

UNIVERZITA KARLOVA V PRAZE

Fakulta tělesné výchovy a sportu

Fyziologie hloubkových bezpečnostních zastávek
a jejich význam při potápění

Diplomová práce

Vedoucí diplomové práce:

Mgr. ing. Miloš Fiala

Zpracovala:

Petra Moravcová

duben 2008

ABSTRAKT

Název: Fyziologie hloubkových bezpečnostních zastávek a jejich význam při potápění

Cíle práce: Vysvětlení fyziologie hloubkových bezpečnostních zastávek a jejich významu při potápění. Uvedení fyziologicky nejvýhodnějšího postupu při jejich provádění.

Metoda: Shrnutí všech dostupných informací týkajících se fyziologie hloubkových bezpečnostních zastávek a také fyziky a fyziologie potápění s tím spojené. Následné objasnění významu těchto zastávek. pro potápěče.

Výsledky: Zařazení hloubkových zastávek do dekompresního profilu je pro potápěče velmi důležité, předchází se tak lehčím formám dekompresní nemoci a zlepšuje se celkový pocit po ponoru. Fyziologicky i ekonomicky nejvýhodnější se zdá být metoda Goerge Irvina a dále postup stanovený bublinovými modely.

Klíčová slova: potápění , dekompresní postupy, hloubkové zastávky

ABSTRACT

Title: Physiology of deep safety stops and their importance during diving

Objective: Explanation of physiology of deep safety stops and their importance during diving. Presentation of the physiologically optimal method of accomplishing the deep stops.

Methods: Summary of the available information concerning the physiology of deep safety stops and also the physic and physiology of diving connected with the subject. Follow-up clearing the importance of these stops for divers.

Results: Inclusion of deep stops to decompression profile is very important for a diver, they prevent milder forms of decompression sickness and improve the feeling well being after a dive. Physiologically and economically optimal way seems to be method of Goege Irvine and then method calculated by bubble models.

Keywords: diving, decompression methods, deep stops

Touto cestou bych chtěla poděkovat Mgr. ing. Miloši Fialovi za odborné vedení práce a Bc. Davidu Vondráškovi za praktické rady a možnost využití jeho zkušeností v této problematice.

Prohlašuji, že jsem diplomovou práci zpracovala samostatně a použila jsem literaturu uvedenou v seznamu bibliografické citace.

A handwritten signature in blue ink, reading "Petra Moravcová", written over a dashed horizontal line.

Petra Moravcová

Svoluji k zapůjčení své diplomové práce ke studijním účelům. Prosím, aby byla vedena přesná evidence vypůjčovateli, kteří jsou povinni zdroj převzaté literatury řádně citovat.

Jméno a příjmení:

Číslo obč. průkazu:

Datum vypůjčení:

OBSAH

SEZNAM OBRÁZKŮ	8
SEZNAM TABULEK	9
SEZNAM GRAFŮ	10
ÚVOD	12
TEORETICKÁ ČÁST	14
1 Historie potápění	14
1.1 Ranné počátky.....	14
1.2 Potápěčský zvon (keson).....	15
1.3 Potápěčský skafandr	16
1.4 Začátky teorie potápění.....	17
1.5 Objev dekompresní nemoci.....	18
1.6 Historie dekompresních tabulek.....	18
1.7 Vývoj dýchacích přístrojů.....	19
1.7.1 Přístroje s uzavřeným okruhem	19
1.7.2 Přístroje s otevřeným okruhem	20
1.8 Současnost	21
2 Fyzika a fyzikální zákony	22
2.1 Vzduch	22
2.2 Tlak	24
2.2.1 Tlak vzduchu	25
2.2.2 Tlak vody	25
2.2.3 Absolutní tlak	26
2.2.4 Plyny pod tlakem	26
2.3 Boyleův-Mariottův zákon	26
2.4 Daltonův zákon	27
2.5 Henryho zákon	29
2.6 Rozpouštění plynů v kapalinách.....	30
3 Fyziologie potápění.....	36
3.1 Orgány, tkáně a buňky	36
3.2 Metabolismus	36
3.3 Krevní oběh	36
3.4 Složení krve	37
3.5 Činnost srdce.....	38
3.6 Dýchání	39
3.6.1 Zevní dýchání.....	39
3.6.2 Ventilace plic.....	41
3.6.3 Výměna plynů v plicích	42
3.6.4 Řízení dýchání.....	43

3.7	Rozpouštění plynů v těle potápěče	44
3.7.1	Rozpouštění dusíku v organismu.....	44
3.7.2	Vylučování dusíku z organismu	46
3.8	Vnitroplicní pravolevý blok	49
3.9	Dekompresní nemoc	50
4	Dekompresní postupy.....	62
4.1	Dekompresní tabulky	63
4.2	Dekompresní potápěčské počítače.....	63
4.3	Dekompresní počítačové programy.....	63
4.4	Dekompresní algoritmy a modely.....	64
4.4.1	Tkáň v dekompresním modelu	65
4.5	Základy modelování	65
4.5.1	Sycení jedné tkáně	65
4.5.2	Kyslíkové okno	68
4.6	Klasické dekompresní modely	69
4.6.1	Haldanův model	69
4.6.2	Model US Navy	71
4.6.3	Bühlmannův model ZH-L16.....	72
4.6.4	Workmannův model (M-values).....	75
4.6.5	Sériový model	75
4.6.6	Jednotkáňový (slab, bulk) model.....	76
4.7	Bublinové dekompresní modely.....	77
4.7.1	Varying Permeability Model (VPM)	79
4.7.2	Reduced Gradient Bubble Model (RGBM).....	79
4.8	M-values.....	80
5	Hloubkové bezpečnostní zastávky.....	84
5.1	Tradiční výpočty.....	85
5.2	Bublínky a gradienty	85
5.3	Problémy s tlakovým spádem (gradientem)	86
5.4	Řešení problému	87
5.4.1	Pylova metoda	88
5.4.2	Bakerova metoda	89
5.5	WKPP	94
5.5.1	Dekompresní křivka	95
5.5.2	Hloubkové zastávky metodou George Irvina	96
	ZÁVĚR.....	105
	POUŽITÁ LITERATURA	108
	ELEKTRONICKÉ ZDROJE.....	109

SEZNAM OBRÁZKŮ

Obr. č. 1	Halleyův zvon z roku 1690 (Dobeš, 2005)	16
Obr. č. 2	Složení vzduchu (Mountain, 2007).....	24
Obr. č. 3	Parciální tlak vzduchu (Schinckovi,2007)	28
Obr. č. 4	Sycení kapaliny plynem.....	31
Obr. č. 5	Výměna plynů v plicích (Schinckovi, 2007)	40
Obr. č. 6	Rozdíl mezi přirozeným vylučováním plynů a násilnou desaturací (Oyhenart, Mioulane,2004).....	47
Obr. č. 7	Lokalizace dekompresních potíží (Oyhenart, Mioulane, 2004).....	58
Obr. č. 8	Podávání 100% kyslíku (Schinckovi, 2007).....	60
Obr. č. 9	Hydraulický model sycení jedné tkáně (Sládek, 1999).....	66
Obr. č. 10	Hydraulický model výměny plynů mezi tkáněmi a krví – Haldane (Sládek, 1999).....	70
Obr. č. 11	Hydraulický model výměny plynů mezi tkáněmi – DCIEM (Sládek, 1999)	75
Obr. č. 12	Jednotkáňový hydraulický model (Sládek, 1999).....	76
Obr. č. 13	Zvětšování a zmenšování bublin (Heads, 2001)	78
Obr. č. 14	M-value koncept (Heads, 2001).....	81

SEZNAM TABULEK

Tabulka č. 1	Parciální tlak jednotlivých plynů (Schinckovi, 2007).....	29
Tabulka č. 2	Parciální tlaky vdechovaných plynů v kPa při barometrickém tlaku 100 kPa (Dobeš, 2005).....	43
Tabulka č. 3	Poločasy sycení jednotlivých tkání.....	46
Tabulka č. 4	IANTD dekkompresní tabulky (odvozeny od Bühlmann).....	73
Tabulka č. 5	Souhrn dekkompresních pravidel George Irvina při ponorech s Trimixem (Štětina, 200-)	100

SEZNAM GRAFŮ

Graf č. 1	Časový průběh sycení plynu v kapalinách s různými časovými konstantami (Dobeš, 2005).....	33
Graf č. 2	Časový průběh vylučování plynu difúzí z přesycených kapalin s různými časovými konstantami (Dobeš, 2005).....	34
Graf č. 3 a 4	Grafické znázornění průběhu rozpouštění a vylučování dusíku v organismu (Dobeš, 2005).....	49
Graf č. 5	Skoková změna tlaku okolního prostředí (Sládek, 1999)	65
Graf č. 6	Průběh nasycení tkáně (Sládek, 1999).....	66
Graf č. 7	Srovnání hodnot M-values (Kašpar, 1998).....	82
Graf č. 8	Průběh dekomprese (Kašpar, 1998).....	83
Graf č. 9	Úplný dekompresní profil využívající tradiční metodu výpočtu (Baker, 2000)	90
Graf č. 10	Úplný dekompresní profil využívající Pylovu metodu pro hloubkové zastávky (Baker, 2000)	91
Graf č. 11	Úplný dekompresní profil využívající gradientních faktorů ke kontrole celého profilu – Bakerova metoda (Baker, 2000).....	92
Graf č. 12	Gradientní faktory (Baker, 2000).....	93
Graf č. 13	Porovnání tvarů dekompresního profilu: George Irvine x dekompresní program - hloubka ponoru 170 stop, čas na dně 20 min, back gas - Trimix 20/35 (20 % O ₂ , 35 % He), 50% Nitrox v hloubce 70 stop (Dive Tek Hawaii, 2001)	101
Graf č. 14	Porovnání tvarů dekompresního profilu: George Irvine x dekompresní program - hloubka ponoru 240 stop, čas na dně 25 min, back gas - Trimix 16/50 (16 % O ₂ , 50 % He), 50% Nitrox v hloubce 70 stop (Dive Tek Hawaii, 2001)	102
Graf č. 15	Porovnání tvarů dekompresního profilu: George Irvine x dekompresní program - hloubka ponoru 300 stop, čas na dně 30 min, 35% Nitrox v hloubce 120 stop, 50% Nitrox v hloubce 70 stop, kyslík v hloubce 20 stop (Dive Tek Hawaii, 2001)	103

Graf č. 16 Porovnání tvarů dekompresního profilu: George Irvine x dekompresní program - příklad maximální dekompresce, Wakulla – hloubka ponoru 300 stop, 19 000 stop horizontální vzdálenost (Dive Tek Hawaii, 2001)... 104

ÚVOD

Moře a oceány pokrývají více než 70 procent naší planety. Ačkoliv lidé již chodili po Měsíci, začali teprve nyní poznávat svoji planetu vody. Touha dýchat pod vodou je snad tak stará jako lidstvo samo a dnes to není díky moderní technice a dostupnému vybavení jen výsada specializovaných profesionálů z různých oborů.

S prvním nádechem z dýchací automatiky se člověku otevírá brána do jiného světa, zažívá nové pocity, získává nové zkušenosti. Pod vodou lze prožít jeden z nejvíce vzrušujících zážitků spojených s potápěním – stav beztlíže a schopnost pohybu ve třetí dimenzi. Tento zážitek je ještě umocněn nádhernými a neopakovatelnými pohledy do života pulzujícího světa ticha, který nabízí pohádkový únik z každodenního shonu a všedních problémů či starostí.

Potápění není omezené jen na pobřežní místa nebo moře, každý vhodný objem vody může být prozkoumán zvědavým potápěčem. Vnitrozemské sladkovodní lokality nabízejí docela jiné prostředí a často dovolují získat cennou zkušenost blíže k domovu.

Pro většinu lidí, žijící v dnešní uspěchané době, je potřeba udělat si pauzu, dostat se na chvíli pryč a zažít nové věci, velmi silná. Potápění cestování přidává účel a může přinést nové zážitky a dobrodružství k dovolené.

V současné době se potápění stalo velmi oblíbeným sportem. Je aktivitou volného času, která dnes uchvacuje několik miliónů lidí na světě a jejíž technika a znalosti se stále zdokonalují a vyvíjejí. Potápěči překonávají limity a potápějí se do stále větších hloubek. To se týká jak sportovního, tak i rekreačního potápění.

Jednou ze základních znalostí každého potápěče je znalost dekompresních postupů a zastávek, které je třeba dodržovat při výstupu ze dna, aby se zabránilo vzniku různých forem dekompresní nemoci. Většina potápěčů už ale nemá potřebné znalosti o fyziologii a významu hloubkových bezpečnostních zastávek, které je vhodné provádět při potápění do středních a větších hloubek. Tyto zastávky jsou pro potápěče přínosem, protože zaručují větší bezpečnost při potápění. Díky důkladné dekompresi, zajištěné

právě těmito zastávkami v hloubce, se předchází různým lehčím formám dekompresní nemoci, jako je únava a ospalost. Hloubkové zastávky výrazně zlepšují pocit po ponoru.

Problematika hloubkových zastávek bohužel není popsána v žádné dostupné literatuře ani potápěčských manuálech. Lze najít jen několik článků na internetu, a to jen od zahraničních autorů. Proto také informovanost o této problematice není velká.

Jelikož teorie hloubkových bezpečnostních zastávek není u potápěčů v obecném povědomí a zároveň neexistuje jednotný přístup k postupu provádění těchto zastávek, tato práce bude zaměřena na vyhledání potřebných informací o tomto tématu studiem příslušné literatury a odborných článků a příspěvků na internetu. Budou zde shrnuty všechny dosavadní informace k dané problematice, podrobně vysvětlena fyziologie bezpečnostních zastávek v hloubce a objasněn význam těchto zastávek při potápění. Na závěr bude uvedena fyziologicky nejvýhodnější metoda postupu při provádění hloubkových bezpečnostních zastávek.

V hlavní části diplomové práce bude nejdříve stručně popsána historie potápění a dále se zaměříme na fyzikální zákony, které se k potápění a k dané problematice vztahují. Posléze se budeme podrobně zabývat fyziologií a procesy, ke kterým dochází v těle potápěče pod vodou. Bude také objasněn princip dekompresní nemoci, její vznik a formy, dále problematika dekompresních zastávek a dekompresních modelů a tabulek. Potom bude zdůvodněn fyziologický význam hloubkových bezpečnostních zastávek a na závěr bude uveden nejvýhodnější postup při provádění těchto zastávek.

TEORETICKÁ ČÁST

1 Historie potápění

1.1 Ranné počátky

Touha člověka proniknout pod vodní hladinu je stará jako lidstvo samo. Historicky nelze přesně určit, kdy došlo k prvním pokusům dostat se pod hladinu, v každém případě však historikové věří, že se tak stalo již 5000 let před n. l. Nejstarší dochované zobrazení člověka potápějícího se pod vodou je obraz potápěče na Asyrském reliéfu dochovaném z roku 885 př. n. l. Staré původní záznamy o potápění lze nalézt v díle řeckého historika Hérodota, jenž vypráví příběh potápěče Scylis, zaměstnaného v 5. stol. př. n. l. perským králem Xerxem, aby našel potopený poklad.

Velmi brzo se začalo potápění využívat k vojenským účelům. Alexandr Veliký používal potápěče k odstranění zátaras ponořených v přístavu Tyre, jenž byl dobyt po obléhání v roce 332 př. n. l. Říkalo se, že sám velký vojevůdce se nechal spustit v sudu s okny pod vodní hladinu, aby sledoval práci svých potápěčů. Záznamy rovněž ukazují, že v 1. stol. př. n. l. bylo vyzvedávání předmětů z moře za úplatu situováno kolem všech hlavních přístavů Středomoří. Tento obchod byl tak dobře organizován, že byla uzákoněna mzda potápěčů, stoupající s hloubkou prováděných prací.

Veškeré potápění bylo tehdy prováděno pouze zadržováním dechu. Protože výcvik začínal už v raném dětství, měli tito starověcí potápěči velkou výdrž a kapacita jejich plic byla rovněž mnohem větší. Při zanořování používali potápěči velkých plochých kamenů. Všeobecnou praktikou bylo používání provazu, jenž si potápěč uvázal kolem pasu, aby ho jeho pomocníci mohli vytáhnout na hladinu společně s nákladem vyzvedávaným z mořského dna, které bylo často 20–30 m hluboko.

1. 2 Potápěčský zvon (keson)

První průzkumné cesty pod mořem, které nespočívaly v zadržování dechu, se inspirovaly Aristotelovými zprávami o ochranném sudu Alexandra Velikého. Pro dýchání pod vodou se začalo využívat potápěčských zvonů.

Potápěčský zvon je v principu rozměrná nádoba obrácená dnem vzhůru, zatížená tak, aby se pod vodou nepřevrhla a připevněná k lanu či k řetězu, na němž se spouští do hloubky. Tím, že spodní část byla otevřená, tak po spuštění na dno byla ve vodě umožněna práce posádky. Zmínky o podobných zařízeních pocházejí již z období antiky, kdy se potápěči nadechovali z ponořených sudů, aby déle vydrželi pod vodou. Potápěčský zvon v obvyklém pojetí byl podle dochovaných pramenů poprvé úspěšně vyzkoušen okolo roku 1530.

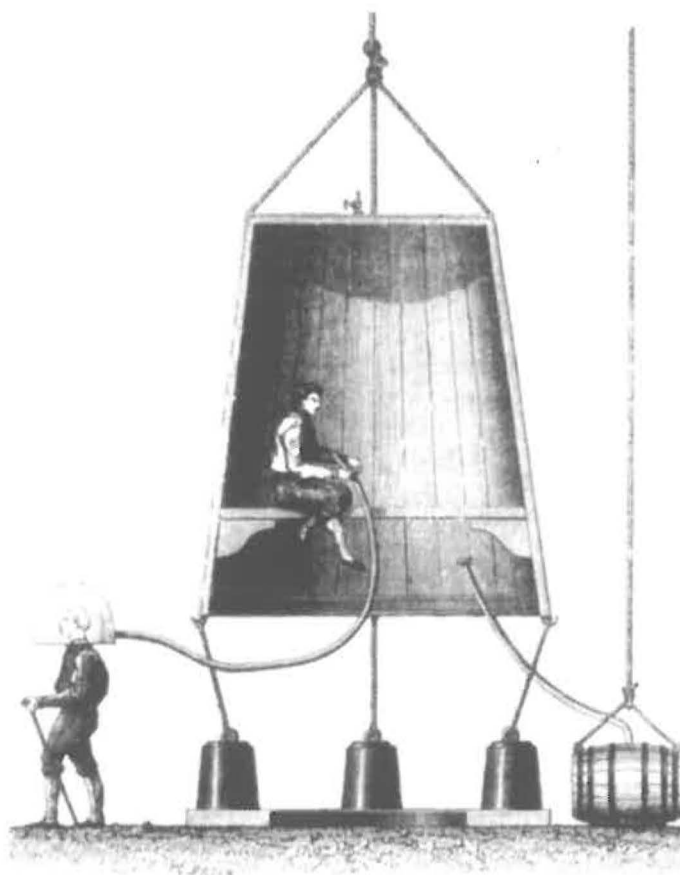
Zásadní nevýhodou této původní konstrukce zvonů spočívala v neúprosném fungování fyzikálního zákona pojmenovaného po svých objevitelích Boylovi a Mariottovi. Zákon pojednává o vztahu mezi tlakem a objemem izolovaného množství plynu nebo plyné směsi. Přitom platí, že objem se zmenší tolikrát, kolikrát se zvýší tlak. Při potápění stlačovala voda odspodu vzduch uvnitř potápěčského zvonu o to více, čím větší byla hloubka, a tím zmenšovala suchou část jeho vnitřního objemu. Deset metrů pod hladinou bylo takové zařízení zaplaveno přibližně z poloviny, ve dvacetimetrové hloubce již ze dvou třetin a pokud se někdo odvážil sestoupit do hloubky čtyřiceti metrů, zůstala nezaplavena pouhá pětina původního objemu u samého stropu potápěčského zvonu.

Používání zvonů doznalo značného rozvoje zejména v 17. století. Byly vyráběny ze dřeva s olověnou zátěží připevněnou po obvodu spodního okraje, odlévány z kovu, případně měly dřevěné stěny potažené pláštěm z olova. Vyskytly se též zvony v podobě skleněných bání.

Velkého úspěchu dosáhl Wiliam Phips, který v roce 1680 použil zvon zásobovaný z hladiny vzduchem ze zatížených sudů spuštěných pod spodní úroveň zvonu ve vodě. Anglický astronom Edmund Halley tento systém dále zdokonalil a sám jeho funkci v roce 1690 předvedl, když on a dalších pět lidí strávilo 1,5 hodiny v hloubce 18 metrů pod hladinou Temže.

Již v této době se začaly objevovat příznaky tzv. dekompresní nemoci, ale tenkrát samozřejmě neznali příčinu. Problémy se později dále nahromadily s vývojem potápěčských skafandrů.

Obr. č. 1 Halleyův zvon z roku 1690 (Dobeš, 2005)



1.3 Potápěčský skafandr

Na počátku vývoje skafandrů byl německý mechanik a později dělostřelecký důstojník v pruské armádě August Siebe žijící od roku 1816 v Anglii. V roce 1819 předvedl svůj první potápěčský oblek otevřeného typu, podobný potápěčskému zvonu. Vzduch byl do obleku přiváděn hadicí a volně unikal kolem pasu. Skafandr fungoval dobře, pokud potápěč stál ve vzpřímené poloze. Pokud upadl, celé zařízení se zaplnilo vodou. Svůj vynález Siebe dále vylepšoval a s konečnou verzí přišel roku 1837.

Dalším vývojem došlo k používání obleku z pevné nepropustné tkaniny, těsněného pružnými manžetami na rukávech. V oblasti krku byl uchycen mosazný náplecník, na který se upevňovala přilba. Na prsou a zádech měl potápěč olověná závaží a na nohou boty s olověnými podešvemi.

Významným zlepšením skafandrů byl pérový výdechový ventil umístěný v přilbě, který byl ovládán samotným potápěčem. Díky pérovému ventilu mohl potápěč pracovat v libovolné poloze. Tento oblek je přímým předchůdcem dnes používaných obleků s přímou dodávkou vzduchu z hladiny. V roce 1839 byly zahájeny záchranné práce na vraku lodi Royal George v přístavu Spitheadu. Po prvních pokusech s použitím potápěčského zvonu, který se neosvědčil, byl po náročných zkouškách vybrán právě oblek Siebeho konstrukce, který splnil všechny požadavky a je používán prakticky dodnes.

1.4 Začátky teorie potápění

S vývojem potápěčské techniky se objevují i první poznatky o fyziologii potápění. V roce 1660 vydal Robert Boyle knihu o fyzikálních vlastnostech vzduchu. V této knize popisuje chování zvířat v přetlaku. V sedmdesátých letech devatenáctého století začala zkoumat fyziologii potápění tam, kde Robert Boyle přestal, fyziolog zabývající se také mořskou biologií, Francouz Paul Bert. Zabýval se problematikou dýchání letců a horolezců v nízkém tlaku ve vyšších nadmořských výškách a působení vysokého tlaku v tlakové komoře.

Jako první se zabýval zdravotními problémy dělníků pracujících v kesonech používaných při stavbě velkých mostů. Kesony byly usazené na dno řeky nebo moře v místě, kde má být postaven pilíř mostu. Aby se do kesonu nedostala voda, byl do něj vháněn vzduch o stejném tlaku, jako je tlak okolní vody. Dělníci v kesonu pracovali tedy ve větším tlaku vzduchu než na hladině a po vystoupení z kesonu se u nich často projevovaly bolesti kloubů a někdy docházelo i k ochrnutí. Bert jako první objevil skutečnost, že zvýšený tlak přímo živé organismy neovlivňuje, ale že škodlivý vliv na životní funkce může mít dýchání kyslíku pod vyšším tlakem.

