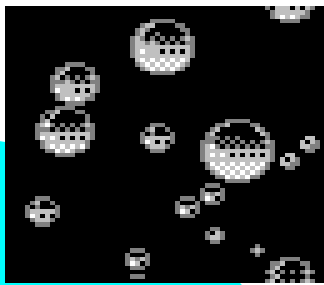


Dr med. Jarosław Krzyżak

ZROZUMIEĆ DEKOMPRESJĘ

Od J.S. Haldane'a do B.R. Wienke

PTMiTH 2007 r.



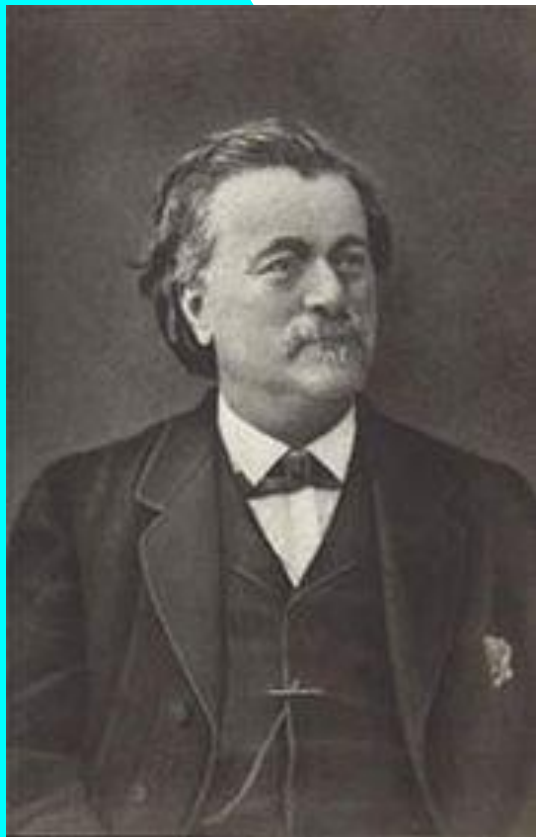
Wprowadzenie

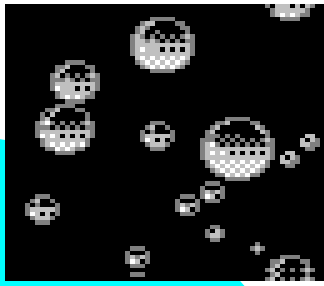
Paul Bert (fr.) 1833 – 1886

Ojciec fizjopatologii nurkowania

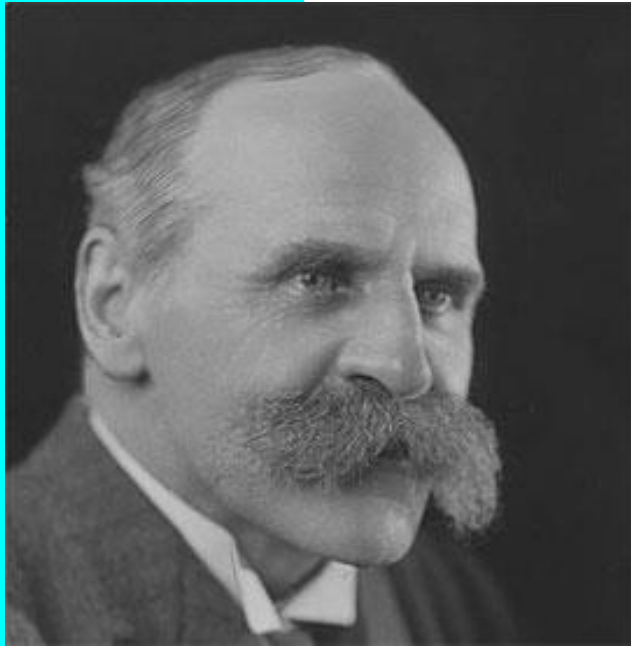
W latach 70. XIX wieku proponuje dla nurków i pracowników kesonów powolne i równomierne obniżanie ciśnienia, tzw. **dekompresję liniową – ciągłą z prędkością 3 ft/min.**

- ❑ w Anglii proponowano 5,0 ft/min.
- ❑ w Niemczech zalecano 1,5 ft/min.





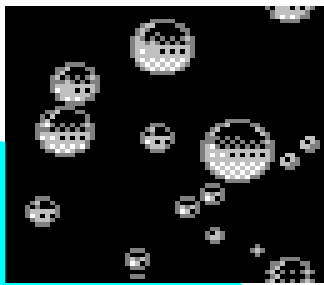
Wprowadzenie



John Scott Haldane (br.) 1860 – 1936

Doktor medycyny i prawa, fizjolog i filozof.

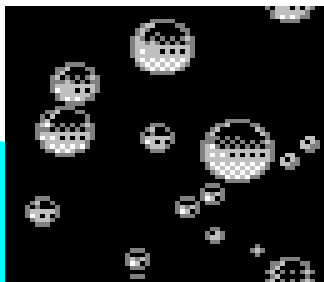
- ❑ twórca teorii dekompresji stopniowanej
- ❑ twórca pierwszych tabel dekompresyjnych
- ❑ wynalazca maski przeciwgazowej podczas I Wojny Światowej.



Wprowadzenie

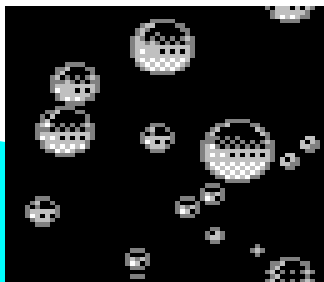


Zatonięcie 18.03.1904 r. pierwszego brytyjskiego okrętu podwodnego HMS „A-1” z 11 członkami załogi uczyniło ratowanie załóg OP oraz nurkowanie ważnym problemem narodowym Brytyjczyków.



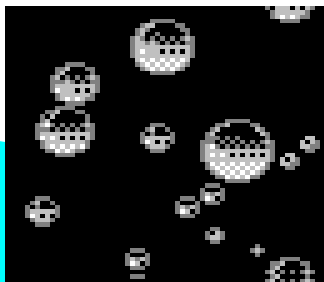
Podstawy

- ❑ Wzrost głębokości i czasu nurkowania zwiększa ryzyko zachorowania na chorobę dekompresyjną - DCS (*decompression sickness*).
- ❑ Układ oddechowy i krwionośny stanowią połączony system transportu gazów w organizmie.
- ❑ Ruch gazów odbywa się w kierunku **od środowiska o ciśnieniu wyższym do środowiska o ciśnieniu niższym**, tak długo dopóki nie wyrównają się ciśnienia gazów w obydwu środowiskach.
- ❑ W organizmie człowieka istnieją przynajmniej dwa środowiska (tkanki) o różnej rozpuszczalności dla gazów:
 - ❑ **tkanki wodne** - z przeważającą zawartością wody
 - ❑ **tkanki tłuszczowe** - z przeważającą zawartością związków lipidowych
- ❑ **Rozpuszczalność azotu jest około 5-krotnie większa w tkankach tłuszczowych niż wodnych.**

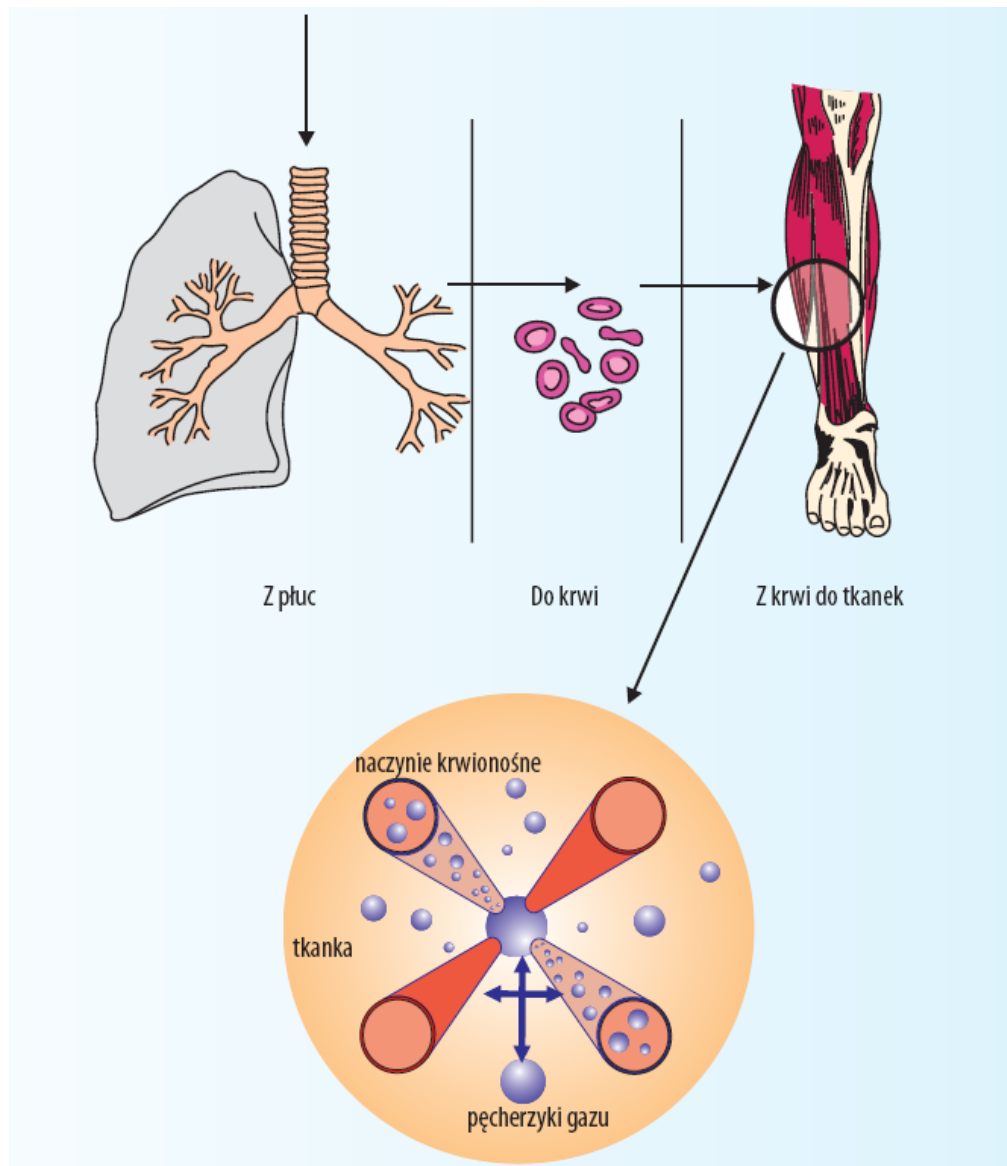


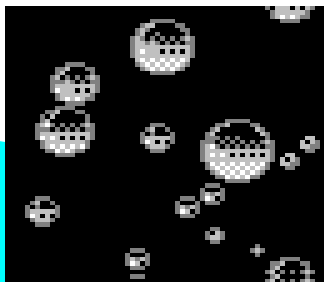
Podstawy

- ❑ Rozpuszczanie się gazu w każdym środowisku płynnym następuje zgodnie z **prawem Henry'ego** - zależy od rodzaju gazu, rodzaju cieczy, ciśnienia i temperatury.
- ❑ Siłą napędową dla ruchu każdego gazu jest **gradient ciśnień**, niezależnie od tego jakich dotyczy środowisk, tj. z cieczy do cieczy, czy z gazu do cieczy.
- ❑ Objętość gazu, która dyfunduje pod każdym gradientem jest funkcją powierzchni styku środowisk, rozpuszczalności w danym środowisku i odległości do pokonania, tzw. **odległości dyfuzyjnej**.
- ❑ Szybkość dyfuzji gazów jest odwrotnie proporcjonalna do pierwiastka kwadratowego jego gęstości lub masy atomowej (**prawo Grahama**).
 - ❑ z powodu mniejszej masy atomowej hel (${}_4\text{He}$) znacznie szybciej dyfunduje do płynów niż azot (${}_{14}\text{N}$)

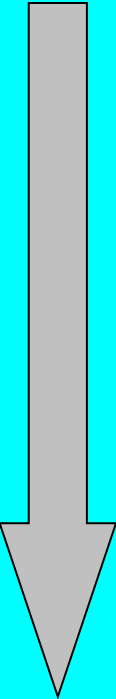


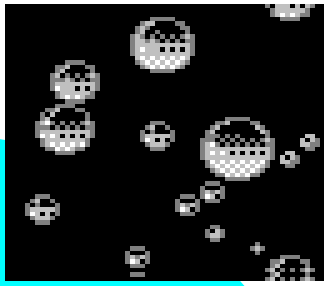
Podstawy





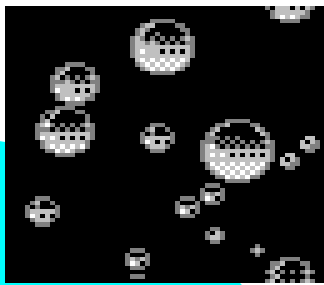
Historyczne doświadczenie Johna Scotta Haldane

- 
- ❑ Sprężenie kilku kóz do ciśnienia 45 ft (2,36 ATA) na 2 godziny, a następnie szybka dekompresja do ciśnienia 1 ATA. U kilku zwierząt rozwinęła się DCS przy spadku ciśnienia **tylko o 1,36 ATA.**
 - ❑ Sprężenie zwierząt do ciśnienia 165 ft (6 ATA) i dekompresja **o 1,36 ATA.** Objawy DCS nie wystąpiły.
 - ❑ Sprężenie zwierząt do ciśnienia 165 ft (6 ATA) i dekompresja do 3 ATA **(aż o 3 ATA !)**. Objawy DCS również nie wystąpiły.



