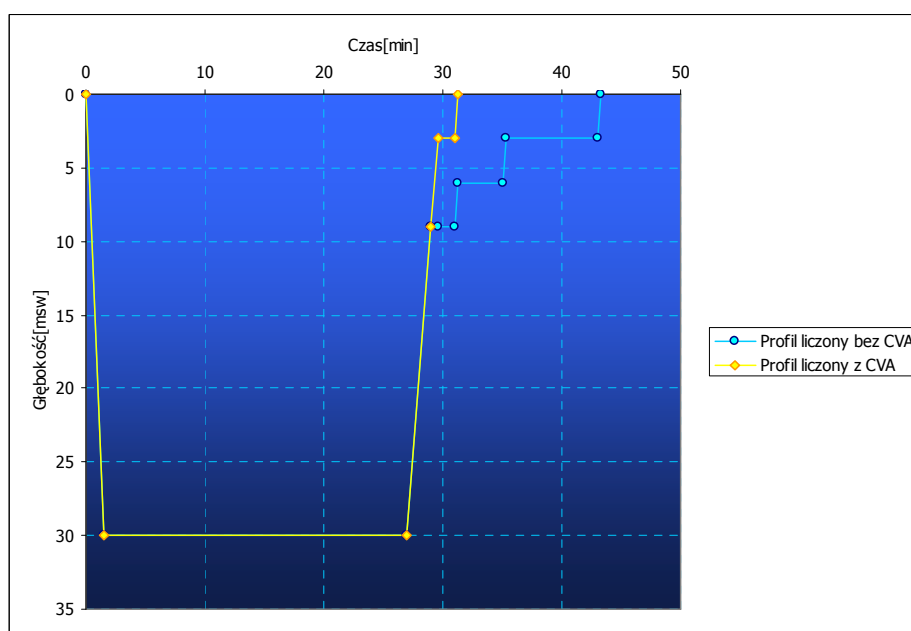
Inną ciekawą implikacją jest to, że w modelu VPM – w przeciwieństwie do modeli neo-haldanowskich – dopuszczalne poziomy przesylenia dla tkanek szybkich są niższe niż dla tkanek wolnych. Konsekwencje tego faktu dla kształtu krzywej dekompresji są ogromne – w rezultacie pierwsze przystanki dekompresyjne są głębokie, natomiast płytkie przystanki są relatywnie krótkie. Profil, którego osiągnięcie przy użyciu algorytmu Buhlmana wymagało zastosowania współczynników korygujących (GF), w modelu VPM jest standardem.

Wyjaśnia to również, dlaczego głębokie nurkowania trimiksowe wymagają krótszej dekompresji przy zastosowaniu modelu VPM (lub VPM-B), niż wynikałoby to ze (zmodyfikowanego) modelu Buhlmana z GF. Sprężenie zarodników gazowych podczas zanurzenia skutkuje stosunkowo wysokim dopuszczalnym przesyleniem podczas dekompresji, w efekcie długie płytkie przystanki charakterystyczne dla ZHL16 stają się w krótsze w modelu VPM.

HIPOTEZA OBJĘTOŚCI KRYTYCZNEJ (CRITICAL VOLUME HYPOTHESIS)

Co ciekawe, profile dekompresyjne wyliczone na podstawie opisanej metody są często przesadnie zachowawcze dla krótkich i płytkich nurkowań. Jako rozwiązanie tego problemu prof. Yount zastosował Hipotezę Objętości Krytycznej Hemplemana i Hennessy'ego. Zgodnie z tą hipotezą podstawowe kryterium ograniczające dekompresję jest produktem gradientu i czasu dekompresji. Matematycznie wyraża się je całą ilości pobudzonych do wzrostu zarodników i gradientu przesylenia po czasie, co w praktyce oznacza, że „krótsze” dekompresje mogą być realizowane w sposób bardziej agresywny.

Rys. 7 przedstawia zasadę Algorytmu Objętości Krytycznej (*Critical Volume Algorithm – CVA*). Dla jednakowego nurkowania zostały wyliczone dwa różne profile dekompresyjne – z i bez CVA. Programy dekompresyjne wykorzystujące CVA zaczynają od konserwatywnego profilu dekompresyjnego i poprzez iteracje generują kolejne coraz agresywniejsze profile tak długo, aż kolejna iteracja nie przynosi oszczędności czasu deko, czyli inaczej – żeby już być boleśnie precyzyjnym – aż „objętość fazy wolnej” się zbiegnie.