1.5 Objev dekompresní nemoci

Nejdůležitější Bertův objev byl, že při dýchání vzduchu při větším tlaku dochází k rozpouštění dusíku, který je součástí dýchaného vzduchu, v tělesných tkáních. Při snížení tlaku dýchaného vzduchu dochází naopak k uvolňování přebytečného dusíku z tkání a ten se může v určitých případech vylučovat formou bublinek, které mohou způsobit ucpaní krevního řečiště (dusíková embolie). Jako příčinu zdravotních problémů dělníků pracujících k kesonech určil právě škodlivé působení bublinek dusíku v krvi. Podle místa, kde se tato nemoc prvně začala vyskytovat, je nazvána kesonová nemoc.

K překonání tohoto problému Bert doporučil kesonovým dělníkům a potápěčům, aby na hladinu vystupovali pomaleji, a toto opatření se okamžitě projevilo zlepšením zdravotního stavu potápěčů a snížením fatálních důsledků choroby. Bert rovněž zjistil, že účinek nemoci lze zmírnit zvýšením tlaku, a tak jeho návrh v roce 1893 vedl k sestrojení první dekompresní komory v Americe.

1.6 Historie dekompresních tabulek

Bertovo doporučení, aby potápěči vystupovali z hloubky pomaleji, nevyřešilo všechny problémy, které potápěče trápily. Jiný problém stále sužoval potápěče, kteří se na jakoukoli dobu ponořili do hloubky okolo 40 metrů, kdy bylo zjištěno výrazné snížení jejich tělesné zdatnosti, vedoucí někdy až ke ztrátě vědomí.

Anglický filozof John Scott Haldane vedl řadu pokusů s potápěči královského námořnictva v letech 1905 – 1907 a zjistil, že problém spočívá v nedostatečné ventilaci vzduchu v přilbách potápěčů. Následně se pak zvyšovala koncentrace oxidu uhličitého v přilbě potápěčů, což trvale způsobovalo potápěči postupnou otravu. Haldane doporučil zvýšit plynulý tok vzduchu do potápěčovy přilby přímo úměrně s tlakem (hloubkou) okolí potápěče.

Na základě výsledků výzkumů sestavil Haldane první použitelné dekompresní tabulky, které určovaly maximální délku pobytu v určité hloubce a správný způsob výstupu potápěče k hladině. Během let byly tyto tabulky postupně modernizovány a

jejich základní principy jsou v některých současných dekompresních tabulkách uplatňovány dodnes. Jedním z důsledků Haldanových objevů bylo také posunutí hloubek potápění do oblasti 60 metrů, což byl dvojnásobek doposud dosahovaných hloubek.

1. 7 Vývoj dýchacích přístrojů

1. 7. 1 Přístroje s uzavřeným okruhem

Většina zařízení používaných do poloviny 19. století byla závislá na hladině. Potápěčské zvony byly zavěšeny lany na pontonech a zásobovány z hladiny vzduchem. Skafandry byly rovněž spojeny s hladinou a závislé na dodávce vzduchu z hladiny. Snaha o zajištění nezávislosti potápěče na hladině vedla k vývoji zařízení, která si nesou zásobu dýchacího media s sebou.

Prvním zařízením s částečnou nezávislostí na hladině byl přístroj nazývaný aerophore, který byl patentován v roce 1866 Francouzi Benoitem Rouquayrolem a Augustem Denayrouzem. Přístroj se skládal z obleku, masky s jedním zorníkem a regulátoru, který dodával množství vzduchu v závislosti na hloubce a potřebě dýchání. Přístroj měl být opatřen lahví na stlačený vzduch. Doba však ještě nebyla zralá pro výrobu lahví schopných pojmout dostatečnou zásobu vzduchu. A tak tedy Denayrouze s Rouquayrolem přepracovali svůj přístroj na závislý na hladině. Zůstal jen malý zásobník vzduchu, který potápěči umožnil krátké odpojení od hadice přivádějící vzduch z povrchu.

V roce 1878 H. A. Fleuss vyvinul první použitelný přístroj s uzavřeným okruhem. Jako dýchací medium použil čistý kyslík, a tím se vyhnul potřebě velkých, těžkých a nedostupných zásobníků na stlačený vzduch. Objem kyslíku pro stejnou dobu potápění je totiž podstatně menší než potřebný objem vzduchu. Fleussův systém se však brzy dostal do problémů, protože tehdy se ještě moc nevědělo o nebezpečí dýchání kyslíku pod větším tlakem ve větších hloubkách. Zdokonalený Fleussův přístroj byl během 1. světové války používán v Royal Navy jako záchranný systém pro únik z ponorek.

Dýchací přístroj Fleussovy konstrukce byl vybaven měděnou tlakovou lahví s kyslíkem přiváděným do pružného dýchacího vaku, odkud jej potápěč nadechoval hadicí. Výdech usměřovala jiná hadice do pohlcovače, kde byl zbaven oxidu uhličitého a zbylý kyslík se vracel zpět do dýchacího vaku. Princip, s nímž Henry Fleuss přišel již v poslední čtvrtině 19. století, se u kyslíkových dýchacích přístrojů uplatňuje dodnes. Jeho výhodou je jeho malá hmotnost, nevystupují z něj žádné bubliny a při jeho používání nehrozí nebezpečí dekompresní (kesonové) nemoci. Nevýhody spočívají ve složitější obsluze a údržbě a také v omezení bezpečné použitelnosti v hloubce okolo 10 metrů. Dýchání čistého kyslíku pod touto hranicí vyvolává prudkou otravu spojenou s rychlým nástupem bezvědomí.

1. 7. 2 Přístroje s otevřeným okruhem

Pro sportovní potápění je však nejdůležitější vývoj přístrojů s otevřeným okruhem. V roce 1912 zkonstruoval Francouz Fernex nezávislý potápěčský přístroj na stlačený vzduch. Skládal se z ocelové lahve, odkud byl vzduch přiváděn do redukčního ventilu na prsou potápěče. Potápěč si mohl sám nastavit průtok vzduchu do náustku a zároveň sledovat nastavení na manometrech redukčního ventilu. V náustku byl i výdechový ventil pro odvod přebytečného vzduchu. Roku 1924 podstatně zjednodušil Fernexův přístroj francouzský námořní důstojník Yves Le Prieur. Přístroj měl v lahvi na prsou zásobu vzduchu asi na 15 minut pobytu v hloubce 12 metrů.

Během 2. světové války pracovali na zdokonalení potápěčského přístroje s otevřeným okruhem dva Francouzi, námořní důstojník Jacques Yves Cousteau a inženýr Emile Gagnan. Dosáhli úspěchu, který znamenal průlom v konstrukci dýchacích přístrojů. Upravili regulátor na dodávku plynu do auta. Vznikl tak první účinný a bezpečný přístroj s otevřeným okruhem Aqualung („vodní plíce“). V roce 1946 se začal sériově vyrábět pod jménem Mistral a hned zaznamenal obchodní úspěch. Tento jednoduchý a komfortní přístroj umožnil podmořským biologům, geologům, archeologům a mnoha dalším vědcům a výzkumníkům objevovat a objasňovat některá z mnohých tajemství moří a oceánů. Zásadou tohoto přístroje také je, že se rekreační potápění stalo jedním z nejrychleji se rozvíjejících sportů na světě.

S přibývajícím populací vyznavačů tohoto sportu se ale také rozšířila i rizika nehod spojených s potápěním. Do této doby se potápěli především profesionálové, tedy lidé s poměrně dobrou kondicí. Postupem doby ale mezi sportovními potápěči kondice přestala být brána v potaz a potápění bylo umožněno téměř každému. Tím, že se začali potápět lidé s nedostatečnou kondicí a také oběznější jedinci, zvýšilo se riziko výskytu dekompresní nemoci, protože dekompresi ovlivňuje i množství tukové tkáně. Znamenalo to tedy přepracovat dekompresní postupy pro sportovní potápěče. Přizpůsobování a vylepšování dekompresních postupů pokračuje neustále. Upravují se výstupové rychlosti, přidávají se různé zastávky (např. hloubkové zastávky) a vytvářejí se nové modely.

1. 8 Současnost

V současné době se potápěčská technika i znalosti stále více zdokonalují a vyvíjejí, jelikož potápěči se potápějí do větších a větších hloubek. Potápění je dnes velmi oblíbeným sportem, který uchvacuje několik miliónů lidí na světě. Sportovní potápění nabízí možnost aktivního využívání volného času spojeného s nevšedními zážitky z pobytu pod vodou. Chceme-li se ale věnovat tomuto sportu, potřebujeme k tomu mít příslušné vědomosti a návyky. Vodní svět je řízen fyzikálními zákony a uplatňováním fyziologických zvláštností, které by každý, kdo chce začít s potápěním, měl perfektně znát.

2 Fyzika a fyzikální zákony

Pro potápěče je důležité znát přírodní zákony, které určují principy potápění. Bez této znalosti je těžké porozumět pravidlům, která je třeba dodržovat pro zachování bezpečnosti tohoto sportu. Je životně důležité, aby potápěč rozuměl rozdílům mezi prostředím nad a pod vodní hladinou.

2.1 Vzduch

Většina rekreačních potápěčů dýchá stlačený vzduch. Vzduch, který si potápěči v zásobnících dýchacích přístrojů berou pod vodu, je směsí plynů. Převažují v ní dusík (přibližně 78 %) a kyslík (přibližně 21 %). Zbývající 1 % je tvořeno vzácnými plyny a oxidem uhličitým. V potápění se pro dusík a vzácné plyny používá termín inertní plyny. Označujeme jím plyny, které jsou v těle transportovány, ale nepodílejí se na látkové výměně. Při výpočtech se 1 % vzácných plynů přičítá k dusíku, takže počítáme s 79 % dusíku.

Někteří pokročilí potápěči a profesionálové, potápějící se z důvodů obchodních, vojenských či vědeckých, používají někdy speciální směsi známé jako Nitrox, neboli kyslíkem obohacený vzduch. Nejběžněji se používají směsi s 32 % kyslíku (označení EAN32) a 36 % (označení EAN36). Cílem Nitroxu je zvýšit obsah kyslíku v dýchací směsi na úkor dusíku. Prodlouží se tím čas, který potápěč může strávit na dně a sníží se riziko dekompresní nemoci díky sníženému parciálnímu tlaku dusíku.

Další používanou směsí při potápění je Trimix. Trimix je směs kyslíku, dusíku a hélia používaná pro potápění do hloubek větších než 40m. Do směsi je přidáváno hélium, které ve směsi nahrazuje kyslík a dusík. Snížením obsahu těchto plynů jsou eliminovány jejich toxické a narkotické účinky na lidský organismus při dýchání pod vyšším parciálním tlakem.

Dusík je bezbarvý plyn bez chuti a zápachu. Navzdory tomu, že je hlavní součástí zemské atmosféry, lidské tělo jej po fyziologické stránce nevyužívá. Dusík představuje určité riziko, a je-li vdechován pod tlakem, může být příčinou dusíkové narkózy a dekompresní nemoci.

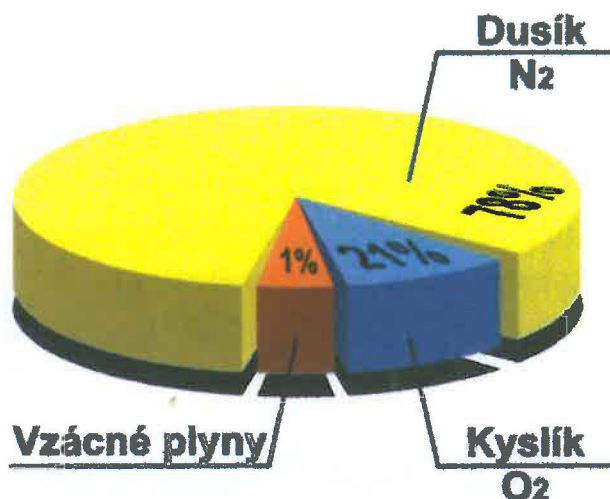
Kyslík stejně jako dusík je bezbarvý plyn bez zápachu a chuti, avšak pro život je nezbytně důležitý. Mnoho chemických reakcí v těle potřebuje kyslík pro výrobu tepelné a pohybové energie, nezbytné pro jeho funkci. Přesto je pro potápěče důležitý správný obsah kyslíku ve vzduchu. Kritický nedostatek nebo přebytek kyslíku ve vzduchu může způsobit vážné problémy.

Oxid uhličitý je také bezbarvý plyn bez chuti a zápachu. Je podstatnou součástí vydechaného vzduchu a jeho koncentrace v těle vysílá mozku signál k uvedení dýchací soustavy do činnosti. Přemíra tohoto plynu je potenciálně nebezpečná.

Oxid uhelnatý je jedovatý, bezbarvý plyn bez chuti a zápachu, vzniká při nedokonalém spalování uhlovodíků v motorech s vnitřním spalováním. Normálně je vstřebáván do atmosféry, ale pokud potápěčský kompresor tyto zplodiny nasaje při plnění potápěčských lahví, může být vysoce nebezpečný, neboť CO zbavuje krev schopnosti absorbovat kyslík.

Helium je vzácný plyn, bezbarvý, bez chuti a zápachu. Na rozdíl od dusíku nemá helium narkotizační účinky, takže potápěč je schopen pracovat ve velkých hloubkách i přes 300 metrů. Zároveň omezuje vznik otravy kyslíkem a zmenšuje riziko dekompresní nemoci, protože jeho rozpustnost v tkáních je podstatně menší než u dusíku a saturace (resp. desaturace) probíhá mnohem rychleji.

Obr. č. 2 Složení vzduchu (Mountain, 2007)



Nestačí jen znát, jaký účinek má přítomnost plynů obsažených ve vzduchu a v dalších směsích pro potápění, ale je nezbytné porozumět i vzájemným vztahům mezi těmito plyny, a také jak se tyto vztahy mění v závislosti na tlaku.

2.2 Tlak

Výraz „tlak“ je termín potápěči velice často užívaný. Mluví se o tlaku naplněných lahví, tlaku na manometru, rezervním tlaku po ponoru, tlaku vody, parciálním tlaku plynů, atd. Tlak na nás působí neustále a při potápění je hlavním faktorem, který ovlivňuje celý ponor.

Hmota, která vytváří vesmír, se vyskytuje ve třech skupenstvích. Velikost odporu, který působí proti deformaci, se mění podle toho, zda jde o pevné těleso, kapalinu nebo plyn.

Pevné skupenství je charakteristické pro látky, které mají stálý tvar a objem.

Kapalné skupenství je specifické svou schopností měnit tvar podle tvaru nádoby při zachování objemu.

Plynné skupenství nemá ani stálý tvar ani objem. Plyn má tendenci zaujímat všechny volný prostor.

Tlak je síla vyvíjená molekulami při vzájemné srážce. Je-li plyn stlačen tak, že molekuly zabírají menší objem, počet jejich vzájemných srážek roste, čímž se zvyšuje i tlak.

2. 2. 1 Tlak vzduchu

Zeměkoule je obklopena vzduchovou vrstvou – atmosférou, která působí určitou tíhou na zemský povrch. V běžných podmínkách váží jeden litr vzduchu 1,293 g. Jeho tíha působí na povrch Země tlakem nazývaným tlak atmosférický.

Na úrovni moře je atmosférický tlak 1013 hPa (1,013 baru). Tento tlak klesá s nadmořskou výškou. Odchytky mohou být pocíťovány jako lineární až do 5 000 m s poklesem o 0,1 baru s každých 1000 m. Ve větších nadmořských výškách se atmosférický tlak mění způsobem méně pravidelným.

2. 2. 2 Tlak vody

Kapalinou je vyvoláván hydrostatický tlak. Je úměrný hmotnosti tekutiny. Hydrostatický tlak je shodný pro všechny body umístěné na stejné horizontální ploše, tzn. v dané hloubce.

Hodnota hydrostatického tlaku je rovna síle způsobené tíhou kapaliny umístěné nad jednotkou zkoumané plochy. Ve sladké vodě roste s hloubkou hydrostatický tlak o 1 bar na každých 10 m. Ve slané vodě o hustotě 1,026 kg/l bude změna tlaku na každých 10 m o 1,026 baru. Abychom zjednodušili výpočty při potápěčské praxi, považujeme hydrostatický tlak za stejný pro sladkou i slanou vodu, čím se dopouštíme přibližně 3% chyby.

2. 2. 3 Absolutní tlak

Tlak, který působí na potápěče, je součtem hydrostatického a atmosférického tlaku. V potápění se všeobecně pro výpočty používá pouze tlak absolutní, neboli celkový tlak.

2. 2. 4 Plyny pod tlakem

Tlakovými silami vyvolanými zvyšujícím se okolním tlakem se při sestupu stlačují plyny, obsažené ve všech tělesných dutinách potápěče. Rovněž jsou stlačovány plyny, které se nacházejí v některých součástech potápěčské výstroje – uvnitř kompenzátoru vztlaku, v komůrkách materiálu neoprénových izolačních obleků, uvnitř suchých izolačních obleků atd. Stlačují se také plyny, nacházející se v těle potápěče.

Vlivem zvyšující se tlakové síly při sestupu se plyny stlačují a přitom zmenšují svůj objem. Při poklesu okolního tlaku při výstupu se plyny naopak rozpínají.

2. 3 Boyleův-Mariottův zákon

Ir Robert Boyle a francouzský opat Edme Mariotte popsali stlačitelnost plynů. Znění tohoto fyzikálního zákona je následující: „Při konstantní teplotě je objem plynu nepřímo úměrný tlaku, který na něj působí.“ Z toho vyplývá následující pravidlo: „Pro stejné množství plynu platí, že součin objemu a tlaku je stále konstantní.“ Tím je řečeno, že tlak \times objem = konstanta. (Oyhenart, Mioulane, 2004)

V praxi to znamená, že stoupá-li tlak, zmenšuje se objem, a klesá-li tlak, objem se zvětšuje. Pro potápěče je důležitá ta skutečnost, že s přibývajícím tlakem bude potřebovat větší objem vzduchu k nadechnutí. Se zvětšující se hloubkou bude tedy spotřeba dýchacího plynu vyšší.

Vzhledem k tomu, že potápěč musí dýchat vzduch o tlaku odpovídajícím tlaku okolní vody, je třeba, aby mechanismus přístroje nejen zredukoval vysoký tlak v lahvi na nižší tlak, který potápěči k dýchání potřebují, ale také aby byl toto schopen dělat v různých hloubkách. Regulátor dýchacího přístroje je konstruován tak, aby splňoval tyto požadavky. Čím hlouběji potápěč sestoupí, tím hustší je vzduch, který dýchá, neboť

plicní automatika dodává více molekul vzduchu při stejném objemu. Výsledkem je dodávání vzduchu pod větším tlakem ve větší hloubce.

Vztah mezi objemem a tlakem vzduchu v tělesných dutinách je pro potápěče velmi významný. Během sestupu roste tlak a stlačuje všechny vzduchové dutiny a prostory v těle. Pokud v těchto prostorech nedojde k vyrovnání tlaku, tento rozdíl tlaků může způsobit problémy v dutině středního ucha, v dutinách čelních a v potápěčské masce. Plíce nejsou změnou tlaku poškozeny, jestliže vlivem tlakových změn nepřekročí změna objemu maximální výdech nebo maximální nádech. Pokud k tomu dojde, jednotlivé části plic postupně kolabují.

Během sestupu na nádech se plíce stlačují a jejich objem se zmenšuje. Při výstupu se objem plic navrácí do původního objemu až na hladině. Při potápění s dýchacím přístrojem se objem plic při sestupu nemění, protože potápěč dýchá automatikou vzduch pod stejným tlakem, jaký je v okolním prostředí. To ovšem platí jen tehdy, když potápěč pravidelně dýchá a při výstupu pak plynule vydechuje. Nesmí rozhodně zdržovat dech, jinak by se totiž vzduch v plicích při výstupu, tedy při snižování okolního tlaku, rozpínal. Opomenutí může mít za následek různé formy barotraumatů plic.

2.4 Daltonův zákon

John Dalton formuloval zákon součtu dílčích tlaků v plynných směsích.

Tlak vyvíjený plynem na stěny nádoby, která ho obsahuje, je závislý na narážení molekul na tyto stěny. V případě plynné směsi je jev identický. Každá složka se chová, jako by byla sama, a účastní se tak částečně na celkovém tlaku plynu.

Dalton vyjádřil následující pravidla:

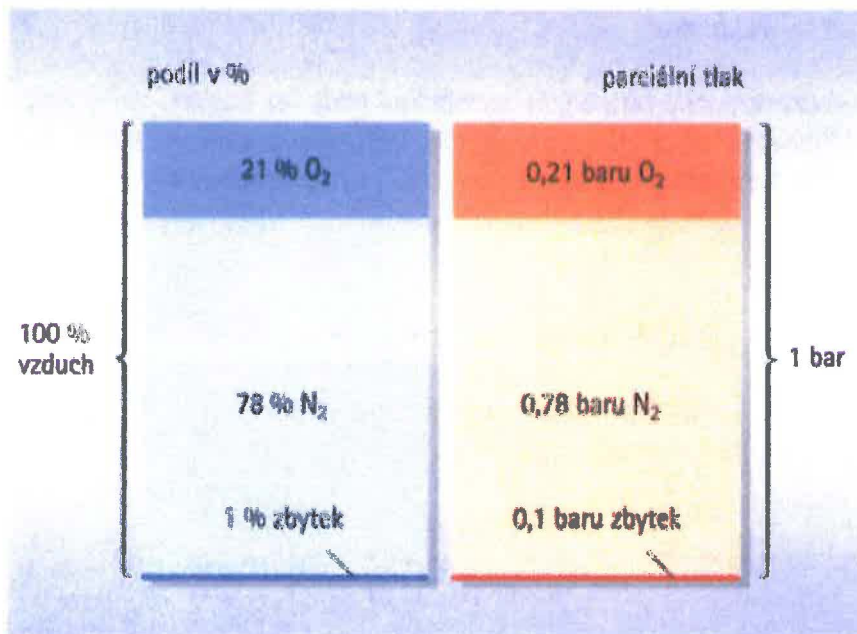
- „Tlak vyvíjený plynou směsí je roven součtu parciálních tlaků každého plynu tvořícího směs.“

- „Parciální tlak plynu tvořícího směs je tlak, který by tento plyn vyvíjel, jestliže by sám vyplňoval objem zaujímaný směsí.“

- „Parciální tlak plynu tvořící směs je roven součinu celkového tlaku směsi a objemové koncentrace (procento) plynu ve směsi.“

(Oyhenart, Mioulane, 2004)

Obr. č. 3 Parciální tlak vzduchu (Schinckovi,2007)



Pro lidský organismus je mnoho plynů toxických. Záleží to na druhu plynu a jeho parciálním tlaku. Dusík má mezi 4 až 5,6 bar parciálního tlaku narkotizační účinky, způsobující dusíkovou narkózu, mezi potápěči nazývanou hloubkové opojení. Kyslík s hodnotou parciálního tlaku menší než 0,17 bar je pro organismus nedostačující, vyvolává mdloby. Naopak parciální tlak kyslíku vyšší než 1,6 bar způsobuje po nějaké době hyperoxii, při níž se prakticky okamžitě objevují křeče. Oxid uhličitý je toxický od parciálního tlaku 0,03 bar.

Aby se profesionální potápěči vyhnuli tomuto problému toxicity, používají směsi obohacené kyslíkem nebo například nahradí dusík héliem.

Tabulka č. 1 Parciální tlak jednotlivých plynů (Schinckovi, 2007)

	dýchací vzduch				přídavek Nitrox 40			
	1 bar	2 bary	3 bary	4 bary	1 bar	2 bary	3 bary	4 bary
parciální tlak kyslík	0,21	0,42	0,63	0,84	0,40	0,80	1,20	1,60
parciální tlak dusík	0,78	1,58	2,34	3,12	0,59	1,18	1,77	2,36
parciální tlak vzácné plyny	0,01	0,02	0,03	0,04	0,01	0,02	0,03	0,04

Parciální tlak vzrůstá proporcionálně k tlaku okolí.