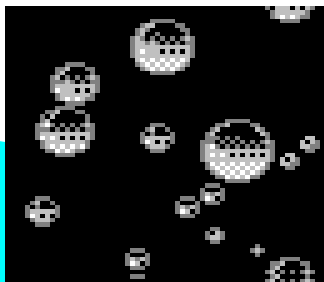
Założenia

- ❑ Podczas oddychania sprężonym powietrzem ciśnienie cząstkowe O_2 , N_2 i innych gazów w pęcherzykach płucnych wzrasta natychmiast proporcjonalnie do wzrostu ciśnienia.
- ❑ Tlen i gazy obojętne dyfundują do krwi poprzez ścianę pęcherzyka płucnego.
- ❑ W płucach azot i inne wchłaniane gazy obojętne przechodzą z postaci gazowej w rozpuszczalną.
- ❑ Ze światła naczyń włosowatych następuje dyfuzja gazów do tkanek. Jest to tzw. **nasycanie lub saturacja gazem.**
- ❑ Stopień unaczynienia i ukrwienia różnych tkanek oraz rozpuszczalność w nich azotu jest niejednakowa. Z tego powodu czas potrzebny do pełnego nasycenia azotem poszczególnych tkanek jest różny.



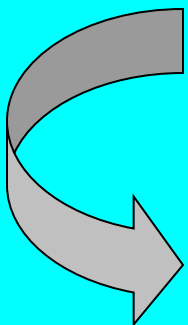
Założenia

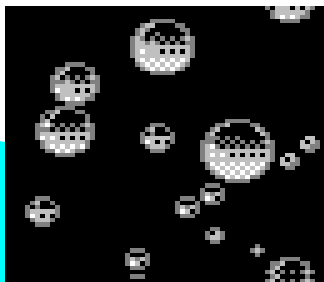
- ❑ Równowaga pomiędzy ciśnieniem cząstkowym azotu we włosniczkach i tkankach ustala się po różnym czasie zależnie m. in. od rodzaju tkanek, gęstości sieci naczyń włosowatych, szybkości przepływu krwi oraz od temperatury.
- ❑ Objętość gazu rozpuszczonego we krwi stanowi $1/26$ ilości całkowitego nasycenia organizmu.
- ❑ W czasie jednego obiegu krwi (około 30 s) może nastąpić nasycenie tkanek azotem w zakresie $1/26$, co po niemal 20 obiegach krwi nasyci organizm w 50%.
- ❑ Ponieważ nasycanie azotem do pełnej saturacji organizmu trwa długo, celem porównania tkanek wprowadził określenie „**czasu połowicznego nasycenia**” – $T_{1/2}$. Określa on czas w jakim różne tkanki w 50% nasycają się gazem obojętnym.



Pierwsza hipoteza Haldane'a

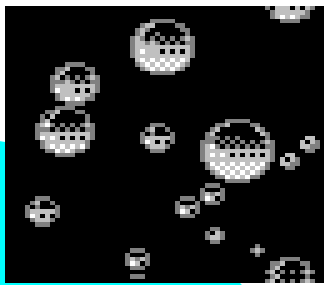
- ❑ W 1908 r. John Scott Haldane przedstawił **hipotezę współczynnika krytycznej supersaturacji**, inaczej tzw. współczynnik ciśnieniowy bezpiecznego przesycenia. Jako pierwszy stworzył podstawy teorii dekompresji.
- ❑ Nasycanie i eliminacja azotu przebiega zgodnie z **krzywą wykładniczą**, tzn. jest różna zależnie od ilości azotu nasycającego już tkankę. Jeżeli tkanka jest częściowo nasycona, to prędkość dalszego nasycania zmniejsza się, ponieważ zmniejsza się gradient ciśnień parcjalnych azotu.
- ❑ Ciało człowieka może być przedstawione jako zespół 5 różnych tkanek mających teoretyczne czasy połowicznego nasycenia wynoszące **5, 10, 20, 40 i 75** minut.
- ❑ Poszczególnym czasom połowicznego nasycenia przyporządkował niektóre narządy i tkanki anatomiczne:
 1. 5 min. - krew i limfa,
 2. 10 min. - mózg, rdzeń, gruczoły dokrewne,
 3. 20 min. - mięśnie,
 4. 40 min. - tkanka tłuszczowa,
 5. 75 min. - tkanka łączna.



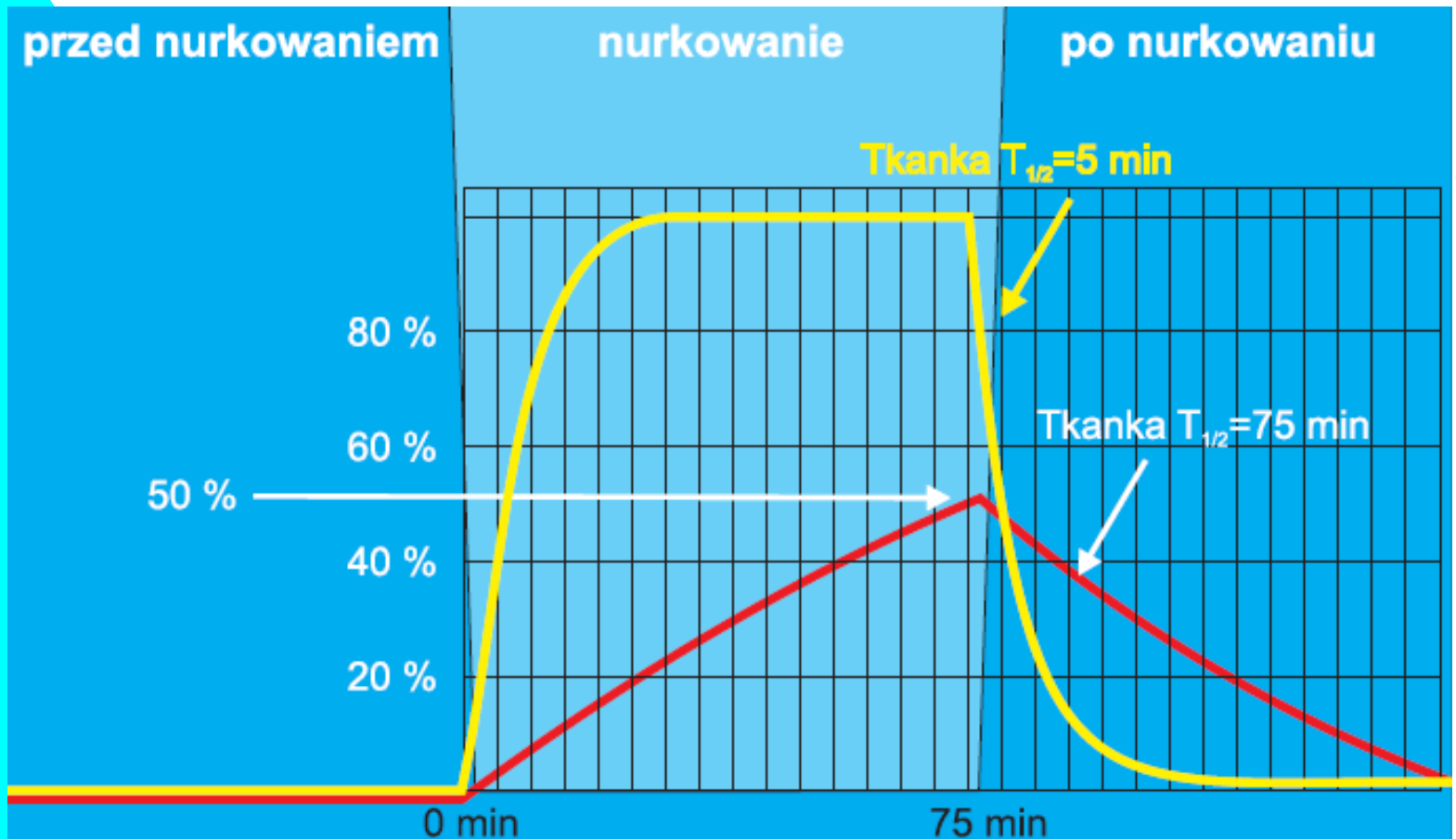


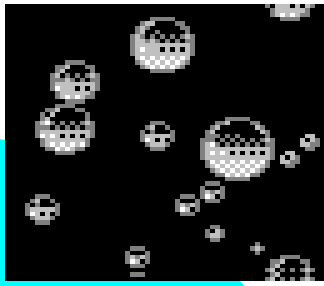
Druga hipoteza Haldane'a

- ❑ Wynikała z obserwacji, że nurek może tolerować szybką dekompresję powodującą supersaturację gazem w tkankach, ale jeszcze nie powodującą rozwoju DCS.
- ❑ Ciśnienie otaczające może być obniżone o połowę co spowoduje, że ciśnienie gazu rozpuszczonego w tkankach będzie 2-krotnie większe. Powstanie **stan supersaturacji**, który nie spowoduje jednak powstania pęcherzyków gazowych lub objawów DCS.
- ❑ Stosunek **2:1** maksymalnej głębokości do głębokości pierwszego przystanku dekompresyjnego uznał za bezpieczny.
- ❑ J.S. Haldane stworzył zasady wynurzania, w których ciśnienie azotu w każdej hipotetycznej tkance nigdy nie przekraczało ciśnienia otaczającego więcej niż o stosunek **2:1**. Jest to tzw. **hipoteza współczynnika krytycznej supersaturacji**.
- ❑ W oparciu o założenia Haldane'a powstały tabele dekompresyjne ustalające sposoby wynurzania z głębokości 64 m. (210 ft), chociaż Autor określił granicę bezpiecznych operacji nurkowych **na 50 m** (165 ft).



Krzywa nasycania i eliminacji azotem wg założeń Haldane'a





Dalszy rozwój teorii haldanowskiej

- Wprowadzenie nowych czasów połowicznego nasycenia - $T_{1/2}$.

- Krew uznano za najszybszą tkankę.

- $T_{1/2}$ innych tkanek:

- ◆ rdzeń kręgowy
- ◆ skóra i mięśnie
- ◆ stawy i kości
- ◆ ucho wewnętrzne

dla azotu

12,5 min.

37 - 79 min.

304 - 635 min.

146 - 238 min.

dla helu

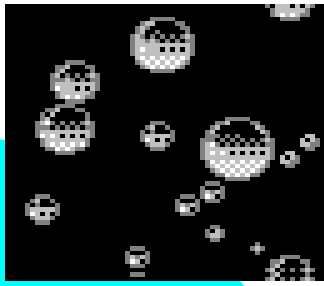
?

14 - 30 min.

115 - 240 min.

55 - 90 min.

- **Tkanki szybkie** - tkanki o wysokim metabolizmie i ukrwieniu szybko nasycające się gazem obojętnym, tj. mózgowie, mięsień sercowy, nerki i wątroba.
- **Tkanki wolne** - tkanki o mniejszym metabolizmie i ukrwieniu wolniej nasycające się gazem obojętnym, tj. ścięgna, więzadła, kości i tkanka tłuszczowa.
- Tkanka mięśniowa jest tkanką o pośredniej szybkości nasycania, a tkanka rdzenia kręgowego posiada **obszary o szybkim i wolnym nasycaniu** azotem.