Rys. 7 Profile dekompresyjne dla 27 min. na 30 msw, nurkowanie na EAN35.

W większości programów opartych na modelu VPM różnicę w profilach dekompresyjnych wygenerowanych z zastosowaniem i bez CVA można zobaczyć po prostu włączając lub wyłączając odpowiednią opcję. Choć CVA ma największy wpływ na (stosunkowo) krótkie i / lub płytkie nurkowania, w pewnych okolicznościach ma znaczenie również dla nurkowań technicznych. Podczas liczenia profili dekompresyjnych z wykorzystaniem jednego lub więcej gazów dekompresyjnych, utrata gazu deko spowoduje wydłużenie czasu dekompresji, co z kolei może prowadzić (przez CVA) do niższych dopuszczalnych gradientów przesylenia. Niższe gradienty przesylenia wiążą się z kolei z koniecznością głębszego rozpoczęcia dekompresji i wydłużeniem głębokich przystanków. Często uważa się to za

poważną niedogodność przy obliczaniu tabel ucieczkowych (*bailout tables*) – nurk, który na 6 m / 20 ft zauważył, że z jakiegoś powodu utracił O₂ odkrywa jednocześnie, że powinien był rozpocząć dekompresję 3 m / 10 ft głębiej i że już zdążył być uciąć kawałek czasu dekompresji. Na szczęście w większości przypadków różnice są niewielkie i decyzję co zrobić w takim przypadku można pozostawić nurkowi.

VPM I NURKOWANIA POWTÓRZENIOWE

Wszystkie neo-haldanowskie modele dekompresyjne kontrolują poziom zalegającego azotu (czy jakichkolwiek innych gazów obojętnych) pomiędzy nurkowaniami i na podstawie przerwy powierzchniowej wyliczają początkową prężność gazu w tkance, którą należy uwzględnić przy nurkowaniu powtórzeniowym. Generalnie po nurkowaniu prężności te będą wyższe niż u osób, które nie nurkowały, w efekcie powstaną bardziej konserwatywne profile dekompresyjne niż w przypadku pierwszego nurkowania w serii.

W modelu VPM mamy jednak do czynienia z jednym dodatkowym parametrem – wielkością zarodnika gazowego. Cała idea modelu VPM zasadza się na kontrolowaniu wzrostu pęcherzyków gazowych w taki sposób, żeby wyłącznie te o promieniu większym od krytycznego mogły rosnąć. Niestety CVA, jak opisaliśmy przed chwilą, często zwiększa dopuszczalne gradienty przesylenia wyliczone w oparciu o kryteria wzrostu pęcherzyków. Skutkuje to pobudzeniem do wzrostu większej liczby pęcherzyków. Aby zapobiec takiej sytuacji, należy – w przypadkach gdy zastosowanie CVA prowadzi do wyższych gradientów przesylenia – przeliczyć początkowy promień krytyczny dla nurkowań powtórzeniowych. W praktyce oznacza to, że wygenerowane przez VPM profile powtórzeniowe będą bardziej zachowawcze nie tylko ze względu na zalegający gaz, ale także przez redukcję początkowego promienia krytycznego pęcherzyków.

Warto tu zaznaczyć, że fizyka nurkowań powtórzeniowych jest jedną z największych zagadek nurkowania. Jak zauważył Wienke [3] pewien poziom adaptacji obserwuje się u nurków kesonowych – nowi robotnicy są bardziej podatni na DCS od tych, którzy już jakiś czas pracują. Zjawisko to może wiązać się ze ściśnięciem lub eliminacją zarodników gazowych podczas dekompresji z organizmów robotników pracujących dłużej. W konsekwencji następujące po sobie ekspozycje produkowałyby mniej pęcherzyków, a całkowita ilość wolnego gazu w organizmie byłaby niższa.

Z drugiej jednak strony jest prawdą powszechnie wiadomą, że w nurkowaniu rekreacyjnym ryzyko DCS jest większe w trakcie wielodniowych nurkowań powtórzeniowych. Oczywiście różnicą pomiędzy tymi dwiema sytuacjami jest długość przerwy powierzchniowej i liczba ekspozycji hiperbarycznych dziennie.