2.5 Henryho zákon

Anglický fyzik a chemik William Henry definoval zákon o rozpouštění plynů v kapalinách.

W. Henry dokázal, že množství rozpuštěného plynu v kapalině stoupá s tlakem. Organismus potápěče, který dýchá stlačený vzduch, pohlcuje všechny plyny této směsi. Tento jev roste s hloubkou v závislosti na růstu tlaku. Jedná se o významný problém, jehož důsledkem jsou tak obávané dekompresní nehody.

Některé látky mají tu vlastnost, že pohlcují jiné. Jedná se o jev rozpouštění. Rozpuštěné látky nejsou všechny ve stejném poměru. Říkáme, že mají různý koeficient rozpustnosti.

Henry po několika vědeckých pokusech vyslovil tento zákon nesoucí jeho jméno: „Při dané teplotě je množství rozpuštěného plynu v kapalině úměrné tlaku vyvíjeného plynem na kapalinu.“ (Oyhenart, Mioulane, 2004)

V praxi se toto rozpouštění týká všech částí těla. Množství absorbovaného plynu tekutinou a rychlost rozpouštění záleží na několika faktorech: tlaku, době působení, kontaktní ploše, teplotě, druhu kapaliny nebo plynu a pohybu.

Tlak – s rostoucím tlakem roste schopnost kapaliny rozpustit větší množství plynu.

Doba působení – rozpouštění plynu v kapalině při zvýšení tlaku není okamžité. Čím déle zůstává plyn v kontaktu s kapalinou, tím je ho více rozpuštěno.

Kontaktní plocha – čím je povrch kontaktu mezi plynem a kapalinou větší, tím se plyn rychleji rozpouští.

Teplota – čím víc stoupá teplota, tím se zmenšuje množství rozpuštěného plynu a naopak.

Druh kapaliny – lidské tělo je tvořeno několika tekutinami, pro které je rychlost rozpouštění plynu rozdílná.

Druh plynu – čím je koeficient rozpustnosti plynu větší, tím je množství rozpuštěného plynu pod konstantním tlakem větší.

Míchání – plyn se v kapalině rozpouští rychleji, když přichází s kapalinou do kontaktu při vzájemném pohybu.

2.6 Rozpouštění plynů v kapalinách

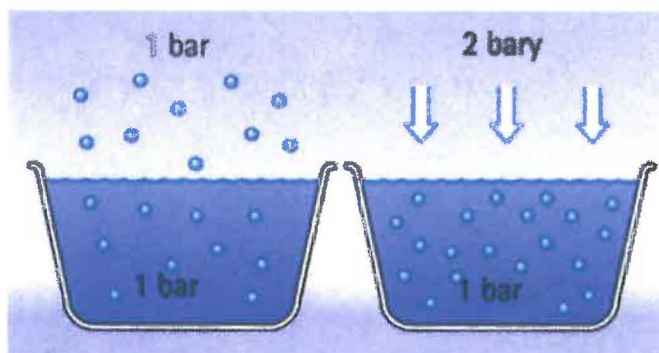
Podle Henryho zákona je v ustálené stavu a při konstantní teplotě množství plynu rozpuštěného v jisté kapalině přímo úměrné parciálnímu tlaku tohoto plynu nad kapalinou. Ustáleným stavem se přitom rozumí situace, kdy mezi koncentrací plynu v kapalině a jeho parciálním tlakem nad kapalinou existuje dynamická rovnováha, takže ani jedna z těchto veličin se nemění.

Velikost rozpuštěného množství je možno vyjadřovat několika způsoby, např. jako látkové množství plynu (mol) vztažené na objem kapaliny (m^3), pro potápěčskou problematiku je však výhodné zvolit vyjádření pomocí tzv. parciálního tlaku plynu v kapalině. Platí, že plyn rozpuštěný v kapalině má právě takový parciální tlak, jaký by musel být parciální tlak tohoto plynu nad kapalinou, aby mezi plynem v kapalině a nad ní nastal ustálený stav. Nejsou-li parciální tlaky jistého plynu nad kapalinou a v kapalině stejné, difunduje tento plyn přes rozhraní ve směru z vyššího tlaku do nižšího, dokud se oba parciální tlaky nevyrovnají.

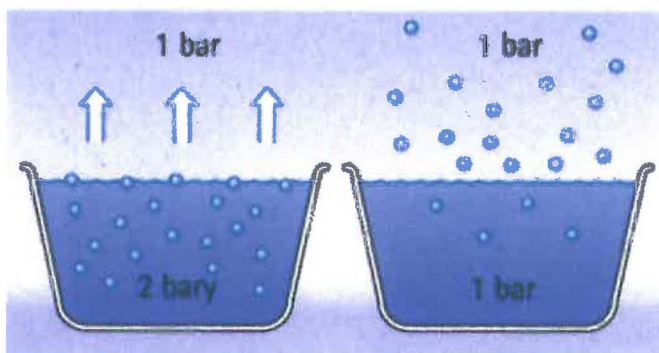
Rozpouštění plynu v kapalině probíhá takovým způsobem, že molekuly plynu, které jsou nejbližší hladině kapaliny, pronikají jejím povrchem difuzí (prolínání) do kapaliny a dochází k sycení kapaliny plynem. Sycení probíhá zpočátku rychle, potom se stále zpomaluje, až se úplně zastaví. Postupné zpomalování sycení je způsobeno stále se

zmenšujícími rozdíly mezi dílčími tlaky plynu v kapalině a nad hladinou kapaliny. Při zastavení sycení je dosaženo stavu úplného nasycení (saturace). To znamená, že množství plynu rozpuštěného v kapalině se už dále nemění. Saturace je rovnovážný vztah, při kterém se dílčí tlak plynu rozpuštěného v kapalině rovná dílčímu tlaku téhož plynu nad kapalinou. Látkové množství rozpuštěného plynu ve stavu nasycení je závislé především na teplotě kapaliny a parciálním tlaku plynu nad kapalinou. Rozpustnost plynů v kapalinách se obvykle snižuje s rostoucí teplotou. (Hrnčář, Černoch, 1190)

Obr. č. 4 Sycení kapaliny plynem



Při stejném tlaku je v kapalině též počet molekul plynu jako v množství plynu. Když se tlak zvýší, molekuly plynu se rozpouštějí v kapalině, dokud není nastolena rovnováha.



Když se tlak v kapalině opět sníží, rozpuštěné molekuly plynu z ní vystupují.

Při chemické vazbě plynu v kapalině je obvykle závislost látkového množství rozpuštěného plynu na parciálním tlaku nelineární. Po nasycení chemické vazby se látkové množství plynu v kapalině zvyšuje jen nepatrně o plyn rozpuštěný v kapalině (např. kyslík v krvi).

Z hlediska potápění nás zajímá, jakými zákonitostmi se řídí sycení kapaliny plynem, a jeho opětné vylučování. Molekuly plynu v kapalině i mimo ni se pohybují neuspořádaným tepelným pohybem. Počet molekul plynu pohybujících se z plynu do kapaliny je úměrný parciálnímu tlaku plynu nad kapalinou. Počet molekul pohybujících se z kapaliny do plynu je úměrný parciálnímu tlaku plynu v kapalině.

Když je kapalina plynem nasycena a oba tlaky se rovnají, pohybuje se oběma směry stejný počet molekul a koncentrace plynu zůstává v dynamické rovnováze. Jestliže jsou tlaky různé, pohybuje se větší počet molekul ve směru nižšího tlaku. Množství molekul v jednotlivých prostředích je poměrné rozdílu parciálních tlaků. Dokud je tlak plynu nad kapalinou větší než v kapalině, pohybuje se větší počet molekul do kapaliny a dochází k sycení kapaliny. Když parciální tlak plynu nad kapalinou poklesne pod hodnotu parciálního tlaku plynu v kapalině, plyn se z kapaliny začne vylučovat (desaturace). Sycení, rovnováha a vylučování plynu jsou tedy stejné dynamické děje. Liší se jenom tím, kterým směrem se pohybuje více molekul.

Časovou závislost rozpouštění plynu v kapalině lze za určitého zjednodušení popsat, za předpokladu, že počáteční parciální tlak plynu nebo směsi plynů v kapalině je nulový, touto rovnicí:

$$p_r = p_{pa} \cdot (1 - e^{-t/\tau})$$

p_r – parciální tlak plynu rozpuštěného v kapalině

p_{pa} – parciální tlak plynu nad kapalinou

e – základ přirozených logaritmů ($e = 2,7183$)

t – čas

τ – časová konstanta, která odpovídá rychlosti sycení dané kapaliny plynem

(Dobeš, 2005)

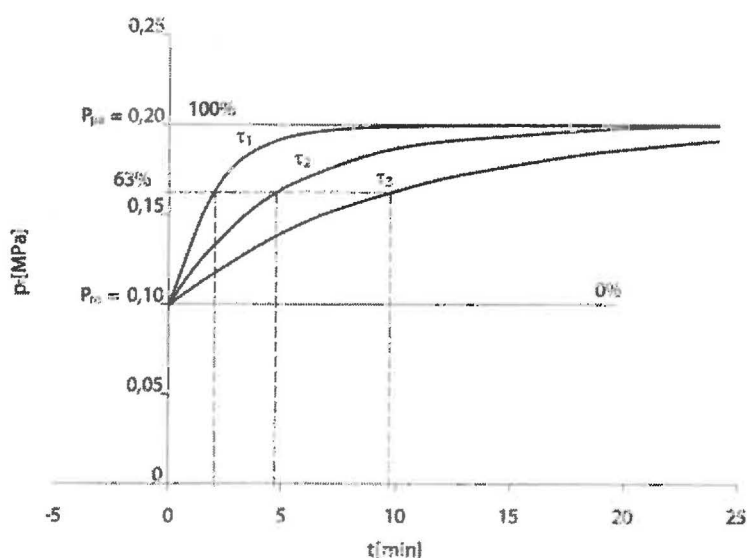
Tento vztah vyjadřuje, že sycení kapaliny plynem závisí především na parciálním tlaku plynu nad kapalinou a na čase, po který zvýšený tlak působí. Za čas odpovídající jedné časové konstantě τ od začátku sycení vzroste parciální tlak plynu v kapalině asi na 63 % parciálního tlaku plynu nad kapalinou. Za čas rovný trojnásobku časové konstanty

dojde k prakticky úplnému nasycení neboli k rovnosti parciálního tlaku plynu v kapalině a nad kapalinou.

Pokud byla kapalina před zvýšením parciálního tlaku plynu nad kapalinou nasycena na počáteční tlak p_{r0} , začíná průběh syčení na ose tlaku v bodě p_{r0} , průběh křivek syčení však zůstává stejný.

Jestliže se jedná o syčení kapaliny směsí plynů, plyny se potom podle Daltonova zákona navzájem při rozpouštění neovlivňují a syčení probíhá v závislosti podle jejich parciálních tlaků.

Graf č. 1 Časový průběh syčení plynu v kapalinách s různými časovými konstantami (Dobeš, 2005)



Když dojde k poklesu parciálního tlaku plynu nad kapalinou, vznikne opačný spád koncentrace ve směru z kapaliny do plynu a plyn se za kapalinou začne vylučovat. Je-li pokles tlaku dostatečně pomalý, může vylučování plynu probíhat stejnou cestou jako probíhalo rozpouštění, tj. difuzí na rozhraní kapaliny a plynu. Je-li ale pokles tlaku náhlý, vylučování plynu probíhá v celém objemu kapaliny současně tvorbou bublin.

V těle potápěče považujeme za rozhraní kapaliny a plynu plíce, protože zde probíhá výměna dýchacích plynů mezi vzduchem v plicích a krví. Pokud je plyn vylučován pouze difuzí bez tvorby bublin, můžeme průběh vylučování popsat rovnicí:

$$p_r = (p_{ro} - p_{pa}) \cdot e^{1/\tau} + p_{pa}$$

p_r – parciální tlak rozpuštěného plynu

p_{ro} – počáteční parciální tlak rozpuštěného plynu

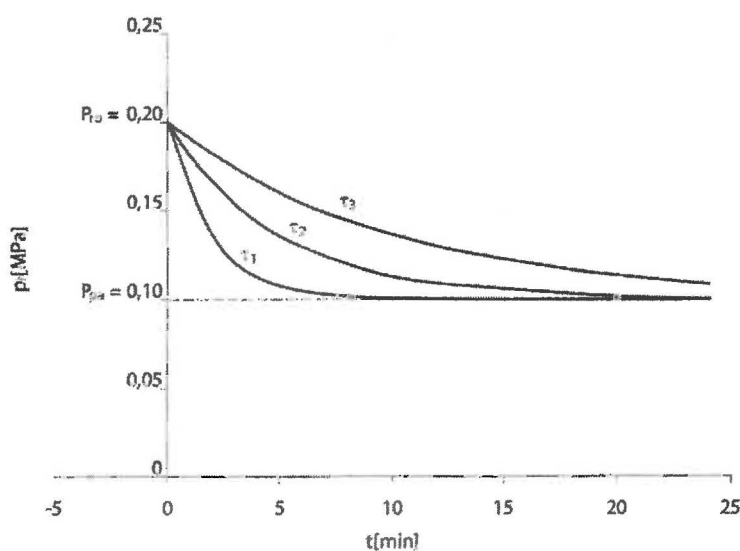
p_{pa} – parciální tlak plynu nad kapalinou

(Dobeš, 2005)

V souvislosti se sycením tkání organismu plynem se uvádí termín poločas sycení. Poločas sycení představuje čas, který se tkáň nasytí (nebo odsytí) na hodnotu odpovídající polovině tlakové změny tlaku plynu nad kapalinou. Z výše uvedené exponenciální rovnice po dosazení získáme závislost mezi časovou konstantou τ a poločasem sycení t_p :

$$\tau = 1,433 \cdot t_p \text{ nebo } t_p = 0,693 \cdot \tau$$

Graf č. 2 Časový průběh vylučování plynu difúzí z přesycených kapalin s různými časovými konstantami (Dobeš, 2005)



Saturace organismu plynem (resp. desaturace) je ve skutečnosti velmi složitý proces, k jehož charakterizaci jsou vytvářeny komplikované matematické modely, které se snaží zohlednit různou rozpustnost plynů v jednotlivých tkáních, nestejnost prokrvení tělesných oddílů, rozdíly v tenzi plynů mezi tepennou a žilní krví apod. Např. dusík je přibližně pětkrát rozpustnější v tukách než ve vodě, více prokrvené tkáně jsou syceny rychleji, při desaturaci se uplatňuje pokles parciálního tlaku kyslíku v žilní krvi atd. Tyto matematické modely jsou v podstatě systémem rovnic vycházejících z výše uvedených vztahů.

Poměr mezi součtem parciálních tlaků všech plynů rozpuštěných v kapalině (čitatel zlomku) a tlakem kapaliny (jmenovatel zlomku) označujeme jako koeficient přesycení. Je-li menší než 1, nebo roven 1, může výměna plynů probíhat jedine difusí přes rozhraní kapalina-plyn, a to i v případě, že parciální tlak některého z plynů je v kapalině větší než nad ní. Jestliže je však koeficient přesycení větší než 1, může k desaturaci kapaliny docházet nejen difusí plynu přes rozhraní kapalina-plyn, ale také tvorbou bublinek uvnitř kapaliny. Vedle koeficientu přesycení jsou však pro vznik bublin rozhodující i vlastnosti samotné kapaliny. V případě, že má nízké povrchové napětí nebo obsahuje drobné nehomogenity (např. tělíška, nečistoty apod.), které mohou sloužit jako tzv. plynná jádra, tvorba bublinek je usnadněna. Pro každou konkrétní kapalinu existuje tedy určitý kritický koeficient přesycení, při jehož překročení se v kapalině začnou vytvářet bublinky. Pro nehomogenní a znečištěné kapaliny s poměrně malým povrchovým napětím se kritický koeficient přesycení blíží číslu 1, naopak u kapalin homogenních, čistých, s velkým povrchovým napětím, může být značně vysoký (3 a více).

Pro potápěče je důležité, aby se plyny vylučovaly z tkání především difúzí a nikoliv tvorbou bublin. Tvorba bublin uvnitř tkání organismu může být biologicky závažná, je příčinou tzv. dekompresní nemoci. Podrobnějším popisem, jak se plyny rozpouštějí a vylučují z těla potápěče a jejich účincích na organismus, se budeme více zabývat dále v následující kapitole.

3 Fyziologie potápění

Fyziologie je věda, která se zabývá studiem funkcí a pochodů v živých organismech. Na organismus potápěče působí vlivy vodního prostředí, proto je nezbytné, aby měl potřebnou míru anatomických znalostí a zejména pak rozuměl fyziologickým procesům, které v jeho těle při potápění probíhají. Bez těchto znalostí se vystavuje nebezpečí ohrožení svého zdraví a života.

3.1 Orgány, tkáně a buňky

Orgány jsou vystavěny z tkání, tj. souborů buněk shodného tvaru a funkce. Z potápěčského hlediska (pobyt v přetlaku) je významné, že organismus až na určité výjimky představuje prakticky tekuté prostředí. Tělní tekutiny se nacházejí uvnitř buněk i v mezibuněčných prostorech, kolují v cévním a mízním systému. Celková voda v organismu dospělého jedince představuje přibližně 60 % tělesné hmotnosti.

3.2 Metabolismus

Činnost organismu je podmíněna neustálým přísunem kyslíku a energie na jedné straně a nepřetržitým odvodem vedlejších produktů na straně druhé. Tento proces označujeme jako přeměnu látek a energií – metabolismus. Organismus získává kyslík ze vzduchu a energii z potravy postupným štěpením složitějších látek na jednodušší.

3.3 Krevní oběh

Krevní oběh slouží k zajištění transportu krve jako prostředku pro dopravu všech látek důležitých pro zachování životních funkcí do tělesných tkání a odvod zplodin látkové výměny. Dále slouží jako prostředek termoregulace organismu. Skládá se s uzavřeného systému cév (tepen, vlásečnic a žil), kterými se krev dopravuje k jednotlivým orgánům. Všechny živé buňky v těle se zúčastňují kyslíkového

metabolismu, což je proces, ve kterém každá buňka využívá kyslík k tomu, aby přeměnila chemickou energii do užitečné formy potřebné pro život. Jsou-li buňky zbaveny kyslíku, mohou být některé tkáně dočasně umrtveny, čímž přeruší svoji funkci až na několik hodin a stále přežívají. Jiné tkáně bez kyslíku rychle odumírají. Mozek a nervový systém vyžadují nepřetržitou dodávku kyslíku, více než kolik je požadována jinými tělesnými tkáněmi, a začínají bez něho odumírat již v několika minutách. Kyslíkové požadavky nervových tkání spotřebují okolo jedné pětiny z kyslíku, který je přenášen oběhovým systémem.

3.4 Složení krve

Aby oběhový systém uspokojil komplexní poptávku po dodávce kyslíku a potřebných látek a také poptávku po odvádění zplodin a odpadních plynů a mobilizaci obranného systému těla, funguje lidská krev jako vícesložková tekutá tkáň. Její složky jsou červené krvinky, bílé krvinky, krevní destičky a krevní plazma.

Plazma je ve skutečnosti kapalinou, která nese živiny, chemikálie, a také jiné složky krve. Přepravuje i rozpuštěné plyny, včetně určitého množství odpadního kysličníku uhličitého, který je produkován buňkami, a také dusík, podle toho jak se mění jeho množství s parciálním tlakem dýchaného dusíku. Ačkoliv plazma představuje polovinu z celkové hmotnosti krve a přenáší některé rozpuštěné plyny, při hladinovém tlaku přenáší jen málo rozpuštěného kyslíku.

Většinu kyslíku, který je požadován tělesnými tkáněmi, přenáší **červené krvinky** prostřednictvím hemoglobinu – bílkoviny, která snadno váže a uvolňuje kyslík. Bez hemoglobinu by krev musela zajišťovat 15 – 20krát rychlejší oběh plazmy, aby zbytek těla dostatečně zásobovala rozpuštěným kyslíkem.

Hemoglobin efektivně přenáší a uvolňuje kyslík, protože rozdíly v parciálním tlaku kyslíku ovlivňují jeho schopnost zůstat s kyslíkem svázan. Krev obíhá plícemi, kde se hemoglobin setkává s vyšším parciálním tlakem kyslíku. Vysoký parciální tlak zvyšuje schopnost kyslíku navázat se na hemoglobin. V důsledku toho se kyslík rozpouští v krvinkách, aby se spojil s hemoglobinem.

Když krev dospěje ke tkáním, kde metabolismus snížil parciální tlak kyslíku, uvolní se kyslík z hemoglobinu. Stane se tak použitelný pro tkáň, protože jeho schopnost udržet spojení s hemoglobinem se při pokleslém parciálním tlaku snižuje. Když uvolnil mnoho kyslíku, může se nyní na hemoglobin opačně navázat kysličník uhličitý. Ten je pak dopraven do plic, kde je vyloučen do vzduchu v plicních sklípcích. Na této zpětné chemické reakci se také podílí jeden z enzymů v červených krvinkách, který plazmou přenáší kysličník uhličitý ve formě bikarbonátu.

Jakmile se krev vrátí do vyššího parciálního tlaku kyslíku v plicích, hemoglobin se znovu snadno váže s kyslíkem a uvolňuje kysličník uhličitý. Také v plazmě probíhá opačná reakce kysličníku uhličitého. Bikarbonát se rozpadá a uvolňuje se kysličník uhličitý, který se pak uvolňuje do dýchacího ústrojí, aby byl odstraněn z plic při výdechu. Převážováním kysličníku uhličitého ve formě bikarbonátu je oběhový systém schopen přenést větší množství, než při přímém rozpouštění kysličníku uhličitého v plazmatu. Asi 5 % kysličníku uhličitého, který je přepravován krví, je rozpuštěno v plazmatu. Přibližně 20 % je spojeno s hemoglobinem a přibližně 75 % je transportováno ve formě bikarbonátu. (Dobeš, 2005)

3.5 Činnost srdce

Srdce svojí činností zajišťuje oběh krve v těle. Je to dutý sval, sestávající z levé a pravé části. Každá část má jednu síň a jednu komoru. Obě komory se při činnosti srdce stahují současně a tak vytlačují krev do tepen. Tok krve je usměrňován chlopněmi, které slouží jako směrové ventily, zabráňující proudění nesprávným směrem. Činnost srdce je řízena centrální nervovou soustavou s centrem v prodloužené míše. Jeho působením se mění tepová frekvence a tepový objem, a tím je možno řídit výkon srdce v širokých mezích. Tepová frekvence činí v průměru asi 70 tepů za minutu v klidu a až 200 tepů při usilovné práci. Tepový srdeční objem činí v klidu 60 až 80 cm³ a při zatížení 100 až 150 cm³. Minutový srdeční objem, tj. množství krve přečerpané za jednu minutu, činí v klidu asi 5 litrů a při zátěži až 30 litrů.

Přestože potápění není fyzicky náročným sportem, doporučuje se, aby potápěč, kterému je 40 a více let, podstoupil nejméně jednou za rok vyšetření na EKG, které je

také součástí potápěčské prohlídky. Dále se doporučuje potápěčům, kteří jinak nevyvíjejí fyzickou činnost, aby prošli vyšetřením oběhového ústrojí. Potápěči se špatnou kondicí se nesmějí zúčastňovat náročných ponorů (potápění v proudu, velké hloubky, dlouhé úseky). Pravidelný a soustavný trénink udržuje srdce a oběh v kondici a utužuje zdraví.

3. 6 Dýchání

Dýchání je fyziologický děj, jehož smysl spočívá ve výměně dýchacích plynů mezi organismem a vnějším prostředím. Dýcháním souhrnně označujeme mechanismy, kterými se do organismu přivádí ze vzduchu potřebné množství kyslíku a odvádí oxid uhličitý. Ten vzniká jako plynná zplodina látkové přeměny v tkáních. Dýchání tedy zahrnuje dopravu kyslíku do plic, sycení krve kyslíkem, jeho přenos do tkání a orgánů, přesun oxidu uhličitého z tkání a mezi krví a plicemi a konečně jeho odstranění z těla při výdechu. Vdechovaný vzduch prochází dýchacími cestami do plic, kde se uskutečňuje vlastní výměna dýchacích plynů.