Obserwacje praktyczne

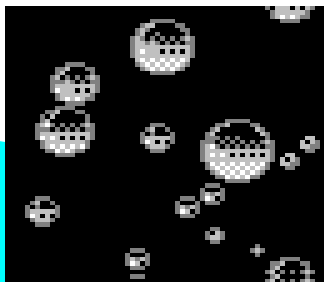
- ❑ Doświadczenia U.S. Navy prowadzone przez dr Hawkinsa i dr Yarbrough wykazały, że współczynnik Haldane'a 2:1 jest:
 - ◆ **zbyt zachowawczy dla krótkich nurkowań**, w których dekompresję limitują tkanki szybkie,
 - ◆ **zbyt ryzykowny dla długich nurkowań**, w których dekompresję limitują tkanki wolne.

$T_{1/2}$ tkanki	Hawkins 1935 r.	Yarbrough 1937 r.
5 min.	4,35	?
10 min.	3,56	?
20 min.	2,21	1,94 – 2,21
40 min.	1,58	1,38 – 1,58
75 min.	1,42 – 1,58	1,38 – 1,58

- ❑ Schematy dekompresji były wyliczane w oparciu o wskaźnik przesycenia tkanki gazem, tzw. wskaźniki tkankowe, ang. **TR = tissue ratio**

$$TR = \frac{\sum P_t}{P_a}$$

- ❑ W 1946 r. dr Albert Behnke stwierdził, że zasadniczą sprawą w ustalaniu bezpiecznych dekompresji podczas głębszych nurkowań jest **zmniejszenie współczynników bezpiecznego przesycenia zależnie od wzrostu głębokości.**



Obserwacje praktyczne

- ❑ W 1956 r. dr Des Grandes, Dwyer i Workman podali, że współczynniki bezpiecznego przesylenia powinny zmieniać się wraz z głębokością nurkowania. Wprowadzili serię tzw. **wskaźników M**, ang. **MPTT** = *maximum permissible tissue tension*, lub *M-value*.
- ❑ Według tej koncepcji dekompresja jest realizowana przez wynurzenie do naj płytszego przystanku dekompresyjnego, zanim wyliczona prężność gazu w tkance dla tego przystanku, przekroczy odpowiedni wskaźnik M.
- ❑ Wskaźniki M Workman wyliczał przy pomocy wzoru:

$$M = M_0 + \alpha \times D$$

gdzie:

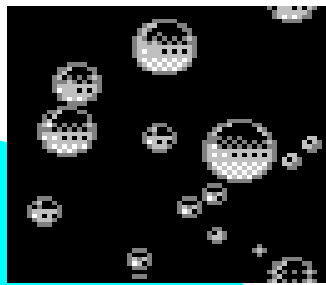
M – maksymalna dozwolona prężność gazu w tkance w msw lub fsw

M_0 – maksymalna dozwolona prężność gazu w tkance na powierzchni ($D = 0$) w msw lub fsw

α – stały współczynnik zależny od $T_{1/2}$ tkanki

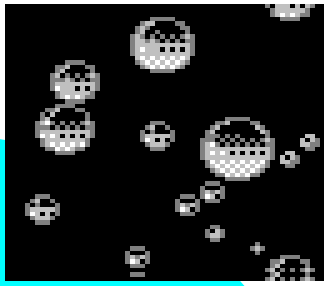
D – głębokość następnego przystanku dekompresyjnego

- ❑ **Włączono tkankę o $T_{1/2}$ równym 120 min.**



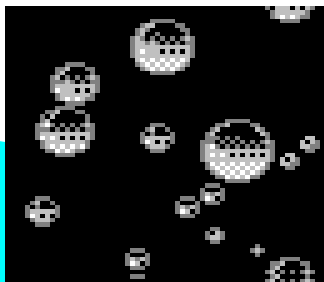
Obserwacje wykraczające poza klasyczną haldanowską teorię dekompresji

- ❑ Badania radioaktywnym ksenonem wykazały, że **nasycanie gazem tkanek wymaga znacznie dłuższego czasu** niż wynikałoby to z wcześniejszych założeń opartych na hipotetycznych tkankach.
- ❑ Stało się konieczne zwiększenie ilości hipotetycznych tkanek ponad pierwotnie określoną liczbę 5. Niektórzy badacze zwiększyli ją **ponad 3-krotnie**.
- ❑ Częste nurkowania głębokie, długie i wielokrotne jednego dnia spowodowały wzrost przypadków DCS oraz konieczność uwzględnienia w procedurach dekompresyjnych tkanek o dłuższych czasach nasycania.
- ❑ Do rozważań teoretycznych i wyliczeń matematycznych dołączono tkanki o 240, 360, 720 i **nawet 1000 minutowym $T_{1/2}$** .
- ❑ **Dekompresja stopniowana Haldane'a** została powszechnie zaakceptowana, gdyż znacząco skracala czas dekompresji.



„Pęcherzyki nieme”

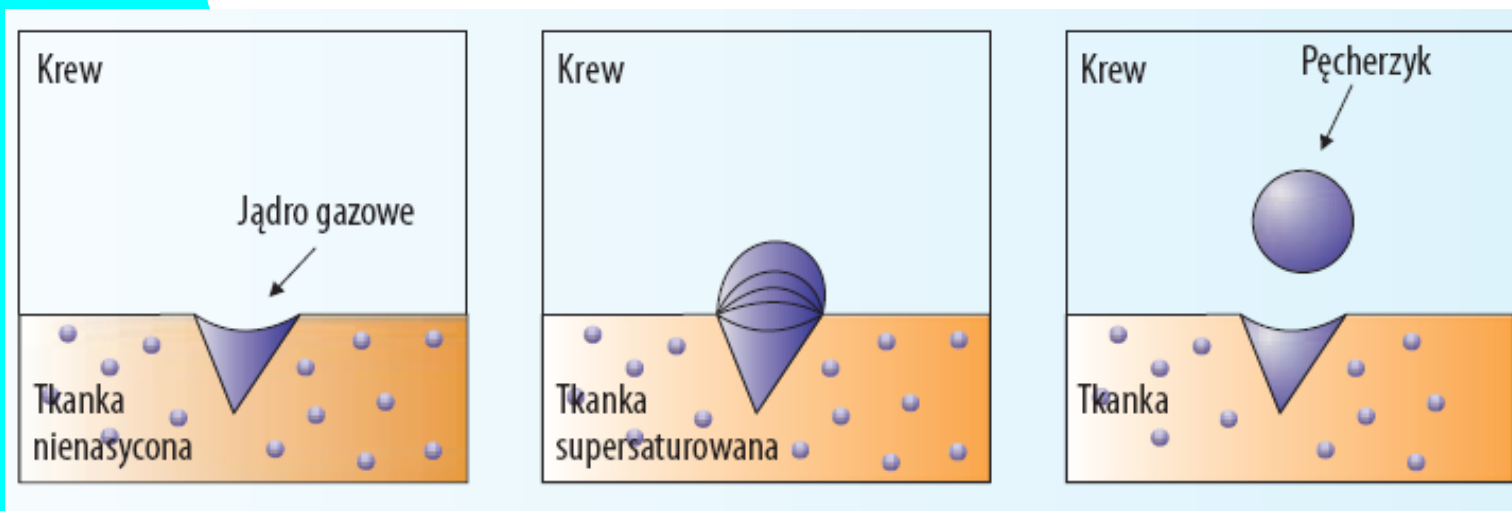
- ❑ Podczas każdej dekompresji **prawie 5% azotu** nasycającego organizm podczas nurkowania przechodzi w fazę pęcherzyków gazowych.
- ❑ Ponieważ nie powodują one objawów chorobowych w 1942 r. dr A. Behnke nazwał je „pęcherzykami niemymi” (*ang. silent bubbles*).
- ❑ Pęcherzyki nieme mają duży wpływ na przebieg dekompresji i eliminację gazu podczas nurkowań długich i wielokrotnych.
- ❑ Obecnie wiadomo, że ponowne nurkowanie w okresie eliminacji azotu (pęcherzyków niemych) z organizmu oznacza, że nurek rozpoczyna drugie nurkowanie z pewną zatrzymaną ilością azotu w „tkankach wolnych”.
- ❑ Zalegający w tkankach gaz, zarówno rozpuszczony jak i w stanie wolnym wpływa na skrócenie czasu powtórnego nurkowania.

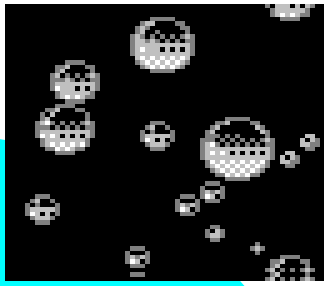


Koncepcja „jąder gazowych”

□ W 1951 r. dr Harvey wskazał na istotną rolę tzw. „jąder gazowych” w powstawaniu i rozwoju pęcherzyków gazowych w DCS.

1. Przy zbyt dużym spadku ciśnienia otaczającego we krwi i tkankach organizmu powstają pęcherzyki gazowe.
2. Początkowo są to **jądra gazowe**, które podczas dekompresji stopniowo powiększają się.
3. Jeżeli ich wielkość przekroczy średnicę naczyń krwionośnych włosowatych to powodują **zatory gazowe**.

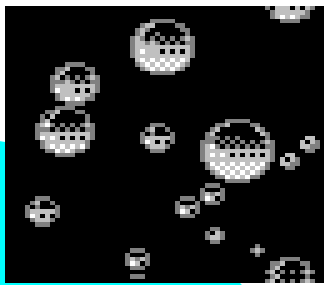




Co z pęcherzykami gazowymi ?

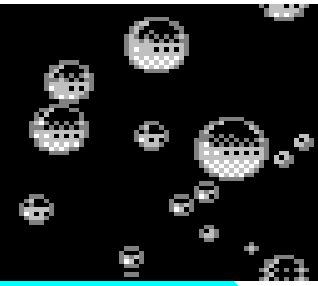
- ❑ Badania na żelatynowych modelach tkanek zapoczątkowane przez H. Le Messuriera, a następnie kontynuowane przez R.H. Straussa, D.E. Younta i R.D. Vanna, wyjaśniły dokładnie zachowanie się jąder gazowych podczas ekspozycji na zmienne ciśnienia.
- ❑ Potwierdziły, że różnice pomiędzy ciśnieniem gazu w tkance i w środowisku zewnętrznym powinny być jak najmniejsze, gdyż zapobiega to powstawaniu pęcherzyków gazowych.
- ❑ Badania te potwierdziły słuszność hipotezy krytycznego ciśnienia ΔP Prof. Leonarda Hilla z 1912 r.

Reasumując: Profil dekompresji wolny od pęcherzyków gazowych powinien mieć najpierw niewielkie obniżenie ciśnienia (ok. 80 cm H₂O) dla uzyskania stanu naturalnego nienasyceń. Dalsze obniżanie ciśnienia powinno przebiegać liniowo tak, aby zabezpieczyć menisk jądra gazowego przed nadmiernym rozdęciem mogącym spowodować uwolnienie pęcherzyka gazowego.