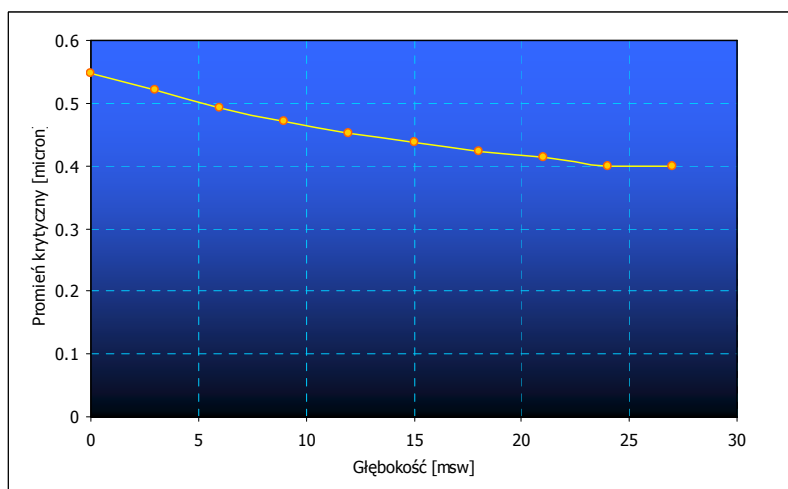
W końcu, na obecnym etapie wiedzy niemożliwe jest rzetelne przewidywanie zachowania populacji zarodników gazowych po dekompresji – a w efekcie obliczanie bezpiecznych profili dekompresyjnych dla nurkowań powtórzeniowych pozostaje poważnym wyzwaniem.

VPM Z POPRAWKĄ NA PRAWO BOYLE'A (VPM-B)

VPM w opisanej powyżej formie zrewolucjonizował nurkowanie – jeśli nie bezpośrednio, przez dostarczenie fizycznego modelu wielu obserwowanym empirycznie zjawiskom, to jako podstawa, na której rozwinęły się inne modele (RGBM).

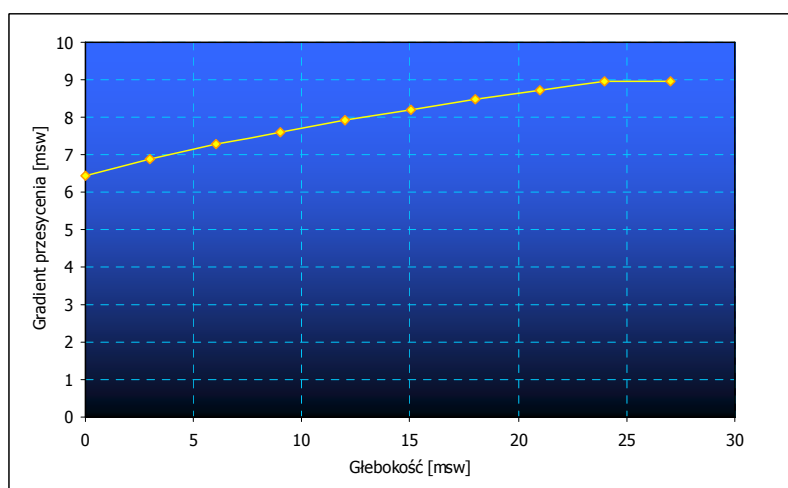
Generowane przez VPM profile dekompresyjne były jednak postrzegane jako agresywne i w kilku przypadkach doprowadziły do DCS. Dlatego właśnie w roku 2002 Erik C. Baker zmodyfikował oryginalny model VPM, wprowadzając zmieniony algorytm, znany dziś jako VPM-B. Generalnie modyfikacja polegała na redukcji dopuszczalnych gradientów przesylenia w miarę zbliżania się do powierzchni. Baker mógł być wykorzystać swoją koncepcję współczynników korygujących (GF), ale zamiast tego zdecydował się na pójście

drogą „naukową” i wyliczać zredukowane gradienty na podstawie rozszerzenia się pęcherzyków zgodnie z prawem Boyle’a.



Rys. 8 Rozszerzanie się zarodników gazowych podczas dekompresji (przedział tkankowy o półokresie 5 min. nurkowanie na powietrzu na 40 msw).