Mechanická výměna plynů v plicích a fyzikální proces výměny plynů mezi krví a sklípkovým (alveolárním) vzduchem v plicích jsou nazývány zevním dýcháním. Proces výměny plynů mezi krví v krevním řečišti a tkáněmi je pak nazýván vnitřním dýcháním. Pro potápění je důležitá především znalost mechanismů zevního dýchání.

3. 6. 1 Zevní dýchání

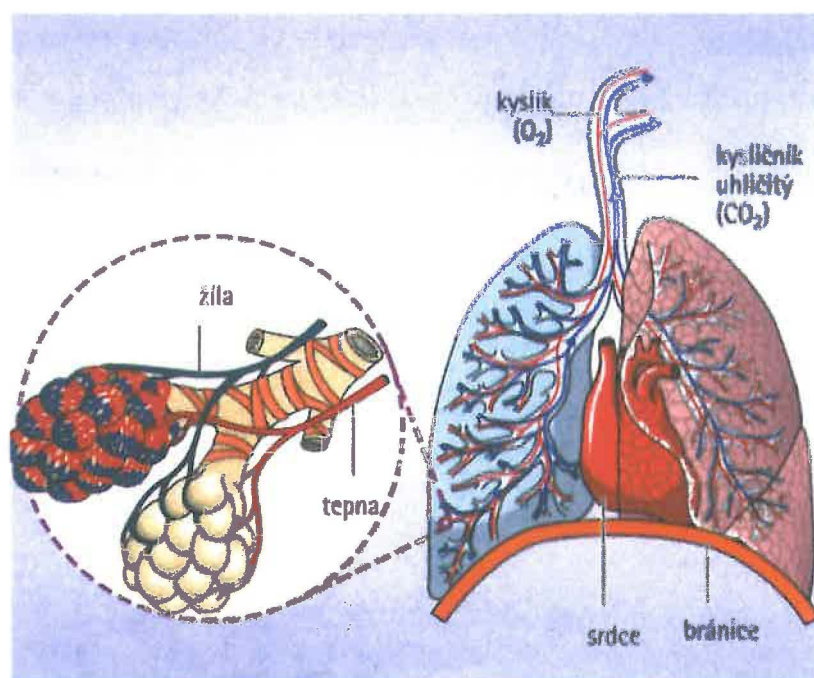
Při zevním dýchání prochází vzduch nosní dutinou nebo ústy, kde se zvlhčuje a čistí, do hltanu. Zde se kříží s trávicí trubicí. Vzduch z hrtanu (larynx) prochází průdušnicí (trachea), jejíž stěna je zpevněna podkovovitými chrupavkami. Sliznice průdušnice je vystlána víceřadým epitelem s řasinkami, které kmitají směrem k hrtanu, a tím odstraňují drobné částice z dýchacích cest. Průdušnice se větví na dvě hlavní průdušky (bronchi), které mají obdobnou skladbu jako průdušnice.

Hlavní průdušky vstupují do plic, kde se postupně větví na menší průdušky a průdušinky. Ty nakonec přechází v několik sklípkových chodbiček zakončených

plicními sklípky (alveoly). Plicní sklípky ve tvaru drobných, hroznovitě uspořádaných váčků, jsou vlastní funkční částí plic, přes jejichž tenkou stěnu probíhá difúze kyslíku ze vzduchu do krve v plicních vlasečnicích a difúze oxidu uhličitého z krve do alveolárního vzduchu. Alveolární vzduch je od krve proudící v plicních vlasečnicích oddělen jen velmi tenkým epitelem sklípků a kapilární stěnou. To umožňuje snadné pronikání kyslíku i oxidu uhličitého.

Plicní sklípky jsou základní funkční jednotky plicní tkáně. Na 1 mm² jich napočítáme dvacet pět, což je dohromady asi 800 milionů. Jejich celková plocha při rozprostření by mohla dosáhnout 150 až 200 m². Stěny plicních sklípků pokrývá tekutina, obsahující důležitou látku zvanou surfaktant. Ta upravuje povrchové napětí tekutiny plicních sklípků tak, že jsou sklípky drženy v rozepnutém stavu. Bez surfaktantu by sklípky vlivem změny povrchového napětí zkolabovaly (splaskly). Se změnami obsahu surfaktantu v tekutině plicních sklípků se můžeme setkat například po proniknutí vody do plic při tonutí, po dlouhodobém dýchání čistého kyslíku nebo při některých otravách.

Obr. č. 5 *Výměna plynů v plicích (Schinckovi, 2007)*



3. 6. 2 Ventilace plic

Pro potápěče je životně důležité porozumět procesu dýchání a působení tlaku na tělesné dutiny a především dutiny dýchacích cest v plicích. Plíce zcela vyplňují dutinu hrudníku. Jsou rozděleny mezihrudní přepážkou na levou a pravou plíci. Plíce jsou obaleny tenkou blanou zvanou poplicnice, vnitřní stěna hrudníku je pokryta obdobnou blanou zvanou pohrudnice. Prostor mezi těmito dvěma blanami se nazývá pohrudniční štěrbin. Obsahuje malé množství tekutiny, snižující tření při dýchacích pohybech. Mezi pohrudnicí a poplicnicí je podtlak, který udržuje poplicnici s plícemi přisátými k pohrudnici a ty pasivně sledují pohyby hrudní stěny. Tak dochází ke změnám nitrohrudního objemu a proudění nasávaného vzduchu do dýchacích cest během nádechu a jejich unikání během výdechu. Pohyb plic je tedy závislý na ohybech hrudní dutiny. Změny objemu hrudní dutiny, vyvolané stahem dýchacích svalů, se přenášejí na plíce. Vdechem se vzduch do plic nasává, výdechem vypuzuje. Přesun vzduchu z vnějšího prostředí do plic zajišťuje podtlak, vyvolaný v plicích zvětšením hrudní dutiny při práci dýchacích svalů.

Dýchací svaly jsou bránice (plochý sval, který odděluje dutinu břišní od dutiny hrudní) a mezižeberní svaly. Nádech je tedy způsoben prací dýchacích svalů, kdy mezižeberní svaly oddalují žebra od sebe a bránice se posunuje směrem dolů, a tím se zvětšuje objem dutiny hrudníku. Výdech je při klidovém dýchání pasivním uvolněním dýchacích svalů. Vzduch je z plic vytlačován zmenšením objemu dutiny hrudníku vlivem pružnosti celého systému. Teprve při usilovném dýchání spolupůsobí i při výdechu činnost dýchacích svalů. Množství vzduchu, které je vdechnuto do plic jedním vdechem nebo vydechnuto jedním výdechem, se nazývá dechový objem. V klidu činí asi 0,3 až 0,5 litru, při intenzivní tělesné práci 2 až 3 litry a více.

Dechová frekvence je počet dýchacích cyklů (nádech – výdech) za jednu minutu. Normálně s pohybuje v rozsahu 10 až 20 dechů za minutu, při intenzivní tělesné práci stoupá na 30 až 50 dechů za minutu. Při potápění bývá u některých jedinců i jen 5 až 6 dechů za minutu.

Množství vzduchu, které projde plícemi za jednu minutu, se nazývá minutová ventilace. Je dána součinem dechové frekvence a dechového objemu. Minutová

ventilace se značně mění s intenzitou tělesné činnosti. V klidu činí asi 8 litrů, u plavce zvolna plavajícího na hladině asi 30 litrů a při intenzivní tělesné činnosti může činit i více než 100 až 150 litrů za minutu.

Ventilace plic se zvyšuje i při působení stresu. Minutová ventilace určuje spotřebu dýchacího média, proto je pro potápěče důležitá. Kromě intenzity tělesné činnosti ji ovlivňuje pohlaví, věk, hmotnost těla, stupeň trénovanosti a zkušeností potápěče. Zkušenější potápěč se pohybuje účelněji a spotřebuje méně energie i vzduchu. U začátečníků hrají někdy značnou roli i pocity úzkosti v neznámém prostředí. Pro výpočty zásoby vzduchu v lahvích uvažujeme zpravidla s hodnotou minutové ventilace 30 litrů za minutu. Tato hodnota je o něco větší než průměrná hodnota minutové ventilace většiny potápěčů, ale je v ní zahrnuta už určitá rezerva pro zvýšení bezpečnosti při potápění. Zkušení potápěči mohou používat pro výpočty spotřeby vzduchu změřené individuální hodnoty své minutové ventilace. Je třeba zdůraznit, že ventilace plic je řízena zejména potřebou odvést z plic oxid uhličitý, a ne množstvím přiváděného kyslíku. Proto i přes větší parciální tlak kyslíku ve větších hloubkách se spotřeba kyslíku a hodnota ventilace příliš nezmění a potápěč nadechuje stejný objem vzduchu, ale pod větším tlakem, takže množství spotřebovaného vzduchu s hloubkou roste.

3. 6. 3 Výměna plynů v plicích

Na konci klidového výdechu je v plicích asi 2 litry vzduchu, jehož složení se liší od vzduchu atmosférického menším množstvím kyslíku a větším množstvím oxidu uhličitého. V následující tabulce jsou uvedeny parciální tlaky vdechovaných plynů v těle při barometrickém tlaku.

Výměna plynů v plicích se řídí fyzikálními zákony difúze plynů. Difúze plynů je pohyb molekul plynu z místa vyššího dílčího tlaku plynu do místa nižšího tlaku. Rychlost difúze je úměrná tlakovému rozdílu, času, po který zvýšený tlak působí, a difúzní konstantě, která je závislá na složení tkání a rozpustnosti plynu. Parciální tlak kyslíku je nejmenší v tkáních, kde se spotřebovává. Největší je v atmosférickém vzduchu, který je do plic nadechován. Oxid uhličitý vzniká v tkáních jako plynná

zplodina látkové výměny, kde má taky největší dílčí tlak. Při přesunu směrem k plicím se jeho tlak postupně snižuje.

Složení vzduchu v plicních sklípcích se liší od vzduchu atmosférického především nižším množstvím kyslíku a větším množstvím oxidu uhličitého a je poměrně stálé. Navíc je sklípkový vzduch nasycen vodní parou. Parciální tlaky jednotlivých plynů v alveolárním vzduchu při atmosférickém tlaku jsou 13,3 kPa pro kyslík, 5,3 kPa pro oxid uhličitý a 75,4 kPa pro dusík. Difúze plynů probíhá velice rychle, takže během průchodu krve plicními kapilárami se rozdíly parciálních tlaků dýchacích plynů stačí vyrovnat. Proto jsou tlaky plynů v krvi opouštějící plíce v podstatě shodné s hodnotami tlaků v plicních sklípcích. Vydechovaný vzduch je směsí vzduchu z mrtvého prostoru plic a vzduchu z plicních sklípků. Je proto poněkud bohatší na kyslík než sklípkový vzduch a obsahuje 15,3 % O₂, 4,2 % CO₂ a 74,3 % N₂. Obsah kyslíku ve vydechovaném vzduchu je poměrně velký, a to umožňuje používat vydechovaného vzduchu k umělému dýchání z úst do úst při resuscitaci.

Tabulka č. 2 Parciální tlaky vdechovaných plynů v kPa při barometrickém tlaku 100 kPa (Dobeš, 2005)

parciální tlak plynů	O ₂	CO ₂	N ₂	H ₂ O	celkem
vdechovaný vzduch	20,9	0,04	78,4	0,7	100,0
vydechovaný vzduch	15,3	4,20	74,3	6,2	100,0
sklípkový vzduch	13,3	5,30	75,4	6,2	100,0
tepenná krev	13,3	5,30	75,4	6,2	100,0
žilní krev	5,3	6,10	75,4	6,2	92,9

3. 6. 4 Řízení dýchání

Dýchání je řízeno tak, aby byl za všech okolností zajištěn dostatečný přívod kyslíku do organismu a odstraněn přebytek oxidu uhličitého. Za normálních okolností je na hladině i pod vodou intenzita ventilace plic dána především potřebou odvést z plic oxid uhličitý. Dýchání spočívající ve střídání vdechu a výdechu probíhá automaticky, bez

vědomé účasti. Řízení dýchání je výsledkem činnosti dýchacích center, umístěných v oblasti prodloužené míchy a části zadního mozku. Na aktivitě nervových buněk v těchto centrech závisí hloubka nádechů a dechová frekvence. Dýchací centra citlivě reagují na množství oxidu uhličitého v krvi. Zvýší-li se jeho tvorba v těle vlivem vyšší látkové výměny, zvýší se aktivita nervových buněk v dýchacích centrech, prohloubí se dýchání a dechová frekvence, a v důsledku toho se zvýší v plicích výdej oxidu uhličitého z organismu. Sníží-li se hladina oxidu uhličitého v těle, sníží se intenzita dýchání, a tím i ventilace a výdej tohoto plynu z těla. Úroveň dýchání ovlivňují z části i jiné části mozku bez ohledu na obsah oxidu uhličitého v krvi, a to při úzkosti, strachu, hněvu, před startem u závodníku apod., tomu se říká tzv. emoční hyperventilace.

3. 7 Rozpouštění plynů v těle potápěče

Plyny mají schopnost rozpouštět se v kapalinách. Vzhledem k velkému obsahu vody v lidském organismu dochází k rozpouštění plynů v těle potápěče. Množství rozpuštěného plynu je dáno především velikostí jeho tlaku v prostoru nad kapalinou, čase, během kterého tlak nad kapalinou působí a charakteristických vlastnostech kapalin, určujících množství rozpuštěného plynu. Jelikož tedy se lidské tělo skládá převážně z vody, řídí se i rozpouštění plynu v něm obdobnými zákony. To se týká plynů, které se nezúčastňují na procesech látkové výměny v těle, tj. s tělními tekutinami chemicky nereagují. Při dýchání vzduchu je touto složkou dusík, při dýchání např. kyslíko-heliové směsi je to helium. Rozpouštění plynů vdechovaných pod poměrně vysokým tlakem, daným hloubkou pobytu potápěče, a zejména pak jejich obtížné vylučování má nepříznivé fyziologické důsledky.

3. 7. 1 Rozpouštění dusíku v organismu

Dusík se dostává do organismu plicemi při dýchání. Při zvýšení okolního tlaku během ponoru přechází v plicích sklípčích do krve takovou rychlostí, že krev odtékající z plic je jím téměř nasycena. Při průchodu krve vlásečnicemi většina tohoto přírůstku přechází do tkání, takže po návratu do plic může krev přijmout další dávku

plynu. Za normálního atmosférického tlaku je v lidském těle rozpuštěn asi jeden litr dusíku. Při zvýšení parciálního tlaku dusíku v plicích se zvýší stejnou měrou i parciální tlak dusíku v tepenné krvi. Difúzí přes stěny vlásečnic krevního řečiště se potom molekuly dusíku pohybují do místa menší koncentrace a tkáně se postupně sytí dusíkem.

Proces sycení probíhá až do okamžiku, kdy tkáně při daném tlaku okolního prostředí už nejsou schopny další plyn přijmout. Pro dosažení takového rovnovážného stavu by však bylo nutno pobýt ve zvýšeném tlaku třeba i desítky hodin. Tyto základní fyzikální ukazatelé jsou však jen jedněmi z mnoha dalších faktorů, které ve skutečnosti v lidském těle při rozpouštění plynů působí. Mezi vdechovaným plynem a kteroukoliv tkání existuje celá řada transportních mezičlánků, které zprostředkují přenos plynu. Jedním z nejdůležitějších článků transportu plynu z plicních sklípků do tkání je však krevní oběh.

Zvýšené množství dusíku rozpuštěného během ponoru v těle potápěče je úměrné velikosti okolního tlaku, času, po který je potápeč pod vodou, rozpustnosti dusíku v jednotlivých tkáních a prokrvení jednotlivých tkání. Čím více krve nějakou tkání proteče, tím více dusíku s do ní krví přivede z plic. Z tohoto hlediska jsou nejvíce prokrvené mozek, játra a ledviny, o něco méně svaly a nejméně prokrveny jsou kosti, chrupavky a tuk.

Sycení tekutiny plynem neprobíhá však lineárně v závislosti na zvýšení tlaku a době jeho působení, ale podléhá složitějším závislostem. Zpočátku sycení tekutiny plynem probíhá velice intenzivně, ale čím více se systém přibližuje rovnovážnému stavu, tím se intenzita sycení zmenšuje. Tento průběh sycení můžeme také popsat následujícími způsoby. Doby, za kterou se rozpustí polovina množství plynu nutného k dosažení rovnovážného stavu, označujeme jako poločas sycení. Potom platí, že po uplynutí dvojnásobku této doby se rozpustí celkem 75 % celkového množství plynu (tj. polovina zbytku), za trojnásobek této doby 87,5 % atd. K úplnému nasycení organismu na daný parciální tlak dojde asi za 24 hodin i déle. Proces rozpouštění plynu v těle ovlivňuje dále tělesná teplota, větší fyzická námaha, při které dochází k zvýšenému prokrvení tkání, a tím ke zvýšení množství rozpuštěného plynu, a také celkový zdravotní stav organismu. (Dobeš, 2005)

Tabulka č. 3 Poločasy sycení jednotlivých tkání

Tkáň č.	Poločas	Tkáň
1	5 min	ledviny, CNS
2	10 min	žaludek/střeva, játra, CNS
3	20 min	CNS, játra, žaludek/střeva
4	40 min	kůže
5	80 min	kůže, svaly,
6	160 min	srdce, svaly
7	320 min	svaly, klouby, kosti, tuk
8	640 min	tuk, klouby, kosti

3. 7. 2 Vylučování dusíku z organismu

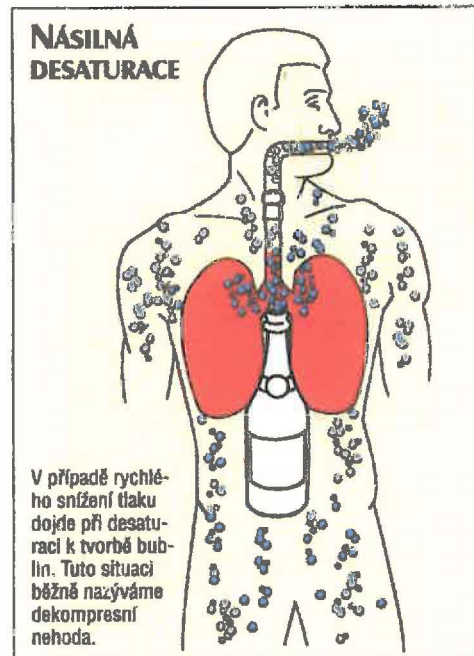
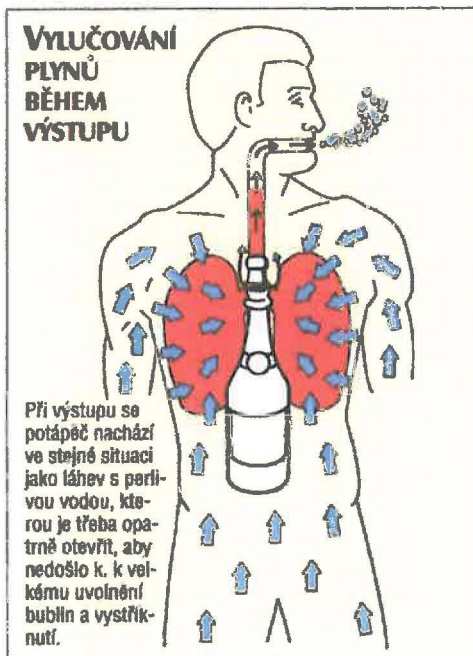
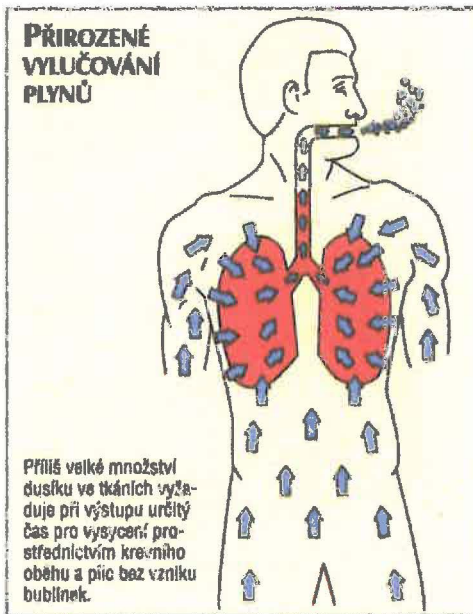
Proces vylučování dusíku z organismu při snižování tlaku je z fyziologického i fyzikálního hlediska opakem sycení organismu. Dochází zde k poklesu parciálního tlaku inertního plynu ve sklípkovém vzduchu a proces pohybu plynu v těle se obrací. Hovoříme o vysycování organismu. Vylučování plynu probíhá stejným způsobem jako sycení, ale obráceně. To znamená, že zpočátku je vysycování rychlé a postupem času se zpomaluje.

Mezi sycením organismu dusíkem a vylučováním dusíku je však zásadní rozdíl. Teoreticky by měl být průběh v podstatě stejný, ale zatímco při sestupu se prudký nárůst tlaku neprojeví nijak škodlivě, při výstupu může dojít k příliš rychlému poklesu okolního tlaku. Plyny rozpuštěné v tkáních se potom nestačí vylučovat difúzí v plicích a začnou se velkou rychlostí v celém objemu těla vylučovat formou bublinek. Obecně vznikají bubliny rozpuštěného plynu v kapalině v těch případech, kdy vlivem velkého poklesu okolního tlaku nedojde k vyloučení přebytečného plynu difúzí na hladině kapaliny, a plyn se začne vylučovat formou bublin v celém objemu kapaliny.

Krásným příkladem je láhev sody. Po otevření láhve s perlivým nápojem začnou z tekutiny náhle vyprchávat bublinky. To znamená, že tekutina obsahovala plyn s vyšším tlakem, než je tlak okolí. Při příliš rychlém snížení tlaku se potom oxid uhličitý z nápoje uvolnil ve formě bublin.

Krásným příkladem je otevírání sodovky. Při odzátkování lahve je slyšet unikající plyn a mohou být vidět bublinky. Jde o oxid uhličitý, uvolněný z roztoku jako důsledek náhlého poklesu tlaku uvnitř lahve na atmosférický tlak.

Obr. č. 6 Rozdíl mezi přirozeným vylučováním plynů a násilnou desaturací (Oyhenart, Mioulane, 2004)



Pokud se bublinky vyloučí v kritických místech organismu a nabudou určité velikosti, mohou ucpávat krevní cévy, a tím zamezují přívodu kyslíku do tkání. Bublinky vzniklé při rychlém poklesu tlaku, jsou u potápěčů příčinou dekompresní nemoci.

Protože prokrvení tkání a rozpustnost dusíku v jednotlivých tkáních se uplatňuje při vylučování dusíku obdobně jako při jeho rozpouštění, jsou při vylučování časové konstanty stejné jako konstanty sycení. Výjimku tvoří situace, kdy vylučování probíhá za jiných podmínek než sycení. Například fyzická práce způsobí rychlejší sycení v důsledku většího prokrvení tkání, prochlazení při výstupu způsobí zhoršení vylučování dusíku v důsledku omezení krevního oběhu v kůži a svalech. Dusík také může vytvářet bublinky v tkáních i krvi bez symptomů. Místo výskytu, velikost a množství bublinek plynu určuje, jestli se příznaky dekompresní nemoci objeví nebo ne. Přesné mechanismy vzniku bublin jsou však neznámé.

Mikrobublinky se mohou objevit na třech různých místech těla:

- *v žilní krvi* – během a po většině ponorů. Tyto mikrobublinky se obvykle vyloučí v plicích.