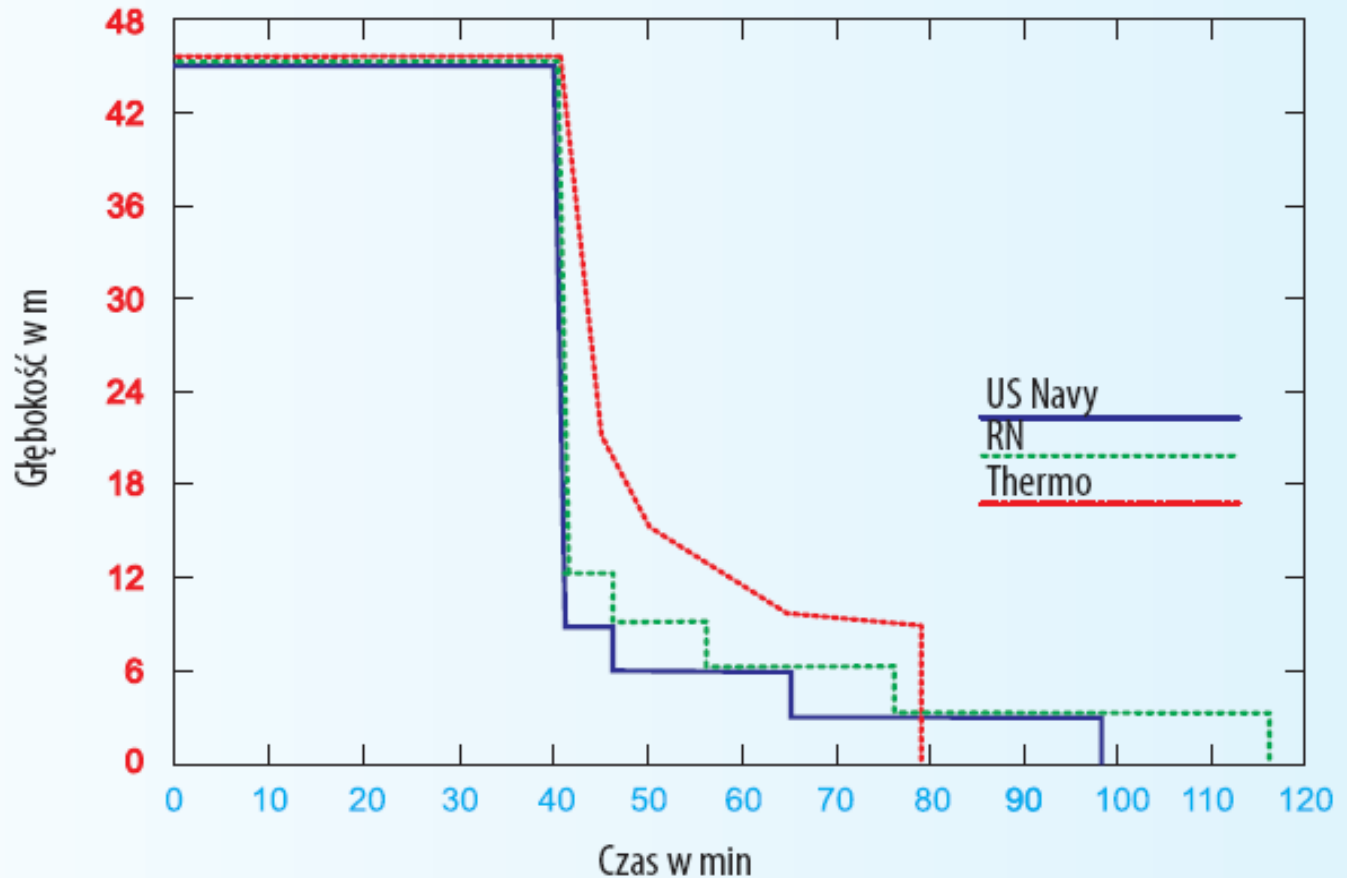


Inne koncepcje dekompresyjne

- ❑ **Termodynamiczny model wymiany gazowej B.A. Hillsa z 1966 r.**
 - ❑ W modelu połączył zjawiska perfuzji krwi i dyfuzji gazów do tkanek.
 - ❑ Model skomplikował przez umieszczenie w nim dwóch postaci gazu obojętnego: gaz w fazie rozpuszczonej i w fazie wolnej – **mikropęcherzyków**.
 - ❑ Z naczynia krwionośnego gaz dyfunduje promieniście – wzorzec cylindra.
 - ❑ W modelu tym każda tkanka szybka będzie miała **element „wolny”**, a każda tkanka wolna będzie miała **element „szybki”**.
 - ❑ Pierwszy wprowadził ideę **głębokich przystanków dekompresyjnych** co znacznie skróciło ogólny czas dekompresji w jego profilach wynurzania (o około 30% w porównaniu do tabel Royal Navy i 20% do tabel US Navy).



Termodynamiczny model wymiany gazowej



- Profile dekompresji dla nurkowania na głębokości 45 m przez 40 min. dla modeli dekompresji opartych na supersaturacji tkanek (US Navy i RN) i dla termodynamicznego modelu dekompresji B. Hillsa.



Nowe koncepcje w teorii dekompresji

- ❑ Obecnie współistnieją trzy spokrewnione koncepcje, które brane są pod uwagę i odgrywają ważną rolę w teorii dekompresji oraz leczeniu DCS:
 1. koncepcja „**próżni ciśnienia parcjalego**” C. B. Momsena z 1942 r.
 2. hipoteza „**naturalnego nienasyceenia**” B. Hillsa i H. Le Messuriera z 1966 r.
 3. koncepcja „**okienka tlenowego**” A. Behnke z 1967 r.

- ❑ Idea tzw. „okienka tlenowego” dr A. Behnke została sformułowana w następujący sposób:

„Podczas przepływu krwi przez naczynia włosowate tlen jest uwalniany w różnych ilościach do różnych tkanek. Powoduje to powstawanie niezbędnej przestrzeni dla przechodzenia gazu obojętnego z tkanek do płuc”.

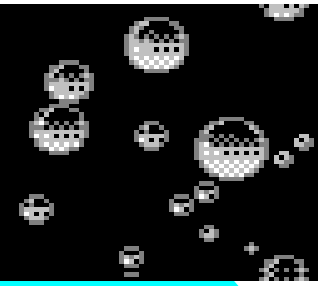


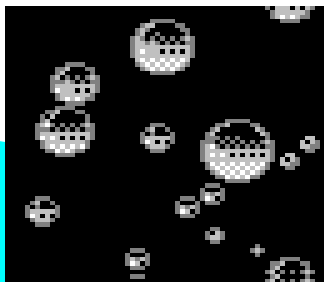
Tabela prężności gazów w mm Hg w powietrzu pęcherzykowym, krwi tętnicznej i żylniej

Gaz	Pęcherzyk płucny	Krew tętnicza	Krew żylna
CO ₂	40	40	46
Tlen	100	95	40
Para H ₂ O	47	47	47
Azot	573	573	573
Razem	760	755	706

W praktyce nurkowej ten dług tlenowy nazwany jest naturalnym nienasyceniem lub tzw. **okienkiem tlenowym**. Wartość ciśnienia w okienku tlenowym wynosi:

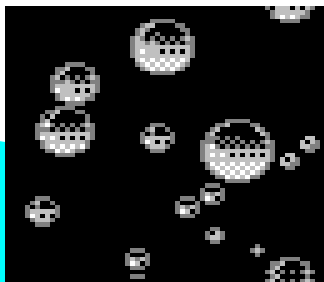
$$760 - 706 = 54 \text{ mm Hg}$$

- W dalszych rozważaniach Behnke uznał, że ponieważ dwutlenek węgla i para wodna nie powodują powstania pęcherzyków gazowych, można je doliczyć do nienasycenia organizmu. Powoduje to jego wzrost o 93 mm Hg, co daje tzw. **rozszerzone okienko tlenowe o wartości 133 mm Hg**.

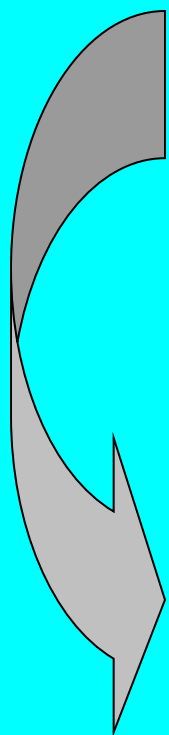


Co z „okienkiem tlenowym” ?

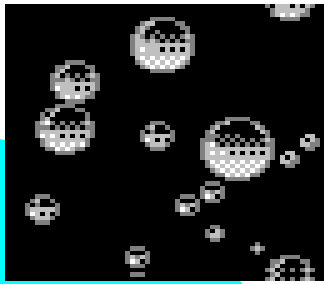
- ❑ W latach 50. A.A. Bühlmann podczas dekompresji zamieniał hel na azot, a następnie na tlen pod maksymalnie dopuszczalnymi ciśnieniami.
- ❑ W 1961 r. M. Goodman zaprezentował pogląd, że **proces dekompresji powinien przebiegać z zastosowaniem różnych gazów** w zależności od głębokości przystanków dekompresyjnych.
- ❑ W 1966 r. A. Behnke urzeczywistnił wartość nienasycenia we własnej teorii „okienka tlenowego” przez **zastosowanie tlenu do oddychania w celu przyspieszenia dekompresji.**
- ❑ Leczył DCS stosując 100% tlen do oddychania na głębokości 9 m oraz **proponował stosowanie mieszanek tlenowo-azotowych** na większych głębokościach.



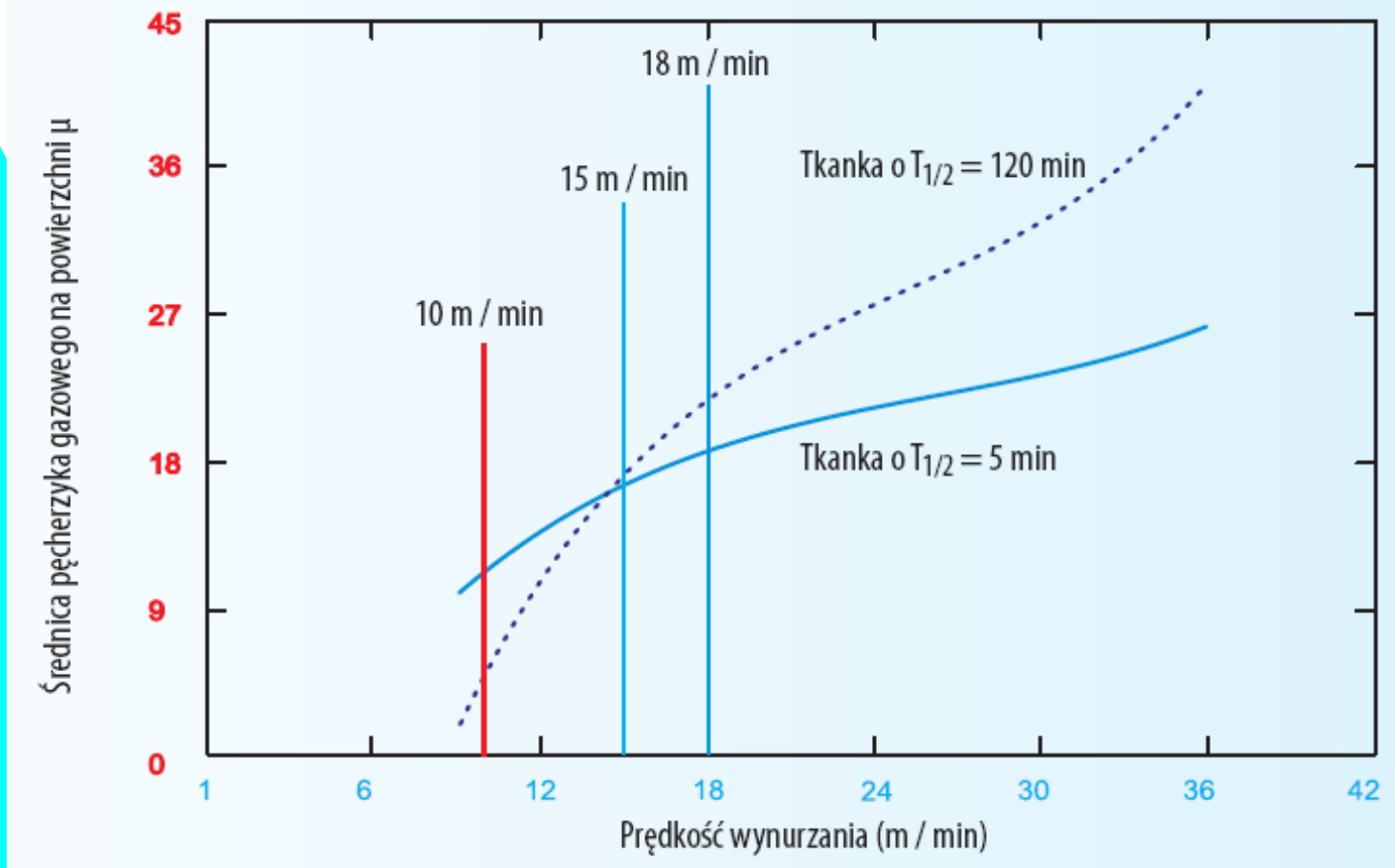
Bezpieczna prędkość wynurzania



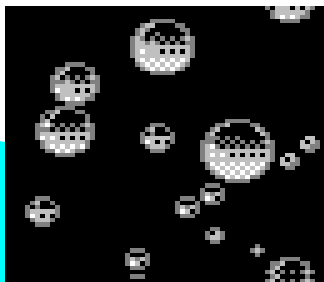
➤ 1908 r.	J.S. Haldane	7-8 m/min.	25 feet/min.
➤ 1953 r.	W. Bogusławski	6-8 m/min.	
➤ 1956 r.	U.S. Navy	18 m/min.	60 feet/min.
➤ 1968 r.	H.V. Hempleman	15 m/min.	50 feet/min.
➤ 1966 r.	B.A. Hills	12 m/min.	40 feet/min.
➤ 1975 r.	A.A. Bühlmann	10 m/min.	33 feet/min.
➤ 1990 r.	B.R. Wienke	9 m./min.	30 feet/min.
➤ 1996 r.	U.S. Navy	9 m/min.	30 feet/min.