Generalnie chodzi o to, że zarodniki gazowe, podobnie jak nadmuchane baloniki, rozszerzają się wraz ze spadkiem ciśnienia otoczenia (głębokości). Ponieważ gradienty przesylenia zależne są od wielkości tych pęcherzyków, również one będą się zmniejszać, co zaowocuje dłuższym czasem spędzonym na płytkich przystankach. Poniższe rysunki przedstawiają zarówno zmniejszenie się zarodników gazowych (Rys. 8), jak i odpowiadający mu spadek gradientów przesylenia (Rys. 9).



Rys. 9 Spadek dopuszczalnego gradientu przesylenia podczas dekompresji (przedział tkankowy o półokresie 5 min. nurkowanie na powietrzu na 40 msw).

PODSUMOWANIE

Pochodzący od VPM model VPM-B jest w chwili obecnej jednym z najpopularniejszych algorytmów dekompresyjnych, po części dzięki dostępności taniego oprogramowania, po części dlatego, że generuje on rozsądne profile dekompresyjne. Jednak prawdziwej wartości VPM nie stanowi jego powszechność, ale fakt, że dostarczył on w końcu modelu wielu zjawiskom zachodzącym podczas dekompresji. Model ten może być nieprecyzyjny, niektórzy

twierdzą wręcz, że jest błędny, jednak bez wątpienia stanowi on kamień milowy w historii modelowania dekompresji.

PARAMETRY MODELU VPM-B

Zarówno VPM jak i VPM-B uwzględniają pewną liczbę parametrów, opisanych pokrótce w poniższej tabeli:

Tabela 1 Parametry modelu VPM(B)

Parametr	Opis	Wzrost jego wartości skutkuje...
Początkowy promień krytyczny	Początkowy promień krytyczny kontroluje wielkość pęcherzyków, a co za tym idzie dopuszczalny poziom przesylenia tkanki. Istnieją dwa promienie krytyczne – dla azotu i dla helu, w efekcie możliwe jest np uzyskanie większych przesyceń dla mieszanki bogatych w hel.	dłuższą dekompresją
Parametr pojemności krytycznej lambda	Kontroluje "Algorytm Objętości Krytycznej" (CVA). Zasadniczo determinuje, jak "poważna" musi być dekompresja, by model zaczął obniżać gradienty przesylenia.	dłuższą dekompresją
Ciśnienie innych gazów	VPM bierze pod uwagę obecność gazów metabolizowanych (CO ₂ , para wodna itd.), które uczestniczą we wzroście pęcherzyka. Parametr ten (wykorzystywany w kilku programach) kontroluje ciśnienie gazów we krwi żyłnej.	dłuższą dekompresją
Stała czasowa regeneracji	Określa, jak szybko zgniecione zarodniki gazowe odzyskują swoją początkową wielkość. Generalnie nie ma większego znaczenia poza przypadkami kilkudniowych nurkowań saturowanych.	krótszą dekompresją
Napięcie powierzchniowe (gamma i gamma c)	Determinuje zachowanie zarodników gazowych pod ciśnieniem (kurczenie się i wzrost).	dłuższą dekompresją
Gradient inicjacji stadium nieprzepuszczalnego	Określa, na jakiej głębokości otoczki zarodników gazowych staną się nieprzepuszczalne. Odnosi się głównie do nurkowań głębokich.	krótszą dekompresją

PODZIĘKOWANIA

Chciałbym podziękować Joemu Heskethowi i Joao Delgado, członkom HLPlanner Beta Group za ich nieocenioną pomoc i komentarze, które przyczyniły się do powstania tego dokumentu w jego ostatecznym kształcie.

BIBLIOGRAFIA

- [1] E.C. Maiken (1995) [Bubble Decompression Strategies](#)
- [2] D.E. Yount (1988) Theoretical Considerations of Safe Decompression. In Y. Lin, A. Niu eds. *Hyperbaric Medicine and Physiology*. San Pedro, CA: Best Publishing Co. 1988

- [3] B. Wienke (2001) Technical Diving in Depth. Flagstaff, AZ: Best Publishing Co.
- [4] C. Edmonds, C. Lowry, J. Pennefather, R. Walker (2005) Diving and Subaquatic Medicine 4th edtn. London: Hodder Arnold.
- [5] E.B. Baker (2000) [Derivation with Explanation of the VPM Dynamic Critical Volume Algorithm of Yount & Hoffman \(1986\)](#).
- [6] D.E. Yount, E.C. Maiken, E.B. Baker (1999) [Implications of the Varying Permeability Model for Reverse Dive Profiles](#),