- *v tepenné krvi* – po příliš rychlém výstupu (arteriální plynová embolie) – účinky vnitroplicního pravolevého bloku. Tyto mikrobublinky mohou být nebezpečné, protože se mohou dostat přímo do centrální nervové soustavy. V tkáních způsobují symptomy dekompresní nemoci.

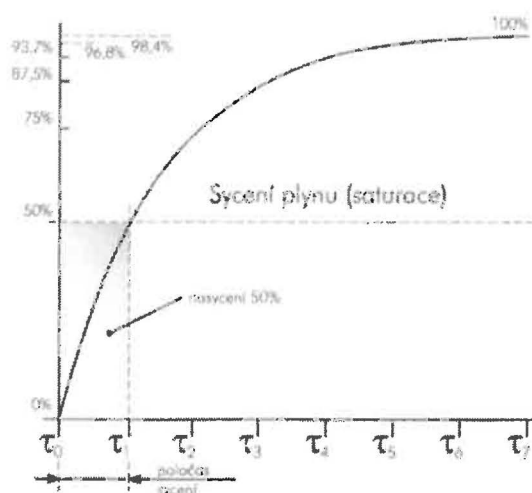
- *v tkáních* – během a po nedostatečné dekompresi. Způsobují klasickou dekompresní nemoc.

Při ponorech s častými změnami hloubky (jo-jo ponory) se při každém snížení hloubky začnou tvořit bublinky, které se však při následném zvýšení hloubky nestačí všechny rozpustit a slouží naopak jako jakási jádra pro tvorbu dalších bublin při opakovaném snížení hloubky.

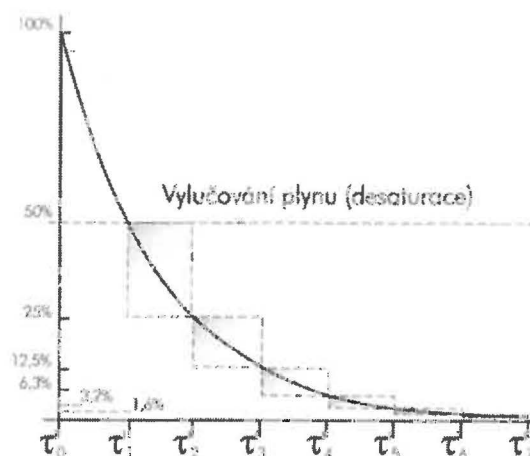
Lze předpokládat, že přípustné přesycení tkání souvisí s vnitřním přetlakem uvnitř bublin. Menší bubliny při malém přesycení v určitém místě těla, kde místní podmínky přispěly k jejich vzniku, mohou při přesunutí do oblasti s nižším místním přesycením zaniknout. Při větších hodnotách koeficientu přesycení budou mít bublinky naopak tendenci se zvětšovat a mohou vyvolat některou z forem dekompresní nemoci.

Graf č. 3 a 4 Grafické znázornění průběhu rozpouštění a vylučování dusíku v organismu (Dobeš, 2005)

Graf č. 3 Saturace



Graf č. 4 Desaturace



3. 8 Vnitroplicní pravolevý blok

Bublinky se objevují především v žilní krvi během výstupu a těsně po vynoření a během následujících 3 až 4 hodin na povrchu. Jsou unášeny do plic, kde se shromažďují v kapilárách krevního řečiště a přebytečný dusík se vylučuje v plicích sklípcích. Je-li množství bublin přiváděných do plic vyšší, než jaké se může v plicích vyloučit, blokují bubliny průtok krve, a tím výměnu plynů. Přebytečné bubliny mohou pronikat z žilní části krevního oběhu do tepenné části takzvanými cévními zkraty v plicích. To jsou

cévy, které obcházejí normální větvení cév do vlásečnic plicních sklípků. Tento efekt se nazývá vnitroplicní pravolevý blok.

Blok se zvyšuje, dokud je množství bublinek v žilní krvi vyšší než množství bublinek, které se uvolní v plicích. K tomu dochází nejvíce především během výstupu a 10 - 30 min po vynoření. Blok je výraznější při krátkých ponorech do větší hloubky, kdy přichází v úvahu především sycení a opětné vysycování rychlých tkání. Během času je uvolňování bublinek v plicích větší než jejich produkce v tkáních a blok se snižuje. Po 2 až 4 hodinách v podstatě téměř všechny bublinky v kapilárách zmizí.

Bublinky plynu, které znovu proniknou do tepenného oběhu přes pravolevý blok, jsou nebezpečné, protože se mohou dostat krví do tkání, například do míchy či do mozku, a připojit se k bublinkám, které se z tkání uvolňují, protože mikrobublinky mohou zablokovat kapiláry ve tkáních, a tím ovlivnit jejich okysličení, je jedno, jestli jsou bubliny produkovány tkáněmi nebo přineseny tepennou krví. Vylučování molekul dusíku z tkání je v tomto případě delší a tkáně se chovají jako tkáně s delším poločasem desaturace.

Plicní blok je zvláště vysoký při více ponorech s krátkými povrchovými intervaly. Protože bublinky plynu z předchozího ponoru ještě nejsou odbourány, akumulují se bublinky z každého následného ponoru. Blok je pak vyšší s každým následným ponorem. S vyšším počtem bublinek v plicních kapilárách je pravděpodobnost toho, že se bublinky dostanou přes plíce cévními zkraty v plicích do tepenného oběhu vyšší. Mikrobublinky přecházející plicemi se chovají jako bublinky produkové tepenným oběhem. Můžou potom dříve vyvolat plynovou embolii a dekompresní nemoc.

3. 9 Dekompresní nemoc

Potápěč se při pobytu pod hladinou nachází v hyperbarickém prostředí. Parciální tlaky plynů v plicích alveolech se s hloubkou zvyšují, a protože je množství plynu rozpuštěného v kapalině přímo úměrného parciálnímu tlaku, zvětšuje se i počet molekul plynů přenášených arteriální krví. Tak se plyny dostávají v nadbytku do tkání a tam se podle své biologické podstaty buď hromadí nebo dále zpracovávají.

Dusík je inertní plyn, v těle se nemetabolizuje, ale jen rozpouští a případně i hromadí. Jeho rozpustnost v lipidech je přibližně pětkrát větší než ve vodě. Za normálního tlaku je při dýchání vzduchu v organismu průměrného člověka absorbován asi jeden litr dusíku, a to nejvíce v tukové tkáni, v centrální nervové soustavě a v kostní dřeni. Při změně parciálního tlaku dusíku se jednotlivé tkáně saturují (resp. desaturují) různou rychlostí. Sycení probíhá nejrychleji v dobře prokrvených oblastech (např. v CNS), nejpomaleji ve tkáních s malým prokrvením (např. v podkožním tuku).

Kyslík se při tlacích, kdy ještě není toxický, ve tkáních prakticky nehromadí, protože je buňkami metabolizován. Množství kyslíku fyzikálně rozpuštěného v krvi je přitom málo významné ve srovnání s kvantem vázaným chemicky na hemoglobin. Např. při normálním atmosférickém tlaku je parciální tlak kyslíku v tepenné krvi cca 13 kPa, ve 100 ml krve je přitom obsaženo asi 20,1 ml kyslíku, z toho je 19,8 ml vázáno na hemoglobin a 0,3 ml fyzikálně rozpuštěno. Při parciálním tlaku kyslíku 300 kPa obsahuje 100 ml tepenné krve přibližně 26,8 ml kyslíku, a to 20,0 ml vázaného chemicky na hemoglobin a 6,8 ml fyzikálně rozpuštěného. Je zřejmé, že metabolizace i poměrně malého množství kyslíku vede k výraznému poklesu jeho parciálního tlaku. Značný rozdíl mezi tenzí kyslíku v tepenné a žilní krvi (tzv. kyslíkové okno) se může významně uplatnit při desaturaci organismu inertním plynem.

Parciální tlak **oxidu uhličitého** v alveolárním plynu nezávisí na tlaku okolního prostředí, ale na alveolární ventilaci a kvantu oxidu uhličitého, které v organismu vzniká. Pobyť v hyperbarickém prostředí však vede vždy k určité hypoventilaci, jejímž důsledkem je jistá hyperkapnie. Tím se sice poněkud zvyšuje množství oxidu uhličitého rozpuštěného v tkáních, toto kvantum je ale např. ve srovnání s množstvím rozpuštěného dusíku vždy poměrně malé. Přesto se může oxid uhličitý spolu s inertními plyny podílet na vzniku dekompresní nemoci. To potvrzuje i klinická zkušenost, že při hyperkapnii se tato choroba objevuje snáze.

Plynové bubliny vzniklé v těle jsou též nasyceny **vodními parami**, jejichž parciální tlak při teplotě 37 °C je vždy 6,3 kPa bez ohledu na tlak okolního prostředí.

Bubliny obsahují směs plynů, jejichž poměrné zastoupení je velmi blízké poměru parciálních tlaků těchto plynů v příslušné tkáni. Dýchá-li potápeč pod vodou stlačený

vzduch, jsou bubliny tvořeny převážně dusíkem, jestliže použije dýchací přístroj s heliovou směsí, je v bublinách odpovídající podíl helia.

Helium je chemicky inertní podobně jako dusík. Liší se od něho zejména podstatně menší rozpustností ve všech tkáních a dále tím, že saturace (desaturace) heliem probíhá mnohem rychleji. Difúzní konstanta v různých situacích je pro helium přibližně dvakrát větší než pro dusík.

Při vynořování se úměrně klesající hloubce snižuje tlak ve tkáních, takže součet parciálních tlaků všech rozpuštěných plynů se stává vyšším než je tenze v tělesných kapalinách a tucích, tzn. koeficient přesycení stoupá na hodnoty vyšší než 1. v arteriální krvi se udržují stejné parciální tlaky jako v alveolárním plynu, proto na úrovni kapilár mohou plyny difundovat z tkání do krve, s ní pak být zanášeny do plic a zde vydýchávány. Je-li však překročen tzv. kritický koeficient přesycení, začíná se plyn ve tkáních uvolňovat v podobě bublin. Ty jsou hlavním patogenním mechanismem vzniku a rozvoje dekompresní nemoci.

Při rychlé dekompresi mohou bubliny plynu v vznikat ve všech místech těla, kromě plic a tepenné části cévního systému, kde je vznik bublin z fyzikálních důvodů prakticky nemožný. Jejich tvorba je však nejčastější v lokalitách, kde je rozpuštěno největší množství plynu, tedy zejména ve tkáních, které obsahují lipidy (CNS i periferní nervy, kostní dřeň, tuková tkáň, kůže).

Vzniklé bubliny mohou poškozovat organismus několika způsoby:

- Mechanické poškození

Bubliny potrhají tkáň nebo alespoň roztlačí buňky, komprimují drobné cévy a nervy, způsobují přetlak uvnitř nepoddajných struktur (kloubní hlavice, zubní pulpa), který znesnadňuje jejich zásobení krví.

- Blokáda cévního řečiště

Bubliny vzniklé v žilním systému nebo proniklé do žil z okolních tkání jsou unášeny venosní krví a embolizovány do plicních kapilár. Plynem mohou být

blokovány i lymfatické cévy, prakticky vždy v oblasti uzlin. Příčinou, proč plynová embolie plic nebo přítomnost plynu v lymfatické uzlině způsobují zastavení průtoku v příslušné oblasti, jsou tzv. kapilární síly. Jejich velikost závisí jednak na napětí mezi vnitřním povrchem cévy a kapalinou v místě jejich kontaktu s vrstvou plynu a dále pak na průsvitu a počtu kapilár obsahujících plyn.

- Aktivace hemokoagulačních dějů

Mechanická alterace cévní stěny může obnažit kolagen a tím zahájit agregaci trombocytů, na níž pak navážou další fáze hemokoagulace. Jindy se z poškozených tkání uvolní tkáňový tromboplastin a dochází k aktivaci tzv. vnější cesty koagulace krve. Další možností, dosud diskutovanou, je aktivace faktorů tzv. vnitřní cesty srážení krve přímo povrchem bublin v důsledku jeho elektrických a mechanických vlastností.

Tromby vznikají především v žilách, zde buď blokují průtok krve nebo jsou unášeny proudem a embolizují do plic. Je pravděpodobné, že i v tepnách se mohou vytvářet tromby, a to při alteraci jejich stěny. Převážně jde zřejmě o agregáty destiček, ty jsou buď embolizovány do periferie nebo ulpívají na stěnách arterií a po čase se vazivově organizují, takže se mohou podílet na progresi aterosklerozy. Udává se, že i malé bublinky, které se jinak neprojeví, mohou způsobovat vznik mikrotrombů v proudící žilní krvi.

- Uvolnění biologicky aktivních působků

Existují představy, že bubliny mohou přímo uvolňovat proteolytické enzymy a chemotaktické faktory z leukocytů, heparin a další látky z mastocytů, katecholaminy a kortikoidy z nadledvin atd. Tyto teorie je prozatím potřeba považovat za sporné. Zdá se totiž, že ve skutečnosti nejde o samostatné patogenetické mechanismy, ale spíše o důsledek mechanického poškození tkání, blokády cévního řečiště nebo aktivace hemokoagulace.

Bubliny vznikají v těle jen tehdy, jsou-li tkáně dostatečně saturovány plynem a současně dekomprese probíhá rychleji než řetězec dějů, jimiž je plyn z organismu odstraňován fyziologicky. Stupeň saturace tkání se zvyšuje s narůstající hloubkou a

dobou strávenou pod hladinou, fyziologická desaturace může být zpomalena zvláště při poruchách prokrvení některých tkání.

U potápěčů s vyšším procentem tělesného tuku je riziko dekompresní nemoci větší, neboť v tukách bývá rozpuštěno značné množství plynu. Samotná přítomnost bublin v podkožním či útrobním tuku sice nebezpečná není, ale plyn se odtud může dostat do krevního oběhu nebo lymfatické sítě. Obézní jedinci mají kromě toho větší obsah tuků i v nervové tkáni a tam může mít tvorba bublin velmi závažné následky.

I prochlazení může být z hlediska rozvoje dekompresní choroby závažné, neboť při nižší teplotě mohou tkáně absorbovat větší množství plynu a zmenšené prokrvení některých oblastí v důsledku chladu způsobuje zpomalení jejich fyziologické desaturace při vynořování.

Charakter a závažnost poškození organismu závisí na lokalizaci plynových bublin, jejich počtu a velikosti. Bubliny vznikají postupně, jen zvolna narůstají a patologické procesy, které na jejich vznik navazují, potřebují k plnému rozvinutí určitý čas, proto se projevy dekompresní nemoci neobjevují okamžitě po nesprávně provedené dekompresi, ale vždy až za určitou dobu po ní. Je-li během komprese dýchán stlačený vzduch, činí časový odstup mezi dekompresí a nástupem obtíží podmíněných dekompresní nemocí minimálně 3 minuty, zpravidla však bývá mnohem delší, řádově desítky minut až hodiny, maximálně až 24 hodin. Zhruba platí, že čím dříve po dekompresi se obtíže objeví, tím bývají závažnější.

Přítomností plynových bublin mohou být teoreticky postiženy všechny orgány. V dobře prokrvených tkáních, jakými jsou např. myokard, kůra a dřeň ledvin, pracující sval atd. se však bubliny vytvářejí jen velmi vzácně, protože průtok tepenné krve působí preventivně proti jejich vzniku tím, že urychluje fyziologickou desaturaci. Výjimku z tohoto pravidla tvoří tkáň CNS, a to proto, že vzhledem k vysokému obsahu lipidů je v ní rozpuštěno značné množství plynu.

V praxi se setkáme zejména s postižením následujících oblastí:

- Kůže

V nelehčích případech je patrné jen mramorování kůže. Většinou ani nejde o projev dekompresní nemoci, ale jen o důsledek zhoršeného prokrvení kůže podmíněného například chladem. V těžších případech můžeme pozorovat makulosní nebo makulopapulosisní exantém, potápěč přitom udává bolest, pálení nebo svědění postiženého místa. Někdy však nebývají tyto pocity provázeny žádnou objektivní změnou na kůži.

Popsané kožní projevy nejsou nebezpečné, ale signalizují, že dekompresní nemocí může být postižena jiná, životně důležitější oblast.

- Kostí

Plynové bubliny vznikají nejčastěji ve spongiose, a to zejména v epifýzách dlouhých kostí nebo v obratlových tělech. Subjektivně se projeví bolestí, někdy velmi intenzivní. Rentgenologický nález je zpočátku normální, později (řádově po týdnech) se v postižených místech začínají objevovat ložiska prořidnutí kostní struktury nebo naopak její kondenzace. Jde o důsledek kostních nekros a následných reparačních procesů. Někdy dochází k resorpci nekrotické tkáně a jejímu nahrazení měkkým vazivem nebo tekutinou. Při opakovaných výskytech dekompresní nemoci se případné kostní změny sčítají.

- Svaly

Přítomnost bublin se projeví křečovitým stahem postiženého svalu nebo jeho části a bolestí. Spastický svalový úsek je někdy možné vyhmatat.

- Klouby

Tvorba bublin uvnitř kloubní synovie byla již pozorována, ale je velmi vzácná a sama o sobě nemá patrně větší klinický význam. Takzvané kloubní postižení je ve skutečnosti dáno převážně lézí kolem kloubních struktur, zvláště kostních epifýz a svalů v oblasti úponů. Nejčastěji se tyto změny objevují poblíž velkých končetinových kloubů. Charakteristickým klinickým znakem je antalgické a křečovitě ohnuté

v příslušném kloubu. Je tak typické, že se akutní kloubní forma dekompresní nemoci podle něj často označuje jako „bends“ (z angličtiny – ohnutí).

Zasahují-li postnekrotické změny kostní epifýzy v oblasti kloubní hlavice nebo jamky až do subchondrální oblasti, dochází k degenerativním změnám kloubní chrupavky a postupně se rozvíjí klasický obraz deformační artrosy.

- Centrální nervový systém

Traumatizace mozku nebo míchy vzniklými bublinami se může projevit rozsáhlou škálou příznaků. Jsou to poruchy citlivosti, řeči a rovnováhy, parézy centrálního typu (spastické obrny), vegetativní poruchy nejrůznějšího druhu, extrapyramidová symptomatologie, křeče, psychická alterace a poruchy vědomí.

Změny, které v CNS nastaly, bývají reversibilní jenom částečně, takže po nich zůstává jistý neurologický a psychický deficit.

- Periferní nervy

Při dekompresní nemoci mohou být různou měrou postižena senzitivní a motorická vlákna somatických nervů. Vznikají poruchy citlivosti nebo neuralgie v příslušném regionu a parézy až plegie periferního typu. Vegetativní nervy obsahují poměrně málo tuků, proto je jejich poškození vzácnější. Projevilo by se poruchami funkcí sympatiku a parasympatiku.

Poškození periferních nervů bývá plně reversibilní, takže trvalé následky nezanechává.

- Statoakustický aparát

Poruchy sluchu a rovnováhy mohou být samozřejmě i centrálního původu, daleko častější však je léze způsobená tvorbou bublin v endolymfě, perilymfě a snad i ve smyslových strukturách statoakustického ústrojí ve vnitřním uchu. Takový stav se klinicky manifestuje ušními šelesty, poruchami sluchu, ztrátou rovnováhy, případně i nauseou a zvracením.

Zatímco porucha vestibulárních funkcí bývá většinou jen přechodná, šelesty a postižení sluchu mohou v jisté míře přetrvávat.

- Zrak

Spíše než o postižení oka se jedná o lézi ostatních struktur, které se podílejí na správném vidění, např. přítomnost bublin v retrobulbárním pojivu vede k exoftalmu a diplopii. Postižení zrakových drah nebo centrálního zrakového analyzátoru se projeví skotomy až úplnou amaurosou, popsány jsou i případy poruchy identifikace zrakového vjemu. Léze okohybných svalů, nervů nebo jejich jader v CNS vede ke strabismu a diplopii, ovlivnění vegetativních vláken se může projevit anisokorií, poruchami akomodace apod. (Hrnčíř, Černoch, 1990)

Popsané změny nebývají většinou plně reversibilní, takže prodělaná dekompresní nemoc může zanechat trvalé postižení zraku.

- Oběhový systém

Cirkulace krve může být při dekompresní nemoci nepříznivě ovlivněna hlavně následujícími třemi mechanismy:

a) Embolizace plynových bublin do plic.

Menší množství plynu v plicních arteriolách se klinicky neprojevuje, je-li však bublinami blokována významná část plicního řečiště, objevuje se dušnost, cyanosa, bolest na hrudníku, kašel, tachykardie, případně i projevy hypertenze v plicnici a akutního selhávání pravého srdce. Při masivní embolizaci plynu do plic se rozvíjí cirkulační šok. Příčinou smrti pak může být oběhové selhání.

b) Přítomnost plynu v portálním oběhu.

Bublíny, které vzniknou v přítocích veny portae nebo sem proniknou z tkání zažívacího traktu a sleziny, jsou embolizovány do jater. Protože játra jsou zásobována také tepennou krví z arteria hepatica propria, k jejich poškození nedochází. Náhlý vzestup tlaku v portálním řečišti se však projeví poruchou cirkulace v trávicí trubici. Postižený má křečovitě bolesti břicha, meteorismus, borborygmy, nauseu, případně průjem. Ojedinele byly popsány případy nekrosy a perforace střeva s následnou peritonitidou.

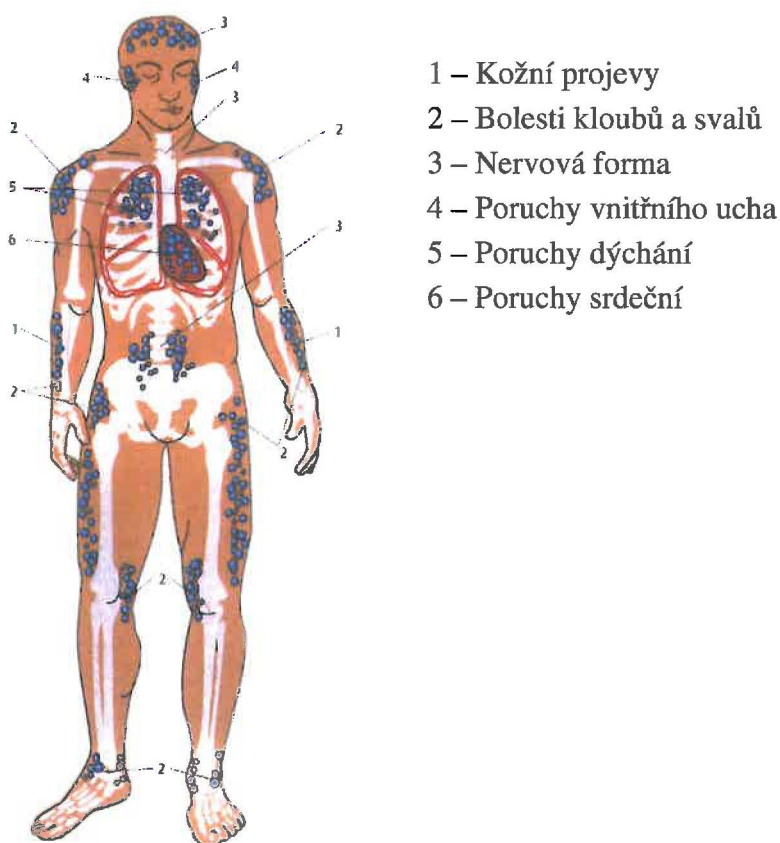
c) Poškození vasomotorických center v mozgovém kmeni.

Většinou je spojeno s poruchou dalších funkcí CNS. Rychle se rozvíjí šokový stav končící smrtí.

Jiná než výše uvedená klinická manifestace dekompresní nemoci je velmi vzácná. Je zřejmé, že tato choroba nemá žádný charakteristický klinický obraz. Jde o směsici nesourodých symptomů, které by samy o sobě mohly být projevem řady jiných nemocí.