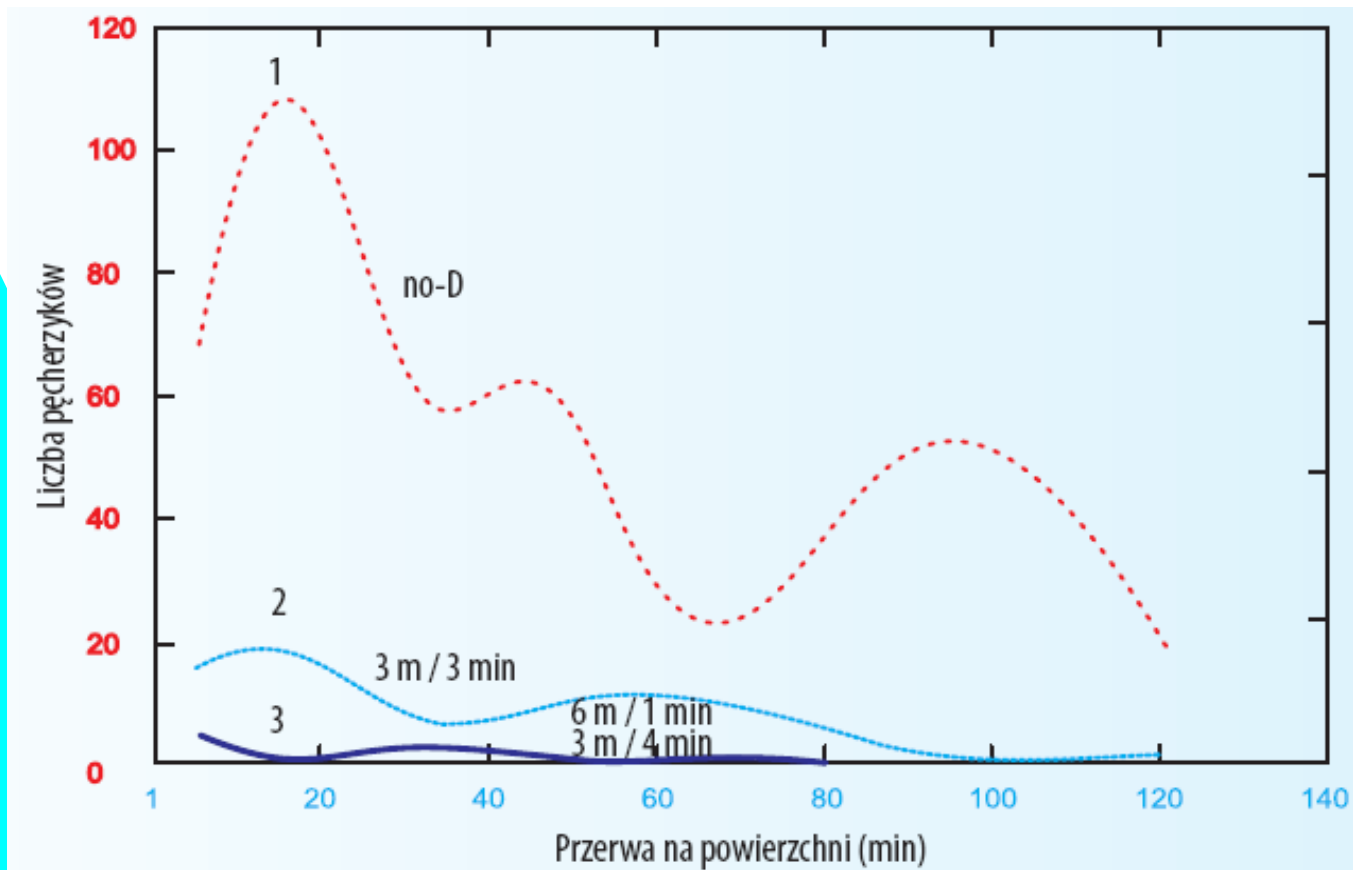
Bezpieczna prędkość wynurzania



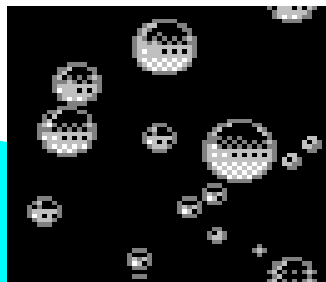
- Wpływ prędkości wynurzania na średnicę pęcherzyków gazowych



Przystanki bezpieczeństwa

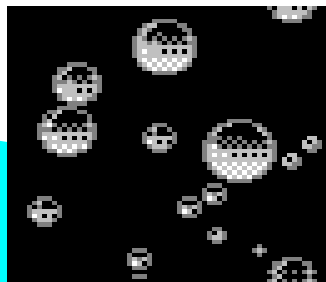


- W 1970 r. dr A. Pilmanis udowodnił, że ilość mikropęcherzyków może być zmniejszona do około 1/5 przez wykonanie przystanku bezpieczeństwa 3 min/3 m, a jeszcze bardziej przez wykonanie 2-ch przystanków bezpieczeństwa: 1 min/6 m i 4 min/3 m.



Głębokie przystanki dekompresyjne

- ❑ Podobny wpływ jak prędkość wynurzenia, na powstawanie pęcherzyków gazowych w organizmie nurka, mają **głębokie przystanki dekompresyjne**.
- ❑ Pierwszy wprowadził je **B.A. Hills** w **1966 r.** w termodynamicznym modelu wymiany gazowej, jednak na wiele lat zostały zapomniane.
- ❑ Powrócono do nich w **1990 r.** razem z rozwojem modeli dekompresyjnych D.E. Younta i B.R. Wienkego.
- ❑ Okazały się niezbędną praktyką w głębokich nurkowaniach mieszaninowych i w rozwoju nurkowania technicznego.
- ❑ Pierwszy zastosował je **Richard Pyle** w swoich głębokich nurkowaniach trimiksowych.



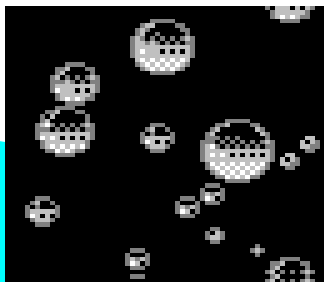
Głębokie przystanki dekompresyjne

- ❑ Jakkolwiek głębokie przystanki dekompresyjne uważa się za wielki postęp w nurkowaniu, to pierwsze doświadczenia z nimi nie miały charakteru naukowego, ale były eksperymentami opartymi na próbach i błędach.
- ❑ Pionierami we wdrożeniu technologii głębokich przystanków dekompresyjnych była grupa nurków jaskiniowych, badających jaskinie Florydy w programie badawczym znanym jako *Woodville Karst Plain Project* (WKPP).
- ❑ Procedury dekompresyjne opracowane zostały dla trzech trimiksów przez R.W. Hamiltona.
- ❑ Latem 1996 r. George Irvine, Jarrod Jablonski i Brent Scarabin z powodzeniem zrealizowali penetrację jaskini Wakulla. **Po 6-godzinnym nurkowaniu na głębokości 87 m wynurzali się przez 8,5 godziny z głębokimi przystankami dekompresyjnymi.**
- ❑ Standardowa dekompresja haldanowska dla tego nurkowania trwałaby **ponad 21 godzin.**



Głębokie przystanki dekompresyjne

- ❑ W ocenie ilościowej mała prędkość wynurzania jest bardzo pokrewna, ale nie tak efektywna jak głębokie przystanki dekompresyjne.
- ❑ Badając ich efektywność, P.B. Bennett stwierdził, że wprowadzenie głębokiego przystanku bez zmiany prędkości wynurzania zmniejsza wskaźnik dużych pęcherzyków gazowych do blisko zera, z 30,5% dla wynurzenia bez głębokiego przystanku.
- ❑ Jeżeli profil dekompresji nurka uwzględnia małą prędkość wynurzania i głębokie przystanki dekompresyjne, to korzystne efekty działania obydwu sumują się, dając bezpieczniejszą i skuteczniejszą eliminację gazu obojętnego z organizmu nurka.
- ❑ Choć mogłoby się wydawać, że mała prędkość wynurzania wpływa na wydłużenie czasu dekompresji, to jednoczesne zastosowanie głębokich przystanków dekompresyjnych zwykle znacznie skraca ogólny czas dekompresji nurka w granicach 10-50% w zależności od profilu nurkowania.



Koncepcje dr Hugh Van Liew

□ Według dr H. Van Liew azot (gaz obojętny) szybciej eliminowany jest z roztworu w tkankach niż z pęcherzyków gazowych:

◆ **Przykład:** Jeżeli nurek całkowicie nasycony powietrzem pod ciśnieniem 2 ATA zostanie szybko wynurzony na powierzchnię do ciśnienia 1 ATA, i jeżeli pęcherzyki gazu nie powstaną w tkance A, a powstaną w tkance B, to gradient ciśnień z tkanki do krwi tętniczej jest następujący:

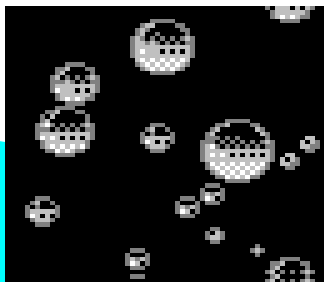
☞ **Tkanka A bez pęcherzyka:**

ciśnienie N_2	=	1179 mm Hg
• krew	ciśnienie N_2	= 573 mm Hg
• gradient	=	606 mm Hg

☞ **Tkanka B z pęcherzykiem:**

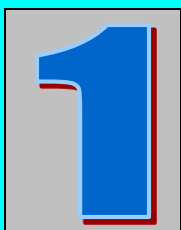
ciśnienie N_2	=	633 mm Hg
• krew	ciśnienie N_2	= 573 mm Hg
• gradient	=	60 mm Hg

◆ Z powyższego wynika, że gradient ciśnienia usuwający azot z roztworu w tkance jest **10-krotnie większy** niż z pęcherzyka gazowego będącego w tkance.

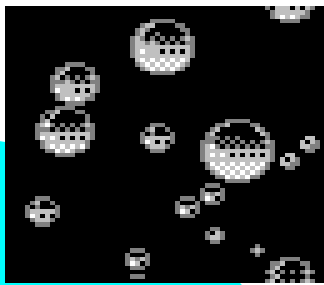


Rozwinięcie koncepcji okienka tlenowego przez dr H. Van Liew

Wielkość okienka tlenowego wzrasta liniowo wraz ze wzrostem ciśnienia cząstkowego wdychanego tlenu.



P/gaz	Krew tętnicza	Pęcherzyk gazowy	Krew żylna
1 ATA powietrze	N ₂ - 573 mm Hg O ₂ - 100 mm Hg CO ₂ - 40 mm Hg H ₂ O - 47 mm Hg <hr/> Σ: 760 mm Hg	N ₂ - 633 mm Hg O ₂ - 30 mm Hg CO ₂ - 40 mm Hg H ₂ O - 47 mm Hg <hr/> Σ: 760 mm Hg	N ₂ - 573 mm Hg O ₂ - 40 mm Hg CO ₂ - 46 mm Hg H ₂ O - 47 mm Hg <hr/> Σ: 706 mm Hg Gradient azotu <u>60 mm Hg</u>
2 ATA powietrze	N ₂ - 1179 mm Hg O ₂ - 254 mm Hg CO ₂ - 40 mm Hg H ₂ O - 47 mm Hg <hr/> Σ: 1520 mm Hg	N ₂ - 1393 mm Hg O ₂ - 30 mm Hg CO ₂ - 50 mm Hg H ₂ O - 47 mm Hg <hr/> Σ: 1520 mm Hg	Gradient azotu między pęch. gazu a krwią <u>214 mm Hg !</u>