Dosti časté je postižení jen jednoho orgánu nebo jedné funkce, jsou však možné nejrůznější kombinace obtíží. Pokud jde o četnost, udává se, že nejběžnějším projevem dekompresní nemoci jsou bolesti v horních a dolních končetinách. Jsou kostního nebo svalového původu a objevují se už u 90 % postižených. Relativně časté je i postižení kůže a statoakustického aparátu (5 až 10 % případů), vzácnější jsou obrny nebo oběhové poruchy (okolo 2 až 3 % případů). Ostatní z popsaných symptomů se objevují zřídka.

Obr. č. 7 Lokalizace dekompresních potíží (Oyhenart, Mioulane, 2004)



Dekompresní nemoc (DCI – Decompression Illness) je v literatuře rozdělena na dva až tři typy:

Typ I.

Lehčí průběh bez účasti centrálního nervového systému.

- kožní forma dekompresní nemoci, nadměrná únava, bolesti kloubů (bends).

Typ II.

Těžší průběh s účastí centrálního nervového systému.

- plicní forma dekompresní nemoci, extrémní únava, závratě, poruchy zraku a sluchu, motorické poruchy, obrny končetin, svalové paralýzy.

Typ III.

Vzduchové embolie při příliš rychlém výstupu a nedostatečné ventilaci plic

- poškozen je nejčastěji mozek (CAGE – Cerebral Arterial Gas Embolism), projevy jako při mozkové mrtvici, ochrnutí - nejnebezpečnější forma dekompresní nemoci, často smrtelná.

Typy I. a II. se označují také jako DCS (Decompression Sickness). Symptomy, které se vyskytují při DCS a tepenné plynové embolie se souhrnně označují jako DCI.

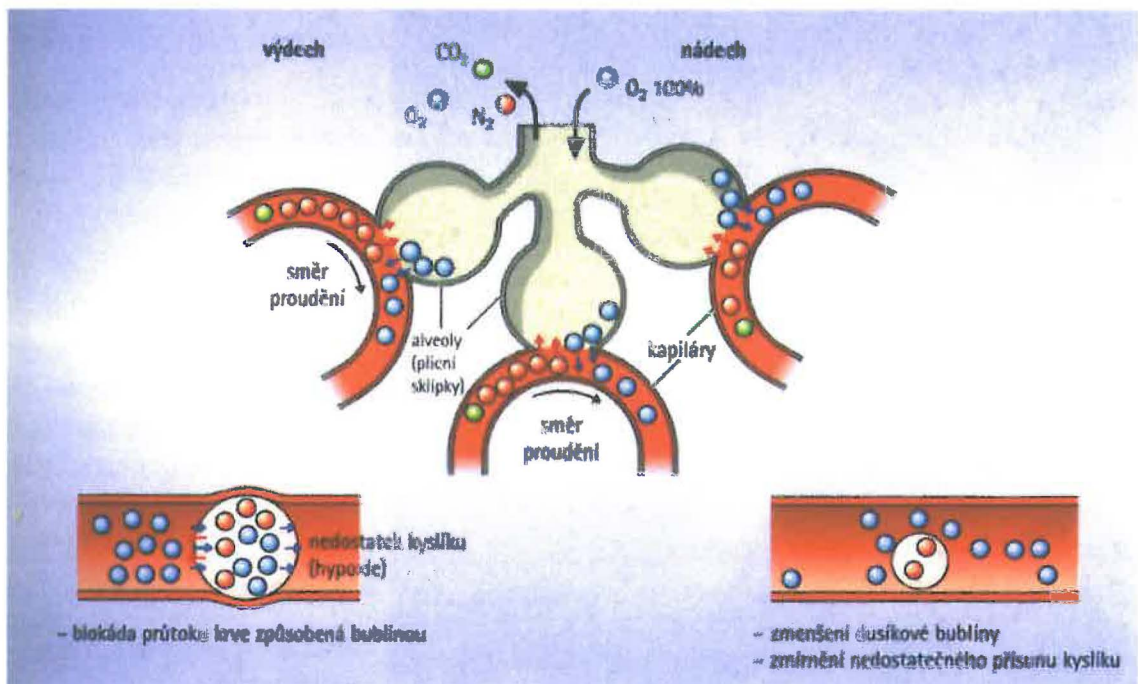
Jedinou účinnou formou léčby dekompresní nemoci je opětovné umístění potápěče do prostředí se zvýšeným tlakem. Tím se bubliny plynu, které má v těle, zmenší a později zcela rozpustí. Takový postup nazýváme rekompresí. Její nedílnou součástí je pak pomalá dekomprese, případně dýchání kyslíku nebo i jiná opatření. V současnosti již kromě nouzových situací neposíláme postiženého zpět do hloubky, ale léčbu provádíme zásadně v hyperbarických komorách.

V rámci první pomoci při výskytu příznaků dekompresní nemoci se doporučuje dýchání kyslíku a podávání velkého množství vhodných tekutin. V důsledku naprosté absence dusíku při dýchání čistého kyslíku vzniká při nádechu velký tlakový spád mezi dýchací směsí v plicích a parciálním tlakem dusíku v tkáních, stejně jako i v dalším

průběhu mezi krevní plazmou a bublinami dusíku. Dýcháním kyslíku se předchází vzniku edému.

Vlivem vysokého tlakového spádu se dusík vylučuje z tkání mnohem rychleji. V mnoha případech dýchání čistého kyslíku rychle zmírňuje symptomy dekompresní nemoci, jakmile se však vysadí, objeví se znovu. Dodávaný kyslík se rozpouští v krevní plazmě tím více, čím vyšší je jeho koncentrace a tlak okolí, v němž je kyslík v této koncentraci dýchán. Při sebemenším podezření na DCI se proto postiženému musí co nejrychleji podat kyslík v co nejvyšší koncentraci. Rozsah přetrvávajících poškození závisí na tom, jak rychle postižený dostane kyslík v co nejvyšší koncentraci a jak rychle se zahájí jeho léčba v přetlakové komoře. Potápěči, kteří jsou během prvních 60 minut po nehodě léčeni kyslíkem a dopraveni do přetlakové komory, nemají vůbec žádné trvalé následky.

Obr. č. 8 Podávání 100% kyslíku (Schinckovi, 2007)



Dýcháním 100% kyslíku se velmi urychlí vysycování dusíku. Nedostatečný přísun kyslíku (hypoxie) a přebytek kysličníku uhličitého (hyperkapnie) zaviněné zablokováním bublinou se zmírní.

Léčebnou rekompresí nelze samozřejmě vyřešit změny, které již v důsledku přítomnosti bublin v organismu nastaly (traumatizaci tkání, rozvinuté hemokoagulační pochody, obstrukci drobných cév sraženinami, drobné nekrózy v centrálním nervstvu apod.), je jen eliminován etiologický faktor pro jejich další progresi. Proto je aplikována i další léčba - podávání heparinu nebo antiagregancií, kortikoidů, analgetik apod.. Kromě toho je nutná též odpovídající léčba případných komplikací (např. šoku, selhávání pravé části srdce apod.).

Problémům s dekompresní nemocí je nejlepší se vyvarovat vhodnou prevencí. Jde o správné naplánování ponoru, dokonalou znalost dekompresních postupů a jejich důsledné dodržování. Dekompresi je nutno provádět nejvýše takovou rychlostí, aby se rozpuštěný plyn uvolňoval z tkání výhradně jenom fyziologickou cestou a nikoliv tvorbou bublin. Rychlý výstup k hladině může být nebezpečný, a na druhé straně však není z řady důvodů vhodné, aby dekomprese trvala příliš dlouho. Bylo by to neekonomické, zvyšovalo by se riziko prochlazení, vznikalo by množství technických problémů atd. Proto bylo studováno, jakou největší rychlostí je možné provádět za daných okolností výstup k hladině, aniž by tím byl potápeč ohrožen vznikem dekompresní nemoci. Na základě toho byla vytvořena jistá doporučení, jak při dekompresi postupovat.

4 Dekompresní postupy

Cílem všech dekompresních postupů je přivést potápěče do atmosférického tlaku na hladině v co nejkratším čase, ale takovým způsobem, aby se ve tkáních nevytvořily bubliny dusíku v takovém rozsahu, který by vyvolal dekompresní nemoc. Dekompresní postupy jsou v případě dodržení bezdekompresního limitu jen dodržení určité předepsané rychlosti výstupu a provedení pouze bezpečnostní dekompresní zastávky v hloubce 3 až 5 metrů na dobu 1 až 3 minuty. Doporučuje se dodržovat rychlost výstupu 10 metrů za minutu.

Pro případy, kdy ponor probíhá v takové hloubce a po tak dlouhou dobu, že pro bezpečný výstup na hladinu nestačí jen dodržení předepsané rychlosti výstupu, je třeba setrvat během výstupu určitou dobu na takzvaných dekompresních zastávkách v určité hloubce. V průběhu pobytu na nich se stupeň saturace tkání sníží o určitou hodnotu, takže je pak možné vystoupit do menší hloubky na další dekompresní zastávku nebo nakonec na hladinu bez rizika tvorby bublin v těle. Počet dekompresních zastávek, tlak, který je na nich potřeba navodit, dobu, kterou je na nich nutné strávit a případně i plyn, který na nich má být dýchán, se určuje většinou podle dekompresních tabulek. V dekompresních tabulkách jsou podle předpokládaného stupně nasycení jednotlivých částí organismu plynem v okamžiku zahájení dekomprese udány příslušné charakteristiky dekompresních zastávek (podle tlaku, v němž potápěč pobýval, podle doby, kterou tam strávil, podle fyzické náročnosti ponoru a podle složení dýchané směsi). U potápěčů se potřebná série dekompresních zastávek realizuje nejčastěji formou různě dlouhých pobytů v postupně se zmenšujících hloubkách.

Protože nelze přesně určit průběh sycení tkání lidského těla a jeho zpětného vysycování, jsou dekompresní postupy sestavovány podle určitých zjednodušení. Zpravidla jsou ve formě matematických modelů, které za určitých zjednodušujících předpokladů simulují procesy probíhající v lidském těle. Pro stanovení správného postupu pro provedení výstupu na konci ponoru se používají dekompresní tabulky, potápěčské počítače a nebo pro náročnější ponory se používají přesné počítačové programy.

4.1 Dekompresní tabulky

V dekompresních tabulkách jsou podle dosažené hloubky, času stráveného na dně a podle dýchané směsi uvedeny hloubky náležitých dekompresních zastávek a čas, po který je na nich potřeba setrvat. Údaje v tabulkách byly sestaveny na základě výpočtů i praktických zkušeností.

Dekompresních tabulek je mnoho druhů, sestavených podle různých matematických modelů. Většinou je ale jejich forma podobná, i výsledky dekompresních postupů podle nich stanovených vychází přibližně stejné. Doporučuje se vybrat si jedny tabulky, které budou nejvíce vyhovovat a dokonale si práci s nimi osvojit a ty při potápění používat. Je třeba si ale uvědomit, že žádné tabulky nezabrání jejich nesprávnému použití a že každý potápeč je jiný svou fyzickou kondicí, věkem a potápěčskými zkušenostmi, a že tabulky jsou sestaveny pro určité průměrné podmínky.

4.2 Dekompresní potápěčské počítače

Potápěčské počítače si získávají mezi potápěči stále větší popularitu. Počítače se od sebe navzájem liší rozmanitostí svých funkcí. Všechny by však měly ukazovat aktuální hloubku, maximální dosaženou hloubku, čas, rychlost výstupu, bezdekompresní limit a případné dekompresní zastávky. Mnoho přístrojů pak nabízí další funkce, měří tlak vzduchu v lahvi, ukazují teplotu vody a mají paměť, ve které jsou uloženy záznamy o provedených ponorech. Většina počítačů dokáže potápeče upozornit optickým i zvukových varováním na potenciálně nebezpečné situace – příliš rychlý výstup, dosažení bezdekompresního limitu či minimální zásoby vzduchu. Počítač si ukládá do paměti stav nasycení tkání dusíkem a při opakovaných ponorech s touto funkcí počítá. Z toho důvodu je velmi důležité, aby každý potápeč používal svůj vlastní.

4.3 Dekompresní počítačové programy

Dekompresní počítačové programy se používají pro přesné plánování náročných ponorů při technickém a jeskynním potápění. Tyto programy umožňují podrobné

naplánování průběhu celého ponoru minutu po minutě pro používání více dýchacích směsí během ponoru. Potápěči si potom tento plán přepíší, aby ho měli při ponoru u sebe, a přesně se podle něj řídí. Potápěčské počítače u takových ponorů slouží jen jako kontrolní a rezervní vybavení.

4.4 Dekompresní algoritmy a modely

Dekompresní algoritmus je postup stanovení dekompresního postupu. Aby byl použitelný pro plánování ponorů, musí být jednoznačný a úplný. Pro stejné zadání musí dávat stejné výsledky.

Dekompresní algoritmus je obvykle založen na dekompresním modelu. Dekompresní model zobrazuje chování lidského těla v prostředí s proměnným vnějším tlakem a případně i proměnnou skladbou dýchacího média s ohledem na vznik dekompresní choroby.

Zpravidla model řeší:

- sycení těla plyny
- vysycování plynů z těla, případně změnu fáze plynu v těle (vznik bublin)
- limity, stanovující minimální přípustný okolní tlak (hloubku).

Matematicky je dekompresní model obvykle vyjádřen soustavou diferenciálních rovnic.

Dekompresní algoritmus může být implementován v softwaru pro plánování ponorů, ať už pro stolní počítač, nebo pro potápěčský počítač. Pomocí softwaru mohou být sestavovány tabulky.

Vývoj každého modelu prochází třemi fázemi:

1. Formulace teoretických předpokladů, sestavení modelu a algoritmů,
2. Výpočet tabulek,
3. Testování v praxi, v případě neúspěchu návrat k prvnímu bodu.

Životnost každého dekompresního algoritmu je omezena tím, že pokrok v technice umožňuje stále hlubší ponory a stále delší doby pobytu pod vodou, čímž se ponory dostávají za hranice použitelnosti algoritmu.

4. 4. 1 Tkáň v dekompresním modelu

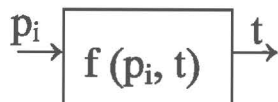
Je to diskrétní element, který odděluje a soustřeďuje uvažované vlastnosti určité části kontinua. V simulační teorii se taková entita označuje slovem kompartment.

Tělo tvoří spojitý prostor, je tvořeno tkáněmi v anatomickém a biologickém významu. Když se tělo rozloží na obrovské množství malých částí a ty roztrídí do skupin s podobnými vlastnostmi, získá se relativně malý počet (v praxi 8 až 32) virtuálních tkání. Každá z nich má přesně definované vlastnosti, zastupující jakýsi průměr dané skupiny. Nedá se říci, která biologická tkáň patří do které virtuální tkáně v dekompresním modelu.

4. 5 Základy modelování

4. 5. 1 Sycení jedné tkáně

Nasycení tkáně p_t závisí na výchozím nasycení p_0 , tlaku okolního prostředí p_a a času t .



p_i – parciální tlak (není-li uvedeno jinak, rozumí se dusíku) ve vdechovaném médiu

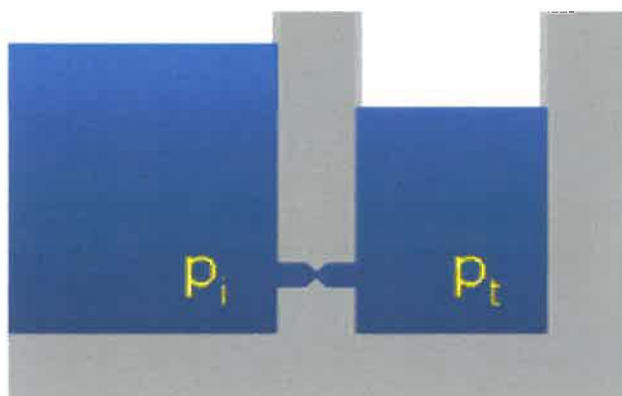
p_t – parciální tlak v tkáni (není-li uvedeno jinak, rozumí se parciální tlak rozpuštěného dusíku)

t – čas

Tak, jako mnoho dalších jevů v přírodě, i jevy difúze (pronikání molekul z oblasti vyšší koncentrace do nižší) a perfúze (transport pohybem média, např. v krevním oběhu) se dají dobře modelovat pomocí soustavy prvního řádu.

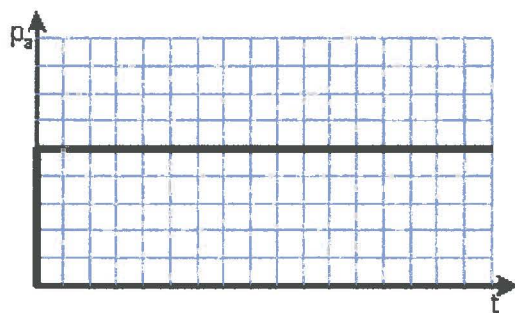
Pro snazší představu si načrtněme hydraulický model.

Obr. č. 9 *Hydraulický model sycení jedné tkáně (Sládek, 1999)*

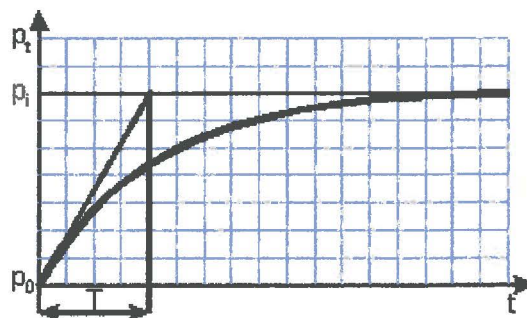


Přechodová charakteristika soustavy popisující průběh nasycení tkáně p_t po skokové změně tlaku okolního prostředí p_a je na následujícím obrázku.

Graf č. 5 *Skoková změna tlaku okolního prostředí (Sládek, 1999)*



Graf č. 6 *Průběh nasycení tkáně (Sládek, 1999)*



p_0 – výchozí nasycení, p_a – okolní tlak, p_i – parciální tlak, p_t – parciální tlak v tkáni, t – čas

Základní vlastností soustavy prvního řádu je, že její vlastnosti závisí pouze na časové konstantě T .

V potápěčské literatuře se častěji než časová konstanta uvádí poločas. Dá se odvodit, že časová konstanta T se dá z poločasu T_{ht} spočítat vydělením přirozeným logaritmem dvojky.

$$T = \frac{T_{ht}}{\ln 2}$$

T – časová konstanta

T_{ht} – poločas

Chování soustavy je popsáno diferenciální rovnicí

$$T \frac{dp_t}{dt} + p_t = p_i$$

která má známé analytické řešení

$$p_t = p_i \cdot (1 - e^{-t/T})$$

Pro numerickou simulaci však toto analytické řešení příliš potřeba není, zde je uvedeno jen pro ilustraci.

Vzhledem k poměrně malé rychlosti změn (časová konstanta T je mnohem větší, než možný krok simulace) si můžeme bez velké chyby dovolit použít tu nejjednodušší numerickou metodu - metodu Eulerových polygonů.

Algebraickou úpravou dostaneme

$$\frac{dp_t}{dt} = \frac{p_i - p_t}{T}$$

což zapsáno slovně (s malým zjednodušením) znamená

$$\frac{\text{přírůstek parc. tlaku v tkáni}}{\text{přírůstek času (krok simulace)}} = \frac{\text{parc. tlak v okolí} - \text{parc. tlak v tkáni}}{\text{časová konstanta}}$$

V okolí počátku tedy nahrazujeme křivku její tečnou. Při numerické simulaci se musí zvolit tak malý krok, aby chyba způsobená linearizací byla zanedbatelná.

V prvním kroku simulace dostaneme první bod křivky. Pro výpočet dalšího kroku simulace stačí posunout počátek do tohoto bodu, čímž redukuje celou úlohu na výpočet „prvního kroku“.

(Sládek, 1999)

4. 5. 2 Kyslíkové okno

Sycení inertních plynů závisí pouze na jejich parciálních tlacích ve vdechovaném médiu a ve tkáních a difúzních (resp. perfúzních) vlastnostech. V dekompresních modelech je však nutno uvažovat i s biologicky aktivními plyny, především s kyslíkem a oxidem uhličitým.

Tělo při metabolických procesech kyslík spotřebovává a oxid uhličitý produkuje. Při dýchání vzduchu o atmosférickém tlaku velmi rychle dochází ke spotřebování fyzikálně rozpuštěného kyslíku a tělo dále spotřebovává kyslík chemicky vázaný v hemoglobinu.

Kyslíkové okno vznikne jako rozdíl parciálního tlaku kyslíku v krvi po průchodu plicemi a poměrně malého a hlavně v podstatě konstantního parciálního tlaku kyslíku potřebného pro přenos z hemoglobinu do tkáně, přičemž se zmenší o vyprodukovaný oxid uhličitý.

Bylo předpovězeno a experimentálně ověřeno, že platí rovnice

$$\text{kyslíkové okno} = P_{iO_2} - 12,2 \text{ (kPa)}$$

Při zvyšujícím se parciálním tlaku kyslíku ve vdechované směsi platí tato rovnice do té doby, dokud pro metabolickou spotřebu nestačí fyzikálně rozpuštěný kyslík. Poté se již kyslíkové okno nezvětšuje. Konstanta 12,2 zahrnuje spotřebu kyslíku i produkci oxidu uhličitého, je nutno uvažovat s určitým rozptylem hodnot. (Sládek, 1999)

4.6 Klasické dekompresní modely

Klasické modely uvažují pouze s plynem rozpuštěným v tkáních. Dekompresní postup je určován podle minimální hloubky, do které může ještě potápeč vystoupit a tato minimální hloubka závisí pouze na míře nasycení tkání.

4.6.1 Haldanův model

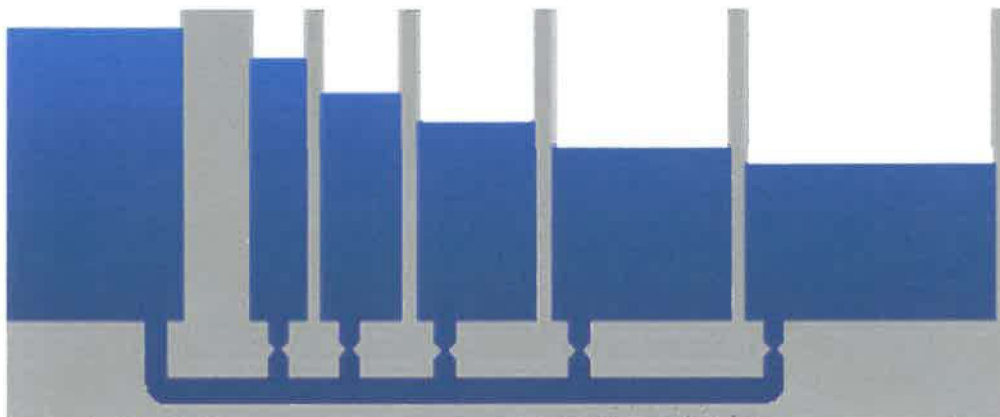
Fyziolog J. S. Haldane provedl začátkem dvacátého století řadu experimentů na kozách, které jako experimentální objekt zvolil pro podobnou hmotnost a poměr vody a tuku v těle, jako u člověka. Zjistil, že pro vznik dekompresní nemoci při rychlém výstupu po delší expozici ve stejné „hloubce“ (ponory byly simulovány v hyperbarické komoře) je podstatný poměr tlaku „na dně“ a tlaku, do kterého je objekt přenesen. Experimentálně určil, že při poměru tlaků 2:1 se neobjeví žádné příznaky.

Zde je třeba zdůraznit, že Haldane uvažuje vzduch jako jediný plyn. To například znamená, že po dlouhém pobytu v hloubce 30 m (tlak 4 bar) může potápeč bezpečně vystoupit do hloubky 10 m, kde je tlak poloviční (2 bar). Po dostatečně dlouhé době, kdy dojde k ustálení, může pokračovat a z hloubky 10 m vystoupit na hladinu.

Čekat několik hodin na ustálení je nepraktické, proto dalším úkolem bylo stanovit rychlost, s jakou dochází k sycení a vysycování rozpuštěného biologicky inertního plynu. Pro zjednodušení bylo uvažováno, že parciální tlak rozpuštěného inertního plynu v krvi je totožný jako v dýchacím médiu, že tkáně si vyměňují rozpuštěný plyn pouze s krví a nikoli navzájem (oběma směry stejnou rychlostí) a nakonec že v jedné tkáni je v celém jejím objemu parciální tlak rozpuštěného inertního plynu stejný. Na základě

těchto zjednodušení bylo již možno snadno formulovat model. Jeho hydraulické přiblížení znázorňuje následující obrázek.

Obr. č. 10 *Hydraulický model výměny plynů mezi tkáněmi a krví – Haldane (Sládek, 1999)*



Pro konstrukci modelu, na základě kterého byly sestaveny první dekompresní tabulky (publikováno 1908), si Haldane zvolil 5 tkání, a to s poločasy 5, 10, 20, 40 a 75 minut. Tabulky začala používat britská Royal Navy. Na stejném konceptu byly založeny i tabulky US Navy z roku 1915, sestavené Frenchem a Stillsionem, které navíc počítaly i s použitím kyslíku pro dekompresi.

Tabulky založené na Haldanově modelu byly velmi úspěšné pro ponory běžné v době jejich vzniku. S vývojem techniky se postupně zvětšovala dosahovaná hloubka a prodlužovaly časy na dně. S rozvojem komerčního potápění se hledaly cesty ke snížení nákladů. Oproti dnes používaným postupům obsahovaly tabulky mnohem delší časy na dekompresních zastávkách pro relativně krátké ponory do středních hloubek a mnohem kratší pro dlouhé ponory do velkých hloubek.

4. 6. 2 Model US Navy

Haldanův model byl zpřesněn zejména použitím lepší metodiky experimentů. V roce 1937 byly vydány tabulky, které byly založeny na sadě tkání se stejnými poločasem, ale s jinými přípustnými koeficienty přesycení. Koeficienty přesycení se na rozdíl od Haldanova modelu počítají jako poměr parciálního tlaku rozpuštěného dusíku a okolního tlaku.

$$P_{amin} = \frac{P_t}{k_p}$$

P_{amin} – minimální přípustný okolní tlak (bez symptomů dekompresní nemoci)

p_t – parciální tlak v tkáni

k_p – koeficient přesycení

(Sládek, 1999)

Pro tkáň s poločasem 5 min byl například povolený koeficient přesycení zvýšen na 4,35, ale pro tkáň s poločasem 75 min byl ponechán koeficient 1,58 (což odpovídá poměru tlaků 2:1, jelikož při tlaku 2 bar je parciální tlak dusíku ve vzduchu $2 \times 0,79 = 1,58$ bar). Tyto tabulky odstranily zbytečně dlouhé doby dekomprese po krátkých ponorech, ponechaly však beze změny zvýšené riziko po ponorech delších. Van Der Aue uvádí, že po ponoru do 30 m na 85 min jevílo 50 % dobrovolníků příznaky dekompresní nemoci. Jelikož však statisticky silně převládaly krátké ponory, pro něž byly tabulky bezpečné, dlouho přetrvávalo klamné zdání bezpečnosti tabulek jako takových.

V roce 1956 byly vydány tabulky, které uvažují se změnou přípustného koeficientu přesycení s hloubkou a hlavně přidávají další tkáň s poločasem 120 min. Tyto tabulky jsou často používány dodnes. Naval Safety Center uvádí v roce 1976 pouze 0.065% výskyt dekompresní choroby při použití těchto tabulek.

4. 6. 3 Bühlmannův model ZH-L16

Model je na straně sycení principiálně shodný s Haldanovým modelem, liší se jen zvolené poločasy tkání. Je použita sada tkání s poločasy sycení dusíkem 5, 8, 12.5, 18.5, 27, 38.3, 54.3, 77, 109, 146, 187, 239, 305, 390, 498, 635 minut.

Zásadní rozdíl oproti Haldanovu modelu je ve výpočtu minimálního přípustného okolního tlaku. Bühlmann totiž neuvažuje s prostým koeficientem přesycení, ale s poněkud složitější závislostí.

$$P_{amin} = (p_t - a) \cdot b$$

P_{amin} – minimální přípustný okolní tlak (bez symptomů dekompresní nemoci)

p_t – parciální tlak v tkáni

k_p – koeficient přesycení

a – koeficient v 0 tlaku okolí

b – převrácená hodnota přímky M-value

Je zřejmé, že Haldanův model je speciálním případem tohoto modelu, kdy $b=1/k_p$, $a=0$. Koeficienty a/b jsou stanoveny pro každou tkáň, jsou různé pro dusík a helium.

(Sládek, 1999)

Existují různé modifikace tohoto modelu:

ZH-L16A teoretický model

ZH-L16B model určený pro sestavování tabulek

ZH-L16B model určený pro potápěčské počítače

Bühlmannovy tabulky jsou nyní nejrozšířenějšími tabulkami mezi potápěči. Systém ZH-L16 je užíván k dekompresním výpočtům v mnohých moderních potápěčských počítačích.

Tabulka č. 4 IANTD dekkompresní tabulky (odvozeny od Bühlmann)

IANTD Dekompresní tabulka pro vzduch a dekompresi s EAN50										
hloubka [m]	min	metry vzduch					metry EAN50		RG	
		18	15	12	9	6	4,5	6		4,5
12	150						1		1	G
15	90						5		3	G
	120						19		12	H
18	60						6		5	F
	70						11		7	G
	80						16		11	G
	90						24		13	H
	100						31		20	H
	110						37		24	H
	120						45		27	K
21	50						10		7	F
	60						17		11	G
	70						24		16	H
	80						35		22	H
	90						43		28	H
	100					1	52	1	32	H
	110					3	71	2	38	K
120					5	87	4	46	K	
24	40						11		8	F
	50						19		13	G
	60					1	28	1	18	G
	70					3	38	2	25	G
	80					5	46	4	30	H
	90				1	7	64	5	34	K
	100				3	9	84	7	44	K
	110				6	9	101	7	54	K
120				8	12	114	9	62	L	
27	30						9	—	7	F
	40						17		13	G
	50					3	26	3	17	G
	60				2	4	38	4	24	H
	70				4	6	47	5	30	H
	80				7	8	69	6	35	H
	90				10	9	92	7	49	K
	100				14	11	108	8	55	K
	110				17	14	129	10	68	K
120			1	21	14	151	10	77	L	
30	25						9		7	E
	30					1	12	1	9	F
	40				1	3	22	3	14	G
	50				4	4	35	3	21	H
	60				7	6	46	5	29	H
	70				11	8	68	6	34	H
	80			2	13	10	94	7	50	K
	90			4	16	13	112	9	61	K
	100			6	20	14	140	10	72	K
110			9	24	14	171	10	81	L	

IANTD Dekompresní tabulka pro vzduch a dekompresi s EAN50										
hloubka [m]	min	metry vzduch					metry EAN50		RG	
		18	15	12	9	6	4,5	6		4,5
33	25					1	11	1	8	F
	30				1	2	16	2	11	G
	40				4	4	27	3	18	G
	50				8	6	41	4	27	H
	60			3	10	8	61	6	33	K
	70			6	13	9	92	7	49	L
	80			9	16	13	113	9	62	L
	90			12	21	14	143	10	73	L
	100		2	14	25	14	181	10	89	L
36	20					1	9	1	7	E
	25				1	2	14	2	9	F
	30				3	3	18	2	13	G
	40			1	7	4	34	3	22	G
	50			4	10	6	48	4	32	H
	60			7	13	9	83	7	43	H
	70		2	10	16	12	110	9	50	L
	80		4	12	21	14	142	11	72	L
	90		7	15	25	15	184	11	89	L
	100		9	17	29	19	229	13	106	L
39	15					1	6	1	4	F
	20				1	2	11	1	9	F
	25				3	2	17	2	12	G
	30			1	4	4	23	3	15	G
	40			4	7	6	41	5	25	H
	50		1	7	11	8	66	6	34	H
	60		4	9	16	10	102	7	55	K
	70		7	11	20	15	133	11	69	K
80	1	9	15	25	15	178	11	87	L	
42	15					2	7	1	6	E
	20				2	2	12	2	9	F
	25			1	4	3	18	2	14	G
	30			3	6	4	26	3	18	G
	40		2	6	9	6	46	5	30	G
	50		5	8	13	9	85	7	44	H
	60	1	7	11	17	14	116	10	64	K
	70	3	9	15	24	14	163	10	82	L
45	10						4		4	E
	15				1	2	8	2	6	E
	20			1	3	2	15	2	10	F
	25			3	4	4	22	3	15	G
	30		1	4	7	4	33	3	21	H
	40		4	7	10	7	55	6	33	H
	50	2	6	10	15	11	101	8	54	K
	60	5	8	13	22	14	142	10	72	K

4. 6. 4 Workmannův model (M-values)

Workmann přišel v roce 1965 se zásadním zjednodušením dosavadních modelů. Místo čím dál tím víc komplikovaných vzorců sestavit přímo tabulku hodnot, která by pro každou tkáň a pro každou hloubku dekompresní zastávky určovala maximální parciální tlak rozpuštěného inertního plynu, umožňující výstup na další zastávku. Tento tlak byl nazván jako M-value.

Workmannův model má jedinou podstatnou výhodu - dovoluje své přizpůsobení experimentálními výsledkům pouhou změnou příslušných M-values. Vlastnost spočívající v nahrazení některých výpočtů hledáním v tabulce, výhodná pro ručně prováděné výpočty, se s příchodem výkonných počítačů stává spíše nevýhodou.

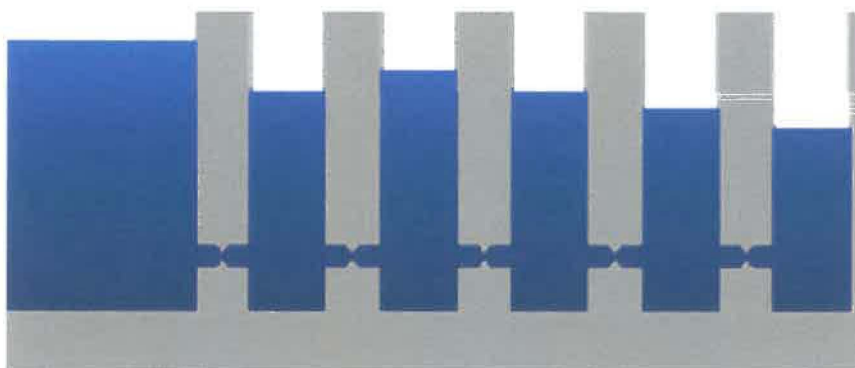
Zásadní nevýhodou Workmannova modelu pro počítačovou simulaci je předem daný maximální rozsah a odstupňování dekompresních zastávek.

4. 6. 5 Sériový model

V roce 1983 vydal kanadský DCIEM (Defence and Civil Institute of Environmental Medicine) tabulky, založené na teorii, na níž započali Kidd a Stubbs pracovat roku 1962.

Na rozdíl od Haldanova modelu, kde výměna plynů probíhá přímo mezi jednotlivými tkáněmi a okolím (tj. tkáně jsou uspořádány paralelně), zde výměna plynů probíhá mezi sousedními tkáněmi (tj. tkáně jsou uspořádány sériově). Hydraulické přiblížení znázorňuje tento obrázek:

Obr. č. 11 Hydraulický model výměny plynů mezi tkáněmi – DCIEM (Sládek, 1999)

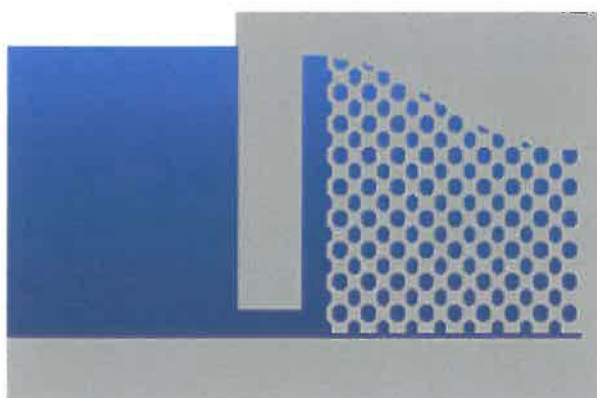


Tabulky DCIEM, založené na tomto modelu, vydal roku 1994 Svaz potápěčů české republiky. Mezi jejich zajímavosti patří i dekomprese s kyslíkem, prováděná v hloubce 9 m, tj. při překročení „magické“ hranice parciálního tlaku kyslíku 1.6 bar.

4. 6. 6 Jednotkáňový (slab, bulk) model

Model sycení, uvažující difúzi probíhající v objemu. Neuvažuje sycení řady tkání, ale popisuje nasycení v různé vzdálenosti x od rozhraní s okolím.

Obr. č. 12 Jednotkáňový hydraulický model (Sládek, 1999)



V hydraulickém přiblížení je možno si představit pronikání do porézní hmoty. Můžeme si také tento model přiblížit jako sériový model s velmi vysokým počtem tkání.

Nasycení je (podle Wienkeho) popsáno rovnicí:

$$D \frac{\partial^2 p}{\partial x^2} = \frac{\partial p}{\partial t}$$

D - difúzní koeficient.

(Sládek, 1999)

Hlavní výhodou modelu je odstranění nutnosti řešení soustavy diferenciálních rovnic a nahrazení rovnicí jedinou.

Dnes, v době výkonných počítačů, ztrácí tato výhoda na váze a je spíše nevýhodou. Je jednodušší použít hrubou sílu pro řešení více jednoduchých rovnic, než inteligenci pro řešení rovnice jediné, ale značně složité.

4. 7 Bublinové dekompresní modely

Sycení a vysycování rozpuštěných plynů probíhá stejně, jako u modelů klasických. Bublinový model však navíc počítá se vznikem bublin v těle při vysycování a dekompresní postup určuje podle maximálního množství a velikosti bublin v těle potápěče po ponoru. Malé množství bublin totiž nevádí (mluví se o tzv. tichých bublinách), tělo dokonce i v normálních podmínkách jisté malé množství bublin obsahuje.

V praxi bublinové modely přinášejí oproti modelům klasickým bezpečnější postupy v situacích, kdy dochází k několikanásobné změně hloubky - při opakovaných ponorech, dlouhých sériích ponorů a jo-jo ponorech.

Růst a rozpouštění bubliny probíhá difúzí, jejíž rychlost je dána rozdílem parciálních tlaků uvnitř a vně bubliny. Dalším z faktorů, přispívajících k opětovnému rozpouštění, je povrchové napětí kapaliny. Povrch bubliny se v důsledku mezimolekulárních sil v kapalině chová, jako by byl pokryt pružnou vrstvou, v níž na jednotku délky povrchu působí kolmo na myšlený řez síla, která odpovídá povrchovému napětí. Povrchové napětí se snaží bublinu zmenšovat a působí v ní větší tlak, než je tlak okolí. Tlakové poměry se dají vyjádřit rovnicí (pro potápění se vzduchem a Nitroxem):

$$P_B = P_A + P_S + P_E = P_{N_2} + P_{H_2O} + P_{CO_2} + P_{O_2}$$

P_B - tlak uvnitř bubliny

P_A - tlak okolí

P_S - tlak vyvolaný povrchovým napětím

P_E - tlak vyvolaný elasticitou tkáně

Tlak uvnitř bubliny závisí na povrchovém napětí a poloměru bubliny

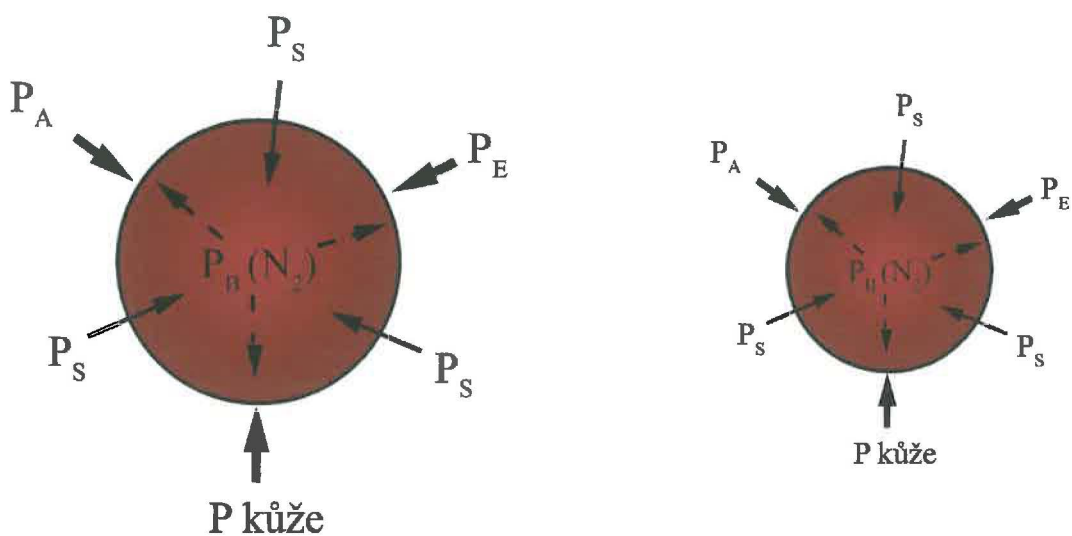
$$P_B = P_A + \frac{2\gamma}{R}$$

γ - povrchové napětí

R - poloměr bubliny

(Sládek, 1999)

Obr. č. 13 Zvětšování a zmenšování bublin (Heads, 2001)



Bublina se zvětšuje, když povrchové napětí je větší než tlak uvnitř bubliny.

Bublina se zmenšuje, když povrchové napětí je menší než tlak uvnitř bubliny.

Bubliny se rychleji rozpouštějí ve větších hloubkách, kdy je jejich průměr menší a vnitřní přetlak vyvolaný povrchovým napětím větší. Tím je také vysvětlen požadavek hlubších dekompresních zastávek oproti klasickým modelům.

Úzkým místem všech teorií zatím zůstává samotný vznik bubliny. Je známo, že vznik bublin je podpořen kavitací, která vzniká při změně směru proudění kapaliny okolo překážek. Růst bublin usnadňuje i drsný povrch stěn, který díky omezení styčné plochy mezi kapalinou a bublinou omezuje účinky povrchového napětí. Yountovy

experimenty nasvědčují tomu, že při vzniku se bubliny chovají, jako kdyby povrchové napětí bylo nulové. Přesný mechanismus není dosud znám.

4. 7. 1 Varying Permeability Model (VPM)

Model (Yount, Hoffman, později Maiken a Baker) je pojmenován podle polopropustné vrstvy molekul na povrchu bublin, která svoji propustnost pro plyn mění podle tlaku plynů. Dekompresní postup je určován tak, aby nebyl překročen celkový kritický objem plynu ve formě bublin.

VPM má z hlediska simulace tu nepříjemnou vlastnost, že doporučený postup se neodvozuje pouze z minulých stavů, ale i z předpokládaného dalšího postupu. Nelze tedy stanovit dekompresní postup bez toho, aniž by byl naplánován celý profil výstupu. Tato vlastnost nijak zvlášť nevadí na výkonných počítačích, je však omezujícím faktorem pro použití na počítačích potápěčských.

4. 7. 2 Reduced Gradient Bubble Model (RGBM)

Model (Wienke) se vyvinul z výše popsaného VPM. Obdobně je žádaný stav takový, aby množství bublin v těle nepřekročilo určitý kritický objem. Rychlost vzniku bublin závisí na gradientu, který je v tomto modelu definován jako rozdíl mezi parciálním tlakem vdechovaného biologicky inertního plynu a parciálním tlakem plynu rozpuštěného v tkáni (který se počítá podle klasického modelu s tkáněmi s poločasy 1, 2, 5, 10, 20, 40, 80, 120, 240, 480, 720 min.). Model předpokládá, že pro atmosférický tlak platí, že bubliny s poloměrem větším než 0.8 tisícil milimetru rostou a menší se rozpouštějí.

Gradient je dále redukován třemi faktory (odtud také pochází název modelu):

Krátkodobý opakovací faktor

Faktor, který zohledňuje ponory opakované s velmi krátkým povrchovým intervalem. Tento faktor ovlivňuje výpočet do doby asi dvou hodin po ukončení předchozího ponoru.

Dlouhodobý opakovací faktor

Faktor, který zohledňuje opakované ponory v měřítku dní. Tento faktor ovlivňuje výpočet po dobu asi dvou týdnů po předchozím ponoru.

Faktor reverzního profilu

Faktor, který zmenšuje přípustný gradient při překročení maximální hloubky předchozího ponoru při opakovaném ponoru.

Úplný popis RGBM je neveřejný, Wienke prodává licenci k jeho užití za velmi vysokou cenu.

4.8 M-values

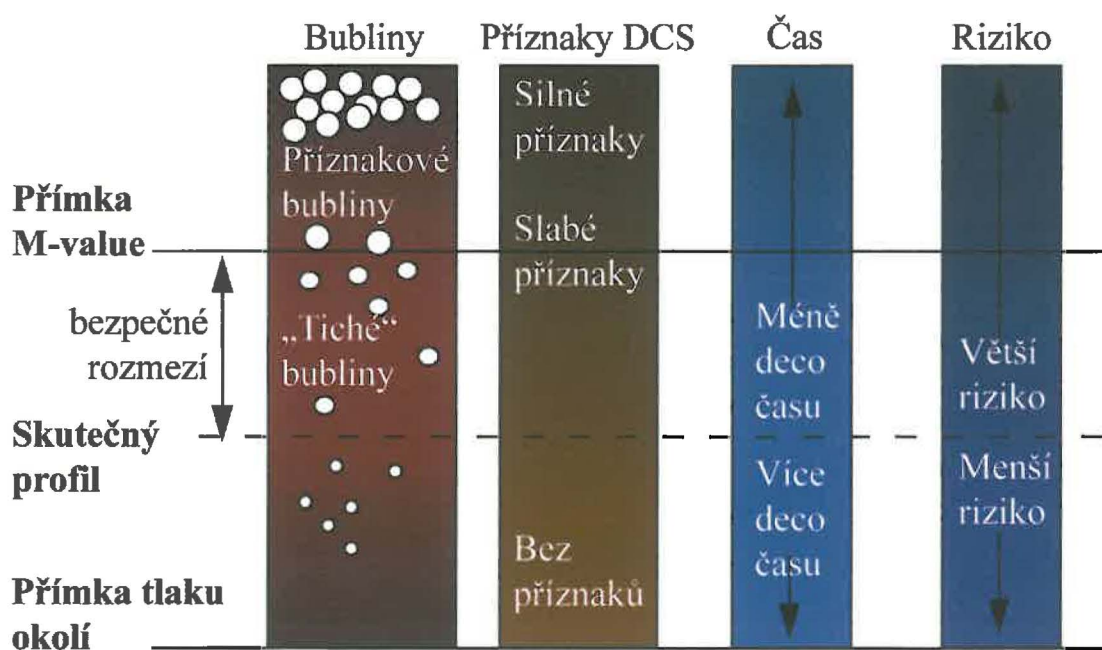
Pojem M-values zavedl někdy v polovině šedesátých let Robert D. Workman, když pracoval na dekompresním modelu založeném na maximální hodnotě tlaku inertního plynu (anglicky maximal value - odtud pojem M-values), který tkáň snese bez projevu příznaků dekompresní nemoci. Workman přitom vycházel z výpočtů Haldana, který ustanovil maximální hodnotu tolerance 2:1. Tento poměr však vyhovoval pouze pro krátké a mělké ponory. U delších a hlubších ponorů tento poměr neplatil, u tkáně docházelo k dekompresním komplikacím. Workmanovi se podařilo dokázat, že poměr vyhovující i pro dlouhé a hluboké ponory je 1,58:1 (např.: tkáň, zcela nasycená v hloubce 100 m, snese bez rizik výstup pouze do 63m a nikoli do 50m, jak vyplývalo z poměru 2:1).