Rozwinięcie koncepcji okienka tlenowego przez dr H. Van Liew

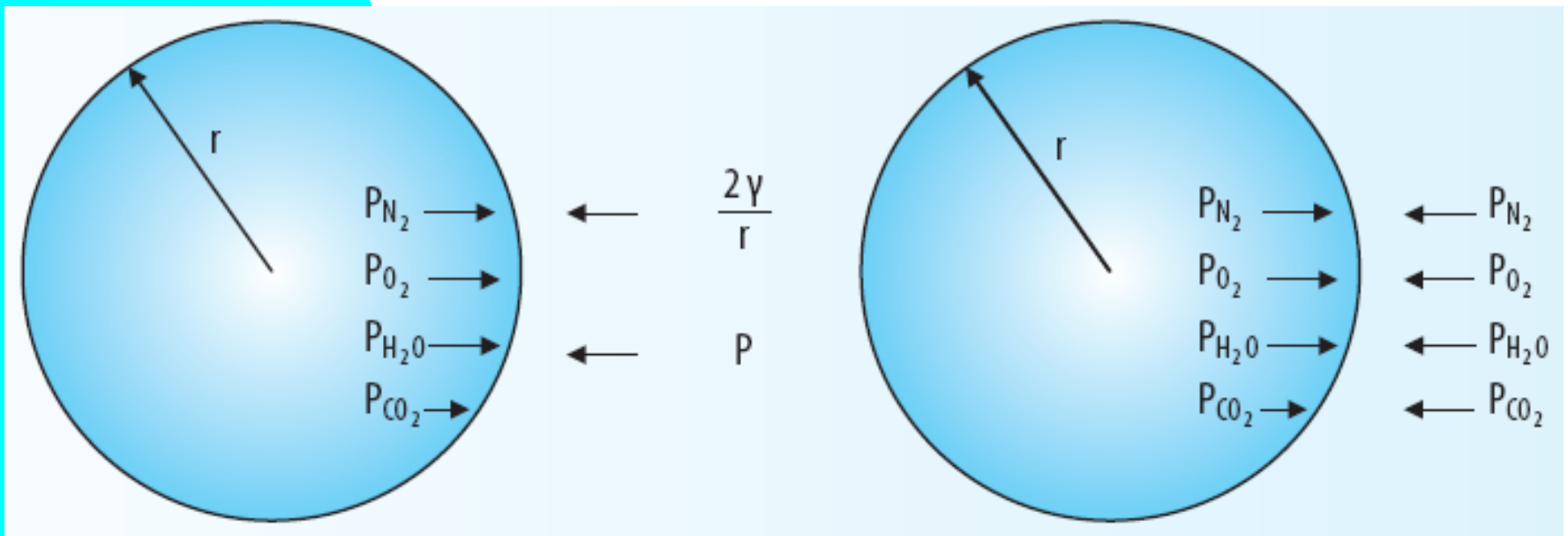
2

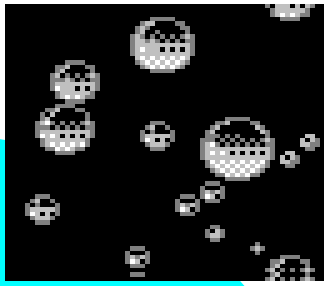
P/gaz	Krew tętnicza	Pęcherzyk gazowy	Krew żylna
1 ATA tlen	N ₂ - 0 mm Hg O ₂ - 673 mm Hg CO ₂ - 40 mm Hg H ₂ O - 47 mm Hg <hr/> Σ: 760 mm Hg	N ₂ - 633 mm Hg O ₂ - 30 mm Hg CO ₂ - 50 mm Hg H ₂ O - 47 mm Hg <hr/> Σ: 760 mm Hg	Gradient azotu między pęch. gazu a krwią <u>633 mm Hg !!</u>
2 ATA tlen	N ₂ - 0 mm Hg O ₂ - 1433 mm Hg CO ₂ - 40 mm Hg H ₂ O - 47 mm Hg <hr/> Σ: 1520 mm Hg	N ₂ - 1393 mm Hg O ₂ - 30 mm Hg CO ₂ - 50 mm Hg H ₂ O - 47 mm Hg <hr/> Σ: 1520 mm Hg	Gradient azotu między pęch. gazu a krwią <u>1393 mm Hg !!!</u>

Wykorzystanie gradientu gazów znalazło zastosowanie praktyczne w procedurach rekompresyjnych, w których dzięki odpowiedniemu gradientowi ciśnień gazu obojętnego dochodzi do rozpuszczania się pęcherzyków gazowych.

Hawajska koncepcja J. Kunkle i D. Younta

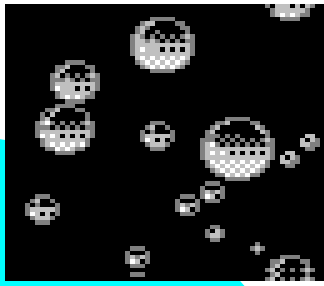
- Pod koniec lat 70. hawajscy badacze dr J. Kunkle i dr D. Yount połączyli koncepcję jąder gazowych z hipotezą naturalnego nienasycenia i stworzyli nową teorię powstawania i wzrostu pęcherzyków gazowych:
 - ciśnienie w pęcherzyku gazowym P_b wytwarzają zawarte w nim cząsteczki gazu





Hawajska koncepcja J. Kunkle i D. Younta

- ◆ Jeżeli $P_b >$ niż P otaczające, to pęcherzyk gazowy będzie powiększał się.
- ◆ Jeżeli $P_b <$ niż P otaczające, to pęcherzyk gazowy będzie zmniejszał swoją objętość.
- ◆ Ciśnienie otaczające P_a , ciśnienie w następstwie oporu tkanek P_δ i napięcie powierzchniowe pęcherzyka P_γ , będą powodowały zmniejszanie się objętości pęcherzyka gazowego.
- ◆ Jeżeli $P_b > P_a + P_\delta + P_\gamma$, to pęcherzyk będzie powiększał się.
- ◆ Dla dużych pęcherzyków P_γ jest niskie i bez znaczenia; dla małych pęcherzyków P_γ jest wysokie i może stać się tak duże, że spowoduje wprowadzenie pęcherzyka gazowego z powrotem do roztworu.



Hawajska koncepcja J. Kunkle i D. Younta

- Równowaga mechaniczna pomiędzy pęcherzykami gazowymi, a ich otoczeniem opisana jest równaniem La Place'a.

$$P_b = \sum P_{b,g} = P_{N_2} + P_{O_2} + P_{CO_2} + P_{H_2O} = P_a + \frac{2\gamma}{R} + \delta$$

gdzie:

P_b

– ciśnienie w pęcherzyku gazowym,

$\sum P_{b,g}$

– suma ciśnień składników gazowych pęcherzyka,

$P_{N_2}, O_2 \dots$

– ciśnienie azotu, tlenu w pęcherzyku gazowym, i.t.d.,

P_a

– ciśnienie otaczające,

γ

– napięcie powierzchniowe pęcherzyka gazowego,

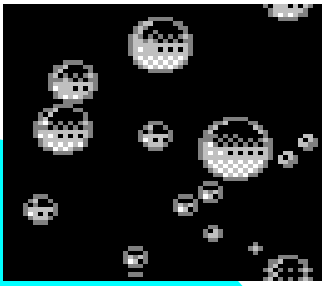
R

– promień pęcherzyka gazowego,

δ

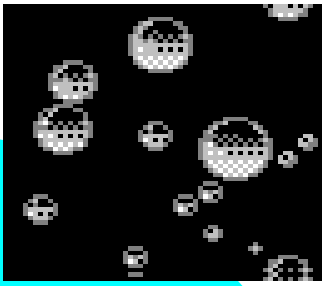
– opór tkanek przeciwdziałający wzrostowi pęcherzyka gazowego.

- Aby układ opisany powyższym równaniem był w stanie równowagi, tzn. pęcherzyk gazowy nie rośnie ani nie maleje, to suma ciśnień gazów pęcherzyka musi być równa prężności gazów rozpuszczonych w otoczeniu powiększonej o ciśnienie napięcia powierzchniowego oraz ciśnienie oporu tkanek.



Model zmiennej przepuszczalności pęcherzyków VPM

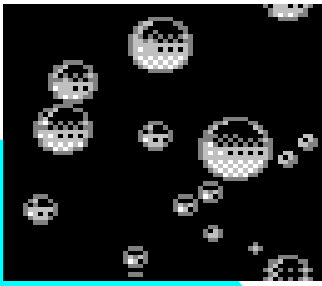
- ❑ W 1979 r. D. Yount zmodyfikował swoją koncepcję dynamicznych pęcherzyków gazowych i zaproponował tzw. **model zmiennej przepuszczalności pęcherzyków**, ang. **VPM – Varying Permeability Model**.
- ❑ Stwierdził, że w organizmie występują jądra gazowe dostatecznie małe aby pozostawać w roztworze, i wystarczająco trwałe aby opierać się zapadaniu.
- ❑ Stabilność jąder gazowych jest efektem powstawania na ich powierzchni elastycznej otoczki zawierającej związku powierzchniowo czynne, tzn. **surfactant**.
- ❑ Zwykle otoczki pęcherzyka gazowego wykazują zmienną przepuszczalność dla gazów, ale mogą też stać się nieprzepuszczalne kiedy poddane zostaną znacznej kompresji, tj. ponad 10 ata.
- ❑ Eliminacja gazu obojętnego w tym modelu uwzględnia **dwie fazy gazowe, rozpuszczoną i wolną**. Faza wolna występuje pod postacią mikrojąder z przepuszczalną dla gazów otoczką.



Model zmiennej przepuszczalności pęcherzyków VPM

- ❑ Wymiana gazu obojętnego jest napędzana przez miejscowy gradient ciśnienia, tj. dzięki różnicy pomiędzy prężnością gazu we krwi tętniczej, a chwilową (w danym momencie) prężnością gazu w tkance.
- ❑ Założył, że likwidowanie jąder i pęcherzyków gazowych jest hamowane przez powstałą na ich powierzchni otoczkę.
- ❑ Cienka warstwa surfaktanta może blokować wymianę gazową, utrzymywać stały rozmiar pęcherzyka i hamować łączenie się pęcherzyków ze sobą.
- ❑ Dopuszczalny gradient przesycenia G jest obliczany dla każdej tkanki wzorcowej o $T_{1/2}$ w zakresie od 1 do 720 min. zgodnie z poniższym wzorem.

$$G = G_0 + \Delta G d$$



Model zmiennej przepuszczalności pęcherzyków VPM

□ Zmiana wielkości pęcherzyka gazowego w zależności od prężności gazu obojętnego w tkance.

A. Pęcherzyk gazowy rośnie jeżeli prężność gazów w tkance jest większa od ciśnienia wewnętrznego w pęcherzyku, tj $T > P_b$, gdzie $P_b = P_\alpha + P_\delta + P_\gamma$, a gradient $G = (T - P_b) > 0$.

B. Pęcherzyk gazowy maleje jeżeli prężność gazów w tkance jest mniejsza od ciśnienia wewnętrznego w pęcherzyku, tj $T < P_b$, gdzie $P_b = P_\alpha + P_\delta + P_\gamma$, a gradient $G = (T - P_b) < 0$.

gdzie:

T – prężność gazów w tkance

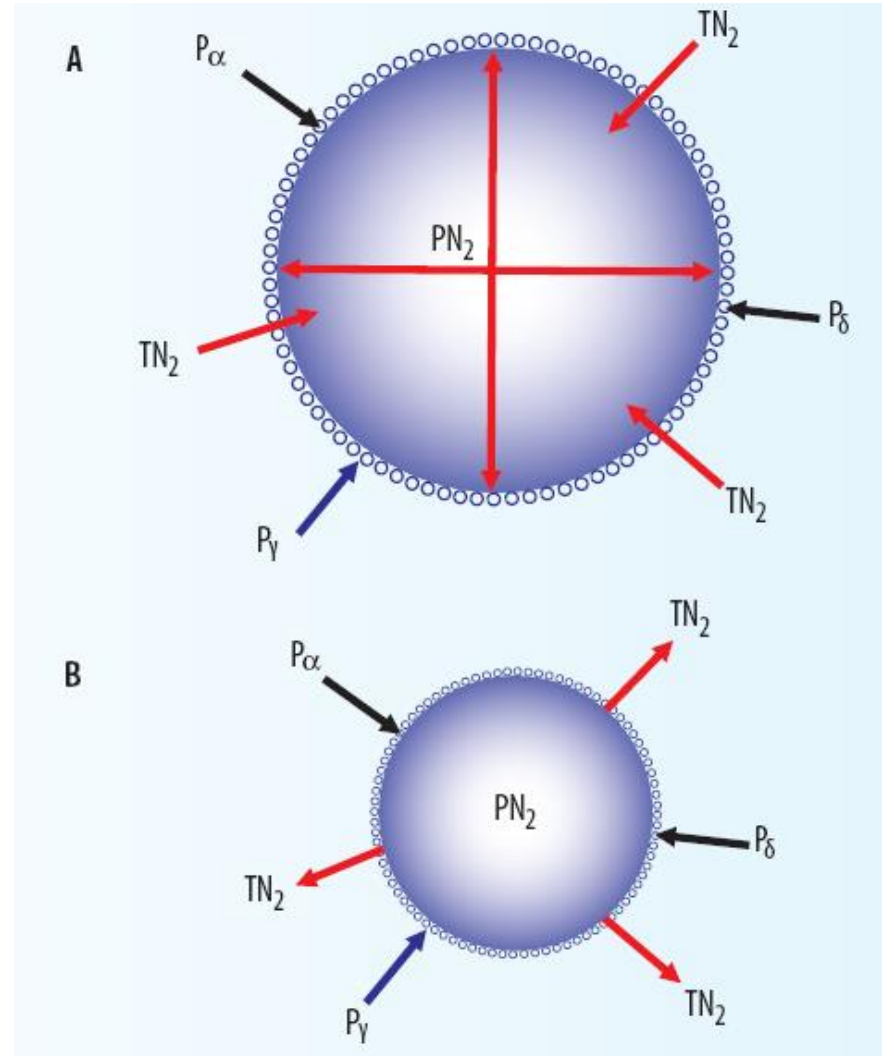
P_b – ciśnienie wewnętrzne w pęcherzyku

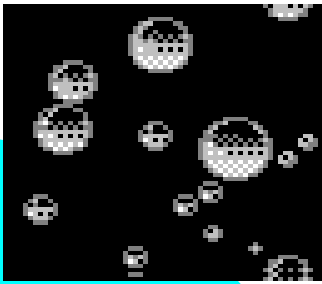
P_α – ciśnienie otaczające

P_δ – ciśnienie oporu tkanek otaczających

P_γ – napięcie powierzchniowe,

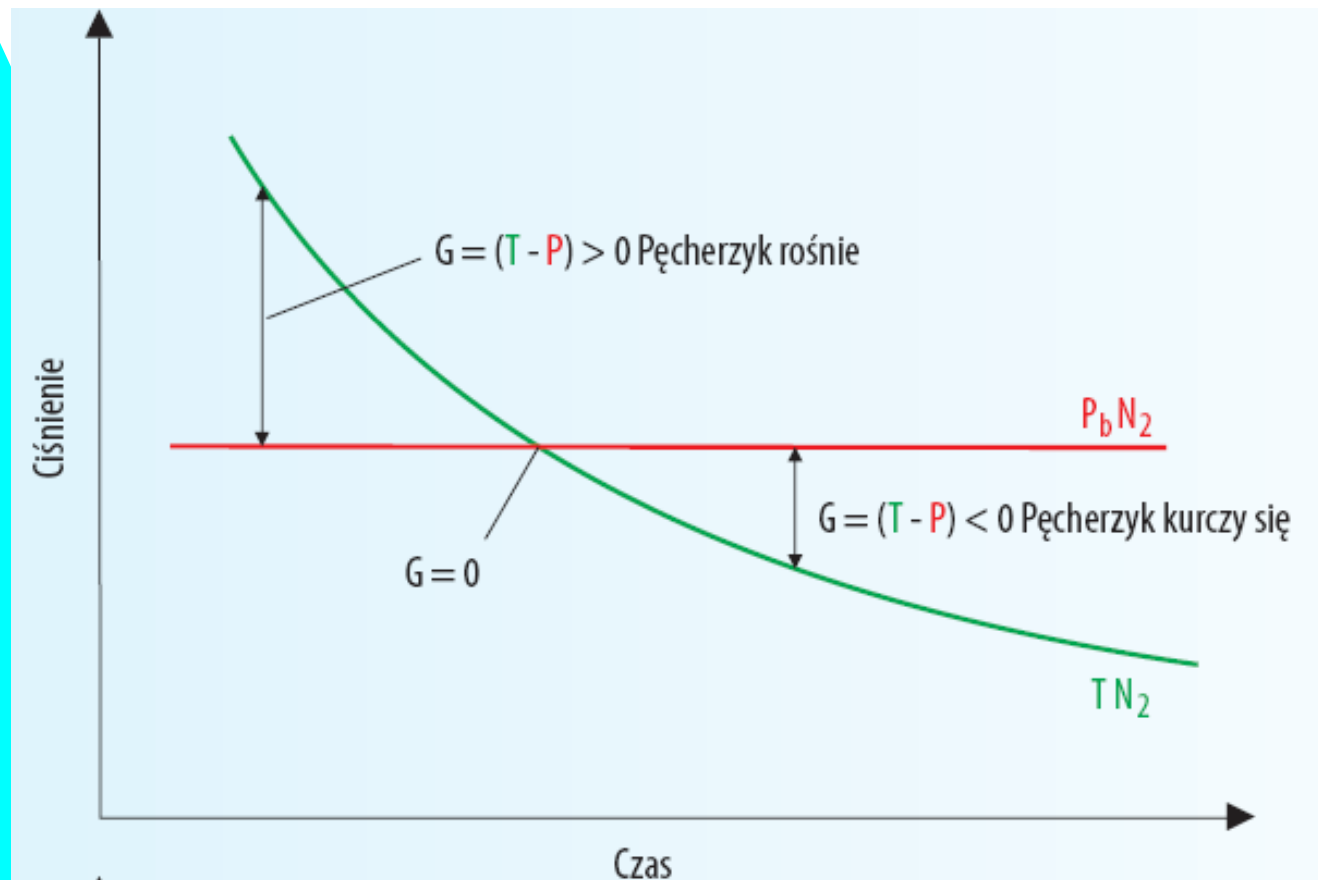
G – gradient ciśnienia

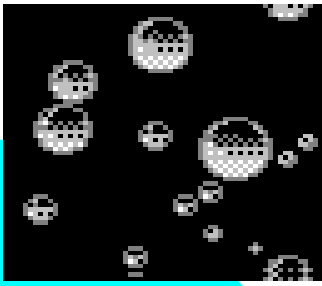




Model zmiennej przepuszczalności pęcherzyków VPM

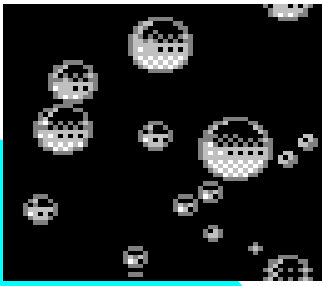
- W każdym przypadku gradient ciśnienia, $G = (T - P_b)$, poprzez otoczkę pęcherzyka gazowego uruchamia przepływ gazu.





Model zmiennej przepuszczalności pęcherzyków VPM

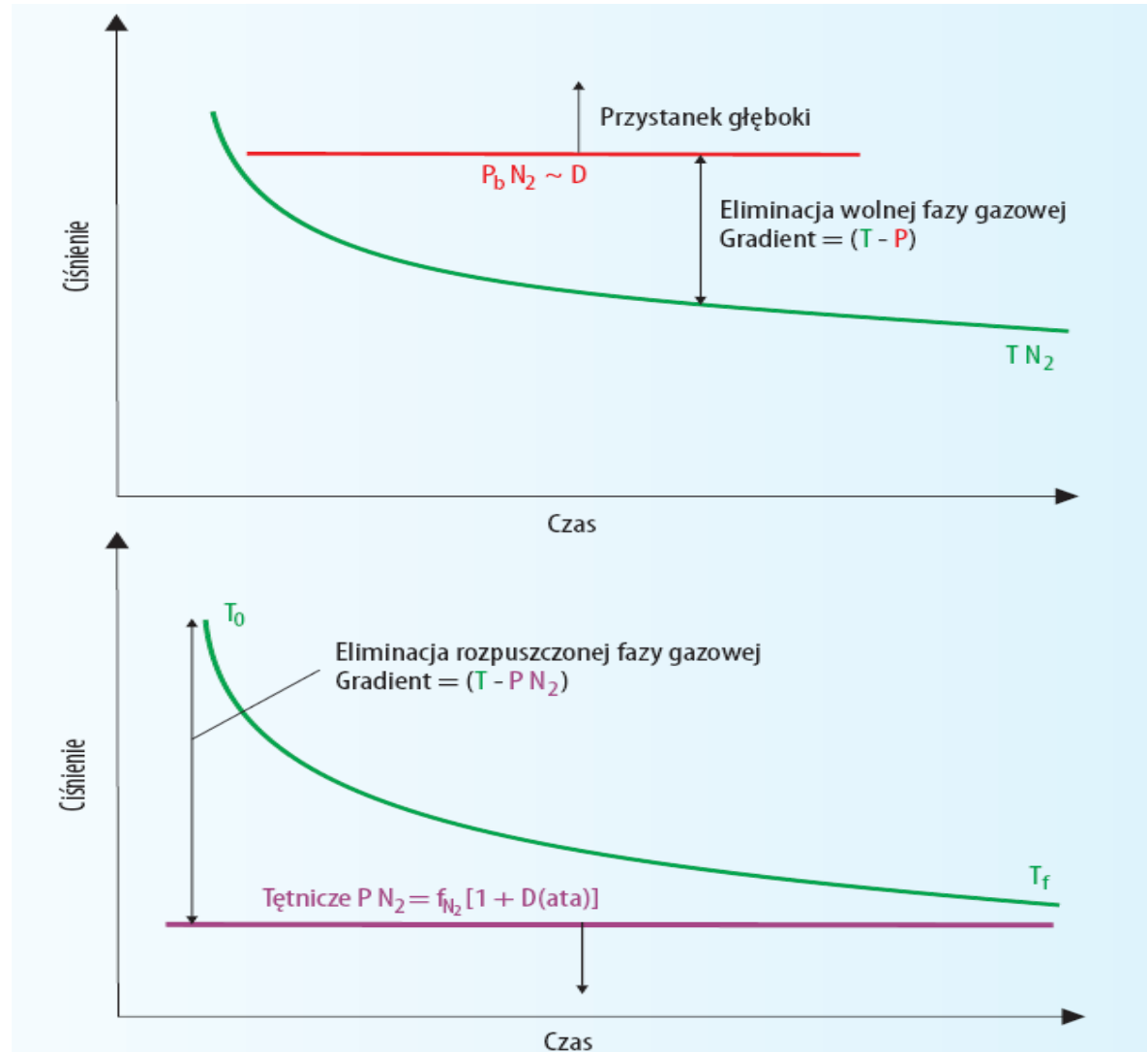
- ❑ Celem dekompresji w modelu pęcherzykowym jest utrzymywanie ujemnego lub zerowego gradientu ciśnienia ($G \leq 0$) poprzez **odpowiednio dobraną prędkość wynurzenia, zestaw przystanków dekompresyjnych i skład mieszanki oddechowej**, dla przyspieszenia przepływu gazu z pęcherzyka do tkanki.
- ❑ Wielkość ujemnego gradientu ciśnienia jest praktycznie następstwem wielkości okienka tlenowego.
- ❑ **W modelu VPM na głębokich przystankach dekompresyjnych wysokie ciśnienie otaczające (P_a) wpływa na wysokie ciśnienie wewnętrzne pęcherzyka gazowego (P_b), a ujemny gradient ciśnienia G usuwa gaz poza pęcherzyk.**
- ❑ Gradient ciśnienia dla eliminacji z tkanki rozpuszczonej fazy gazowej jest zwiększany przez zmniejszenie prężności gazu obojętnego w naczyniach tętniczych do możliwie najniższych wartości. Można to uzyskać poprzez odpowiednie zmniejszenie głębokości lub przez zmniejszenie frakcji azotu w mieszaninie oddechowej.

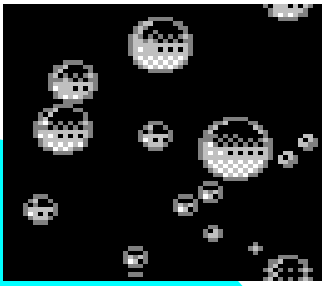


Model zmiennej przepuszczalności pęcherzyków VPM

Graficzne przedstawienie eliminacji wolnej i rozpuszczonej fazy gazowej.

- Na **głębokich** przystankach eliminowana jest wolna faza gazowa (mikropęcherzyki).
- Na **plytkich** przystankach eliminowana jest rozpuszczona faza gazowa, gdzie: $P_b N_2 \approx D$ – ciśnienie azotu w pęcherzyku na głębokości D .





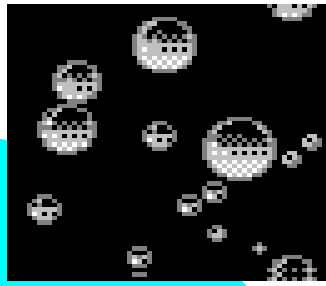
Model zmiennej przepuszczalności pęcherzyków VPM

- ❑ Przez dobór gazów dekompresyjnych, które „otwierają okienko tlenowe” tak szeroko i tak wcześnie jak jest to możliwe podczas wynurzania, prężność gazu obojętnego w tkance znacznie zmniejsza się, wspomagając utrzymanie ujemnego gradientu ciśnienia i przyspieszenie eliminacji wolnej fazy gazowej.
- ❑ Optymalną strategią dla eliminacji gazu obojętnego powinna być efektywna eliminacja wolnej i rozpuszczonej fazy gazowej.
- ❑ Można to uzyskać komponując profil dekompresji uwzględniając model VPM, w którym głębokie przystanki dekompresyjne stwarzają korzystne warunki do eliminacji wolnej fazy gazowej, a płytkie przystanki dekompresyjne stwarzają korzystne warunki do eliminacji rozpuszczonej fazy gazowej.



Model pęcherzykowy zredukowanych gradientów RGBM

- ❑ Pod koniec lat 80. ubiegłego wieku Bruce Wienke zmodyfikował model VPM rozwijając go dla zastosowania w nurkowaniach niestandardowych.
- ❑ Wienke wykazał, że każdy zestaw tzw. gradientów granicznych może być zastosowany dla nurkowań złożonych zastrzegając, że gradienty będą zmniejszane dla kolejnych ekspozycji.
- ❑ W 1990 r. Wienke opublikował wyniki swoich badań, a powyższa modyfikacja połączona z modelem VPM otrzymała nazwę **modelu pęcherzykowego zredukowanych gradientów**, ang. **RGBM** – *Reduced Gradient Bubble Model*.
- ❑ Ewolucja modelu VPM do modelu RGBM była skutkiem gwałtownego rozwoju nurkowań technicznych i potrzeby stworzenia bardziej skutecznych, krótszych i bezpieczniejszych profili wynurzenia.
- ❑ Po kilku latach testowania, w ciągu ostatnich 5 lat schematy dekompresji oparte na modelu RGBM zyskały ogromną popularność w nurkowaniu rekreacyjnym i technicznym dzięki m.in. zastosowaniu w komputerach nurkowanych, nowych specjalistycznych tabelach dekompresyjnych oraz testowaniu i zaakceptowaniu przez stowarzyszenie instruktorów nurkowania NAUI, ang. *National Association of Underwater Instructors*.



Model pęcherzykowy zredukowanych gradientów RGBM

- ❑ Podczas tworzenia modelu RGBM Wienke uwzględnił i wykorzystał wyniki wcześniejszych badań dotyczących:
 - ◆ perfuzyjno-dyfuzyjnego modelu transportu i wymiany gazu obojętnego,
 - ◆ naturalnego nienasyceń tkanek,
 - ◆ okienka tlenowego.

- ❑ Niezależnie od rodzaju transportu gazu obojętnego, z przewagą perfuzji lub dyfuzji, model RGBM śledzi:
 - ◆ wzbudzanie i ilość pęcherzyków gazowych,
 - ◆ wędrówkę gazu obojętnego poprzez błony surfaktanta pęcherzyków gazowych,
 - ◆ wzrost i kurczenie się pęcherzyków gazowych zgodnie z prawem Boyle'a-Matiotte'a przy zmianach ciśnienia otaczającego.

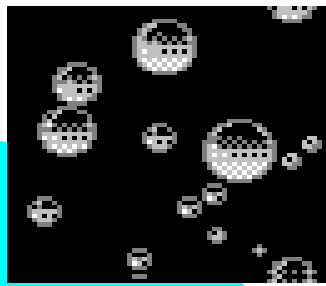
- ❑ Model RGBM zakłada obecność rozproszonych w organizmie ziaren gazowych, z których pewna ilość jest wzbudzana do wzrostu przez sprężanie i dekompresję.

- ❑ **Wielokrotna procedura przystanków podczas wynurzania ma na celu kontrolowanie stopnia wzrostu pęcherzyków gazowych** po to, aby ich łączna objętość nigdy nie przekraczała granicznej objętości dla fazy gazowej.



Model pęcherzykowy zredukowanych gradientów RGBM

- ❑ Przełomem dla wszystkich nowoczesnych modeli dekompresyjnych jest koncepcja ograniczonej wydzielonej fazy gazowej lub objętości fazy gazowej, jako przeciwstawna do koncepcji ograniczonych prężności gazów w różnych dowolnych wzorach tkankowych.
- ❑ Objętość fazy gazowej zależy od:
 - ◆ ilości pęcherzyków gazowych wzbudzonych do wzrostu,
 - ◆ dyfuzji gazów do pęcherzyków,
 - ◆ od zmian objętości mieszanin gazowych zgodnie z prawem stanu gazu.
- ❑ Powyższe trzy parametry stanowią podstawę do matematycznych obliczeń modelu RGBM.
- ❑ Ponadto Wienke podzielił nurkowanie złożone na segmenty w oparciu o:
 - ◆ czas regeneracji mikrojąder gazowych,
 - ◆ promień wzbudzenia pęcherzyka,
 - ◆ charakterystyczną stałą czasową dla dopuszczalnego nadmiaru pęcherzyków gazowych w tkankach w nurkowaniach złożonych.



Model pęcherzykowy zredukowanych gradientów RGBM

- ❑ W wyliczeniach dekompresji wprowadził **współczynnik redukcji gradientu** ξ (ksi), który oznacza zbiór frakcji dla nurkowań złożonych mieszczących się w zakresie od 0 do 1, tj. $0 \leq \xi_j \leq 1$. Współczynnik ξ zastosowany dla dowolnego gradientu G zawsze powoduje jego redukcję.
 - ◆ współczynnik redukcji gradientu zależny od wzbudzenia dodatkowych jąder gazowych, η^{exc}
 - ◆ współczynnik redukcji gradientu zależny od stopnia wzrostu pęcherzyków gazowych w kolejnych nurkowaniach, η^{rep}
 - ◆ współczynnik redukcji gradientu zależny od regeneracji jąder gazowych, η^{reg}

- ❑ Ostatecznie dla nurkowań złożonych, współczynnik redukcji gradientu ξ jest rezultatem końcowym trzech składowych η_j
$$\xi = \eta_j^{exc} \eta_j^{rep} \eta_j^{reg}$$

- ❑ Zastosowanie w nurkowaniach złożonych współczynnika redukcji gradientu ξ , zmniejsza dozwoloną ilość pęcherzyków gazowych i skutkiem tego skraca czas nurkowania powtórnego, zmniejsza dopuszczalne gradienty ciśnienia i wpływa na zmniejszenie ilości nurkowań w akcjach wielodniowych, stawia w niekorzystnej sytuacji nurkowania głębsze, jeżeli wykonujemy je po wcześniejszych płytszych nurkowaniach.



Model pęcherzykowy zredukowanych gradientów RGBM

- Zmiany wprowadzone w procedurach nurkowych z uwzględnieniem modelu RGBM obejmują:
 - ◆ skrócenie limitów czasowych dla powietrznych nurkowań no-D,
 - ◆ przystanek bezpieczeństwa lub wolne wynurzenie płynąc w strefie głębokości 3–6 m,
 - ◆ prędkość wynurzenia nie przekraczająca 9 m/min,
 - ◆ ograniczenie nurkowań powtórnych, szczególnie na głębokości większe niż 30 m,
 - ◆ ograniczenie nurkowań o profilu odwróconym lub serii krótkich głębokich nurkowań,
 - ◆ ograniczenie nurkowań wielodniowych,
 - ◆ płynne połączenie punktów granicznych dla nurkowań standardowych saturowanych,
 - ◆ zwięzłe procedury dla nurkowań wysokościowych,
 - ◆ w nurkowaniach mieszankowych wprowadzenie głębokich przystanków dekompresyjnych w zwiększonym zakresie głębokości i ogólne skrócenie czasu dekompresji, szczególnie w płytkim segmencie nurkowania;
 - ◆ w nurkowaniach technicznych stosowanie bogatych mieszanin helowych z isobarycznym przełączeniem na nitrox w płytszym segmencie nurkowania,
 - ◆ stosowanie czystego tlenu w najpłytszym segmencie nurkowania celem eliminowania rozpuszczonej i wolnej fazy gazów obojętnych.



Model pęcherzykowy zredukowanych gradientów RGBM

Komputer/algorytm	Dzień nr 1		Dzień nr 2		Dzień nr 3	
	Nurkowanie nr 1 [min]	Nurkowanie nr 2 [min]	Nurkowanie nr 3 [min]	Nurkowanie nr 4 [min]	Nurkowanie nr 5 [min]	Nurkowanie nr 6 [min]
Vytec Explorer RGBM	10	6	9	5	9	5
Abyss RGBM	6	6	6	6	6	6
DC12 ZH-L	9	7	9	7	9	7
Aladin ZH-L	8	8	8	8	8	8
Aladin Pro ZH-L	10	7	10	7	10	7
Data Plus USN	12	6	12	6	12	6
Delphi USN	10	10	10	10	10	10
Source USN	12	9	12	9	12	9
Cobra Spencer	10	9	10	9	10	9

- ❑ Porównanie maksymalnych czasów zanurzenia dla nurkowań powietrznych typu no-D generowanych przez komputery nurkowe oparte na modelu RGBM i modelach haldanowskich
- ❑ Wykonywano po dwa nurkowania dziennie na głębokość 36 m z 10-minutowym pobylem na dnie i 45-minutową przerwą na powierzchni.



Model pęcherzykowy zredukowanych gradientów RGBM

Komputer/algorytm	Dzień nr 1		Dzień nr 2		Dzień nr 3	
	Nurkowanie nr 1 [min]	Nurkowanie nr 2 [min]	Nurkowanie nr 3 [min]	Nurkowanie nr 4 [min]	Nurkowanie nr 5 [min]	Nurkowanie nr 6 [min]
X Vytec Explorer RGBM	10	6	9	5	9	5
1 Abyss RGBM	6	6	6	6	6	6
DC12 ZH-L	9	7	9	7	9	7
1 Aladin ZH-L	8	8	8	8	8	8
Aladin Pro ZH-L	10	7	10	7	10	7
Data Plus USN	12	6	12	6	12	6
1 Delphi USN	10	10	10	10	10	10
Source USN	12	9	12	9	12	9
Cobra Spencer	10	9	10	9	10	9

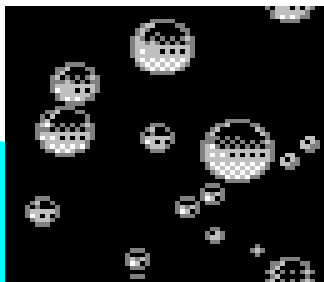
- ❑ 3 komputery (Abyss, Aladin, Delhi) wyznaczyły taki sam maksymalny czas nurkowania we wszystkich sześciu nurkowaniach.
- ❑ 5 komputerów (DC12, Aladin Pro, Data Plus, Source, Cobra) wyznaczyło takie same maksymalne czasy nurkowania dla obydwu ekspozycji w kolejnych dniach nurkowania.
- ❑ Tylko 1 komputer, Vytec Explorer, skrócił maksymalny czas nurkowania w drugim i trzecim dniu akcji nurkowej.
- ❑ Interesujące jest, że komputery o takim samym algorytmie generowały różne profile nurkowania.



Model pęcherzykowy zredukowanych gradientów RGBM

Przystanek	Głębokość [m]	Profil standardowy [min]		Profil bezpieczny [min]	
		RGBM	ZH-L	RGBM	ZH-L
1	54	0	0	1	0
2	51	1	0	1	0
3	48	1	0	1	0
4	45	1	0	1	0
5	42	1	0	2	0
6	39	2	0	2	0
7	36	2	0	2	0
8	33	2	0	2	1
9	30	2	0	2	2
10	27	2	2	3	3
11	24	2	2	3	4
12	21	3	2	4	5
13	18	5	5	6	8
14	15	6	7	7	12
15	12	9	12	19	18
16	9	12	18	13	28
17	6	10	16	11	28
18	3	16	28	18	48
Łączny czas dekompresji		77	93	98	147

- ❑ Dłuższy czas dekompresji na głębokich przystankach w modelu RGBM wpływa na skrócenie czasu dekompresji na płytkich przystankach.
- ❑ Łączny czas dekompresji był znacznie krótszy po wynurzeniu zgodnie z algorytmem RGBM, o 17% dla profilu standardowego i o 33% dla profilu bezpiecznego.



Podsumowanie

- ❑ Efektem ewolucji teorii dekompresji na przestrzeni blisko 100 lat od J.S. Haldane do B. Wienke jest powstanie coraz bezpieczniejszych procedur i tabel dekompresyjnych.
- ❑ Najważniejsze osiągnięcia wpływające na bezpieczeństwo dekompresji to:
 1. Zmniejszenie prędkości wynurzenia do 9 m/min.
 2. Stopniowe skracanie czasów ekspozycji dla nurkowań typu no-D.
 3. Wprowadzenie przystanków bezpieczeństwa i głębokich przystanków dekompresyjnych.
 4. Zastosowanie podczas dekompresji mieszanin nitroksowych i tlenu pod maksymalnie dopuszczalnymi ciśnieniami.
- ❑ Ryzyko choroby ciśnieniowej w nurkowaniach typu no-D, oszacowane dla modelu RGBM Wienke'go jest bardzo niskie i wynosi 0,01%.
- ❑ Ryzyko to dla tabel U.S. Navy opartych na wskaźnikach tkankowych wynosi 1,3% dla nurkowania na głębokości 40 m i stopniowo wzrasta w miarę zmniejszania głębokości do wartości 4,0% dla nurkowania na głębokości 12 m.