Workman také zavedl pojem poločas sycení respektive vysycování. Tento pojem udává, za jakou dobu se zvýší respektive sníží množství inertního plynu rozpuštěného v tkáni na polovinu. Při svých výzkumech objevil, že každá tkáň snese různý přetlak inertního plynu. Zjistil, že čím rychlejší tkáň je (rychlejší průběh sycení/vysycování), tím vyšší přetlak snese bez dekompresních komplikací, avšak s tím, že se tento přetlak u všech tkání snižuje s narůstajícím tlakem.

Workman, navzdory tomu, že zavedl pojem poločas sycení, s těmito poločasy nepracoval. Namísto toho vypracoval pro každou tkáň maximální přípustné hodnoty tlaku inertního plynu, které tkáň snese bez příznaků dekompresní nemoci. Tyto hodnoty

pak nazval M-values. Následně provedl jejich lineární projekci jako funkci hloubky. Tato projekce je vhodná pro počítačové zpracování.

Obr. č. 14 M-value koncept (Heads, 2001)

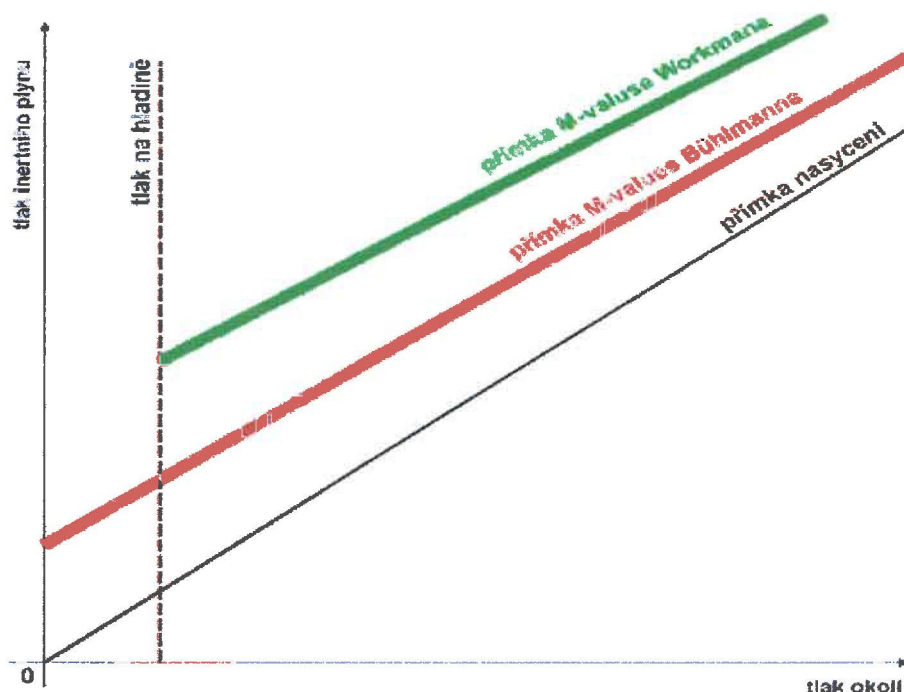


Obdobný výzkum jako Workman prováděl po dobu asi 30 let Albert A. Bühlmann. Na rozdíl od Workmana založil své výzkumy na absolutním tlaku, což bylo pro potápění ve švýcarských horách velice důležité. Bühlmann publikoval dva soubory hodnot M-values. ZH-L₁₂ z roku 1983 a ZH-L₁₆ z roku 1990 („ZH“ znamená „Zürich“ – jméno jeho rodného města a „L“ znamená „linear“). Číslo znamená počet dvojic M-values. Tedy ZH-L₁₆ obsahuje 16 tkáňových modelů pro helium a 16 pro dusík. Hodnoty ZH-L₁₂ byly zjištěny empiricky a následně ověřeny dekompresními sestupy. ZH-L₁₆ byly vypočteny na základě matematických modelů. Soubor ZH-L_{16A} pro dusík, se dělí na podsoubory B a C, protože se ukázalo, že matematicky odvozený soubor A nebyl dostatečně konzervativní ve střednědobých tkáních. Trochu více konzervativní soubor B se používá pro výpočet tabulek. Soubor C je využíván při reálných výpočtech dekomprese.

Všechny tabulky a dekompresní programy používají M-values pro stanovení dekomprese. Lineární projekce těchto hodnot snadno objasní princip průběhu dekomprese. Příklad M-values je zobrazen na grafech č. 7 a 8.

Graf č. 7 ukazuje srovnání hodnot M-values Workmana a Bühlmanna. Přímka, respektive polopřímka, M-values Workmana začíná, jak je vidět na grafu, u tlaku u hladiny moře. M-values Bühlmanna vychází z absolutního tlaku okolí, a proto začíná již od nulového tlaku.

Graf č. 7 Srovnání hodnot M-values (Kašpar, 1998)

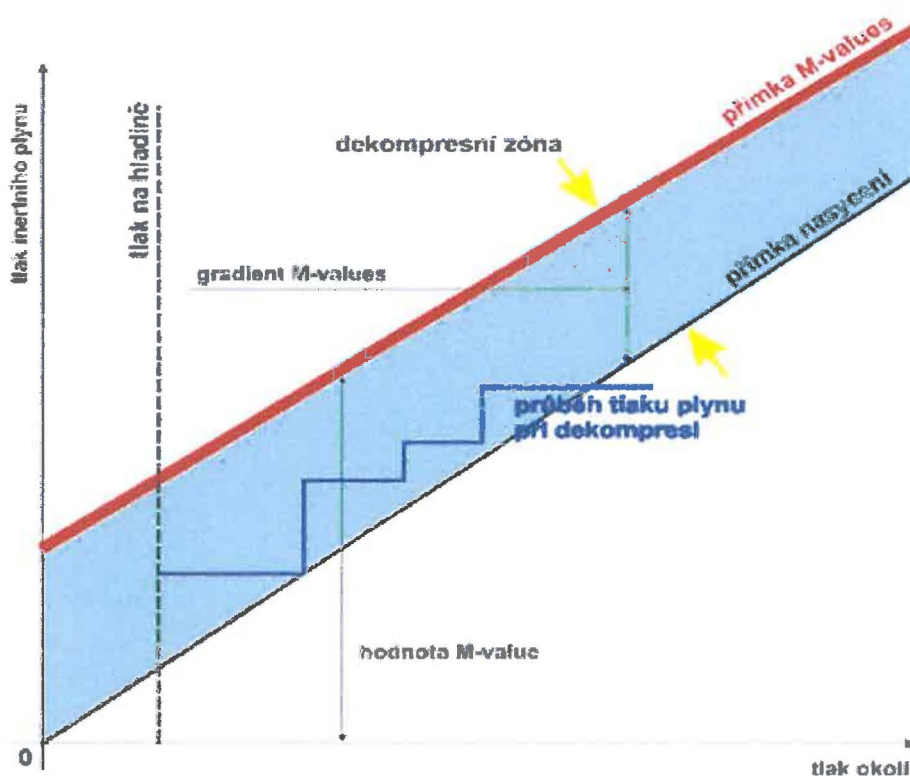


Na grafu č. 8 je uveden zjednodušený příklad průběhu dekomprese. Modrá čára značí průběh tlaku inertního plynu při výstupu. Pokud se tato čára pohybuje v dekompresní zóně (modrá výseč), nemůže dojít k dekompresní nemoci. Riziko poškození tkáně se však zvyšuje s přibližováním k přímce M-values. Zároveň se

zkracuje doba dekomprese. Pokud se při dekompresi budeme držet přímky nasycení, zvyšuje se bezpečnost dekomprese a prodlužuje se její doba.

Pochopitelně se zde vyskytují tiché bubliny. Čím blíže k přímce M-values, tím víc vzniká tichých bublin. Ty se u přímky nasycení téměř nevyskytují.

Graf č. 8 Průběh dekomprese (Kašpar, 1998)



Pomocí vztahů a souvztažností M-values a standardních M-values si může v podstatě každý vypočítat individuální dekompresní režimy. Například vojenští potápěči mohou mít svůj limit na 85% gradientu M-values (viz. graf č. 8) a tlustý úředník si svůj limit nastaví na 50% M-values. Jestliže dekompresní počítač umožňuje nastavení konservatismu, není to nic jiného, než snížení využitelnosti gradientu M-values.

5 Hloubkové bezpečnostní zastávky

Dekompresní postupy a tabulky byly mnohokrát upravovány za posledních 40 let od doby, kdy přístrojové potápění bylo uznáno jako sport. Avšak navzdory současné převaze potápěčských počítačů, které vypomáhají při dekompresi, výskyt dekompresní nemoci se změnil jen velmi málo. To může být způsobeno tím, že rozhodující faktory, jako rychlost výstupu a zastávky v malé hloubce, neposkytují dostatek času na vysycení potřebného množství inertního plynu během kritických fází dekomprese, což má za následek hromadění bublin a výskyt různých forem dekompresní nemoci.

Mnoho technických potápěčů pozorovalo, že po skončení jistých typů dekompresních ponorů cítí únavu, malátnost nebo ospalost. Ponor „na dotek“, který je charakterizován jako relativně hluboký s krátkým časem na dně, často způsobuje tyto příznaky. Klasický dekompresní model rozpuštěného plynu pro tento typ ponoru vypočítá první dekompresní zastávku v mnohem menší hloubce než je hloubka ponoru.

Několik potápěčů uvedlo, že když přidají nějaké zastávky v hloubce do jejich profilu, hlubší než vyžadují tradiční výpočty, potom poponorové symptomy jsou výrazně nižší nebo dokonce odstraněny. Hloubkové bezpečnostní zastávky tedy jsou, jak už z názvu vyplývá, právě tyto zastávky prováděné ve větší hloubce, než ty, které jsou běžně předepsány klasickými dekompresními modely a tabulkami. Slovo „bezpečnostní“ vyjadřuje, že tyto hloubkové zastávky zvyšují bezpečnost dekomprese, a předcházejí tak vzniku různých forem dekompresní nemoci.

Předmět zmatku a sporu mezi potápěči jsou však otázky, jak hluboko by tyto hloubkové zastávky měli být a kolik takových zastávek by mělo být provedeno.

Empirická pozorování potápěčů vedlo k vývoji libovolných metod pro zavádění hloubkových zastávek. Mnoho z těchto metod zahrnuje spíše individuální názor a úsudek, než aby mělo základ v dekompresních výpočtech. Rozbory dekompresních profilů, které využily hloubkových zastávek, odhalily, že zde jsou potenciální problémy. To zahrnuje zastávky, které jsou příliš hluboko, a nedostatečné prodloužení dekompresního času u zastávek v malé hloubce, aby se vyrovnalo zvýšené nasycení plynem způsobené hloubkovou zastávkou.

5.1 Tradiční výpočty

V dekompresní aplikaci a teorii existuje kompromis mezi dostatečnou dekompresí (bez symptomů DCS) a ekonomickou dekompresí (minimum času, zásoby vzduchu atd.). Tradiční klasické dekompresní modely, jako například ty, které sestavil Robert D. Workman a Albert A. Bühlmann, se snaží najít nejlepší řešení dekomprese tím, že umožní potápěči vystoupit do nejmenší hloubky nebo-li „horní meze“ založené na limitujícím faktoru - M-values pro kompartmenty hypotetických tkání.

Přínosy z toho jsou dvojí - vylučování inertního plynu z rychlých kompartmentů je urychleno, zatímco sycení pomalých kompartmentů inertním plynem je minimalizováno během dekomprese. Prakticky potápěči jsou obvykle instruováni, aby se dostali pryč z hloubky a v podstatě co nejrychleji vystoupili k první zastávce.

Pro typický ponor „na dotek“ běžné výpočty dovolují relativně dlouhý výstup ze dna k první zastávce. V tomto případě množství inertního plynu rozpuštěného v nejrychlejších kompartmentech může dosáhnout nebo být na dně velmi blízko saturace, zatímco nejpomalejší kompartmenty jsou nasyceny jen částečně. To znamená, že nejrychlejší kompartmenty budou řídit počáteční výstup, poněvadž jejich množství rozpuštěného inertního plynu bude blíže k přímce M-value mnohem dříve než u pomalejších kompartmentů. První zastávka je stanovena, když množství rozpuštěného inertního plynu ve vedoucím kompartmentu je rovno nebo blízko jeho M-value.

5.2 Bublinky a gradienty

Když byl koncept M-values prvně presentován v roce 1965 dekompresním výzkumným pracovníkem Robertem D. Workmanem, byl vytvořen předpoklad, že inertní plyn by se neměl uvolnit z tkání potápěče ve formě bublin, dokud nebude překročena M-value. Tato teorie byla poněkud sporná v té době, ale bylo uznáno, že budoucí technologie bude moci podat lepší informace o přítomnosti a chování bublin v těle potápěče. Workman uznal, „že jsou zkoumány ultrazvukové metody detekce bublin pro lepší formulaci adekvátní dekomprese, ale je to stále ve svém počátečním stádiu“.

Od té doby byla vyvinuta Dopplerova ultrazvuková technologie a byla rozsáhle používána ve výzkumu dekomprese po celém světě. Tento výzkum ukázal, že bubliny jsou přítomné v tělesném oběhu během a po mnoha druhích ponorů, včetně těch bez symptomů dekompresní nemoci. Jinými slovy, potápěč nemusí překročit M-value, aby se vytvářely bubliny. Tento fakt byl v dekompresní vědě potvrzen, ale mechanismy vzniku a růstu bublin v lidském těle nejsou stále dobře pochopeny ani přesně definovány.

Fyzikální zákony a mnoho bublinkových modelů předpokládá, že větší počet a velikost bublin mohou být očekávány s narůstajícím přetlakovým gradientem. V klasickém modelu rozpuštěného plynu to znamená, že můžeme očekávat větší tvorbu bublin, když množství rozpuštěného inertního plynu v kompartmentu bude zakresleno dále nad čáru tlaku okolí na grafu tlaku.

5.3 Problémy s tlakovým spádem (gradientem)

Graf č. 9 znázorňuje kompletní dekompresní profil vypočítán podle běžné metody. V tomto profilu nejrychlejší kompartmenty obsahují největší množství rozpuštěného plynu během počátečního výstupu a jsou vedoucími. M-value pro tyto rychlé tkáně dovoluje velký přetlakový gradient vzhledem k pomalejším tkáním. V důsledku toho je velký a rychlý přetlakový gradient vytvořen během výstupu k první dekompresní zastávce. To je v nepoměru s menšími přetlakovými gradienty povolenými během zbylé části dekompresního profilu, kdy jsou vedoucími pomalejší kompartmenty. Pravděpodobně, mnoho bublin může být vytvořeno během počátečního výstupu k první zastávce.

V tomto případě je vypočtený gradient 22,4 metrů, což je 2,2 bar. Pro příklad, když otevřeme plechovku sody, gradient tlaku mezi rozpuštěným oxidem uhličitým a vzduchem je v rozmezí 3,1 až 3,4 bar.

Přestože v dekompresním profilu na grafu č. 9 M-value není překročena, potápěč by mohl mít symptomy únavy, malátnosti nebo ospalosti po tomto ponoru. Vysvětlení pro to zahrnuje teorie migrace bublin v těle a zpožděné vysycování způsobené

nahromaděním bublin v plicních vlásečnicích. V každém případě je možné spojit vztah příčiny a následku mezi velkým přetlakovým gradientem během ponoru a poponorové symptomy. Mírné nebo neurčité symptomy jako únava a malátnost, které normálně nevyžadují lékařské ošetření, můžou být zařazeny do kategorie dekompresního stresu, což je menší varianta dekompresní nemoci.

5.4 Řešení problému

Velký nebo rychlý přetlakový gradient v dekompresním profilu podle všeho tvoří větší tvorbu bublin, což vede k dekompresnímu stresu nebo nemoci. Jasně řešení tohoto problému je omezit velikost přetlakového gradientu.

Informace, které poskytuje klasický dekompresní model rozpuštěného plynu, můžeme použít pro určení problému.

Zprv je zde limit pro to, jak hluboko může hloubková zastávka být.

Sycení vedoucího kompartmentu inertním plynem spojené s dekompresní zastávkou by nemělo být pod dekompresní zónou. Obecně je přetlakový gradient určité velikosti požadován pro účinné vysycování. Je také důležité minimalizovat míru sycení v pomalejších kompartmentech během dekomprese.

V souvislosti s modelem rozpuštěného plynu nejhlubší možná dekompresní zastávka pro daný profil může být stanovena jako další standardní zastávková hloubka nad bodem, kde sycení plynem pro vedoucí kompartment protne čáru tlaku okolí (viz. grafy č. 9 až 11). Nejhlubší možná hloubka zastávky je snadno spočitatelná v dekompresním programu a bude se měnit v závislosti na výstupové rychlosti ze dna a na použité směsi plynu.

Dekompresní profil nezbytně nepotřebuje mít první zastávku v nejhlubší možné zastávkové hloubce. Tato hloubka jednoduše reprezentuje bod, kde alespoň jeden kompartment bude v dekompresní zóně. Pro mnoho dekompresních profilů zastávky, které začínají několik standardních zastávkových hloubek nad nejhlubší možnou zastávkou, by měly být dostačující, aby regulovaly přílišný přetlakový gradient.

Nicméně nejhlubší možná zastávková hloubka je pro potápěče cennou informací, protože představuje začátek dekompresní zóny. Při dosahování tohoto bodu během výstupu ze dna by potápěč měl zpomalit výstupovou rychlost do dekompresní zóny na 10 metrů za minutu nebo méně. Tento postup pomůže snížit prudké změny v přetlakovém gradientu, které podporují tvorbu bublin.

Dále je zde problém zavedení hloubkových zastávek.

Jedna empiricky odvozená metoda pro hloubkové zastávky byla publikována potápěčem a mořským biologem Richardem L. Pylem. Pyle vymyslel jednoduchou metodu, která nepotřebuje kapacitu elektronického počítače. Je používána společně s počítačovým dekompresním programem s víceúrovňovou kapacitou.

5. 4. 1 Pylova metoda

Metoda začlenění bezpečnostních zastávek ve velké hloubce podle L. Pyla:

1. Vypočítá se dekompresní profil plánovaného ponoru s pomocí běžně používaného programu.

2. Změří se vzdálenost mezi hloubkou ponoru a první požadovanou dekompresní zastávkou a spočítá se střed. Lze použít střední bod tlaku prostředí, ale u většiny sestupů v rozsahu „technického“ potápění, bude střed lineární vzdálenosti dost blízko a je snadnější jej vypočítat. Tato hloubka bude první bezpečnostní zastávkou a délka zastávky by měla být okolo 2 - 3 minut.

3. Znovu se vypočítá dekompresní profil tím, že se do něj zahrne tato bezpečnostní zastávka v hloubce (většina softwaru umožňuje víceúrovňové výpočty profilu).

4. Pokud vzdálenost mezi první bezpečnostní zastávkou v hloubce a první „požadovanou“ zastávkou je větší než 9 m, přidá se druhá bezpečnostní zastávka v hloubce uprostřed dráhy mezi první bezpečnostní zastávkou v hloubce a první požadovanou zastávkou.

5. Opakuje se podle potřeby až do okamžiku, dokud vzdálenost mezi poslední hloubkovou bezpečnostní zastávkou a první požadovanou zastávkou není menší než 9 m.

Pro příklad, když plánovaná hloubka bude 90 msw (metrů slané vody) a program stanoví první požadovanou zastávku v 30 msw, profil by se měl přepočítat tak, že se k němu připočítají krátké (dvouminutové) zastávky na 60, 45 a 37 metrech.

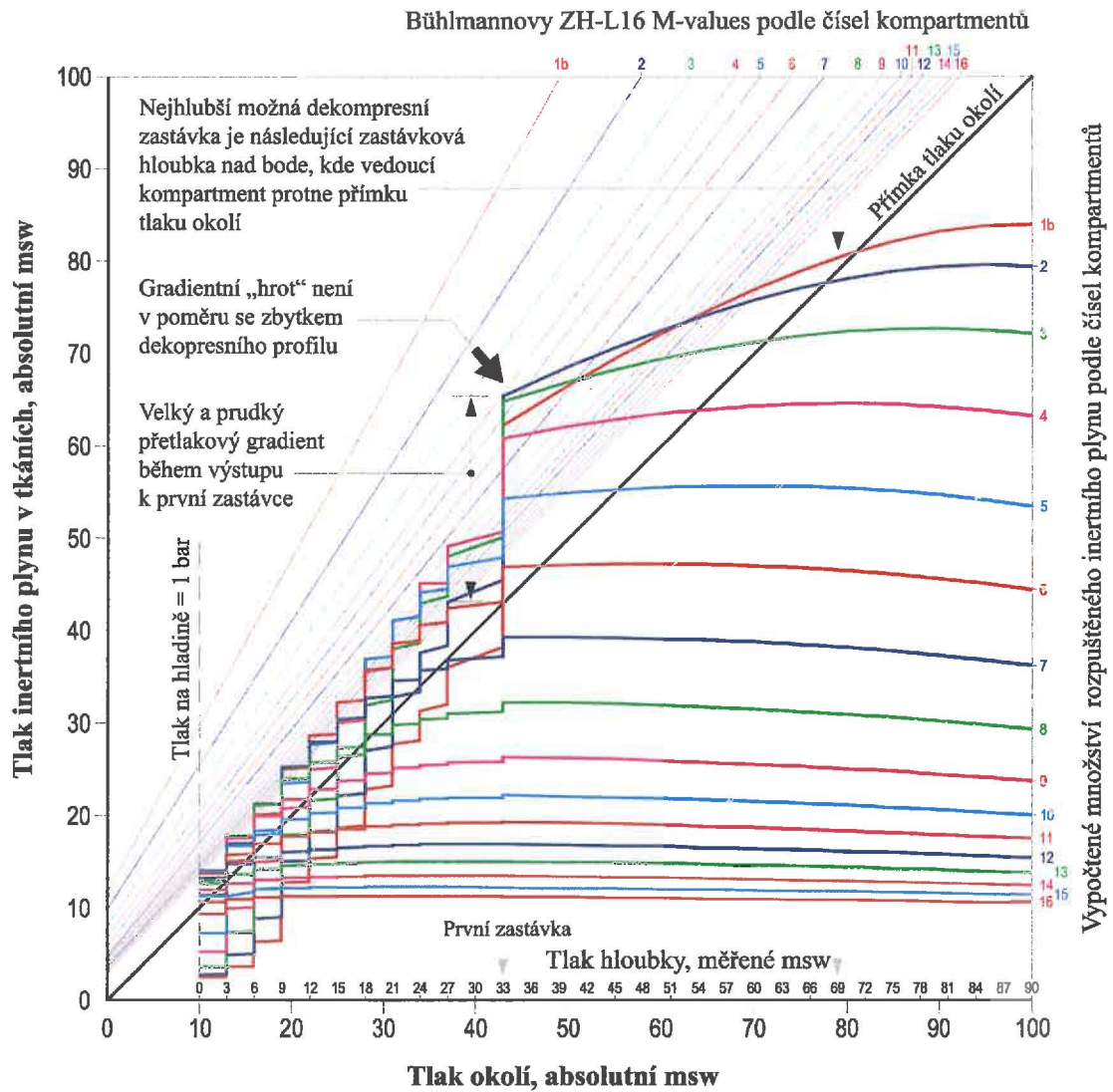
Úplný dekompresní profil používající Pylovu metodu pro hloubkové zastávky je znázorněn na grafu č. 10. Graf ukazuje, že tato metoda je účinná ve snížení nebo vyloučení nadměrného přetlakového gradientu ve srovnání s tradičně vypočteným profilem. Přesto zde existují možné potíže s tímto přístupem. V závislosti na použitém dekompresním programu a jeho postupu pokud jde o konzervatismus, množství nahromaděného plynu v pomalejších kompartmentech může být blíže k M-values na zastávkách v malé hloubce v důsledku zvýšeného nasycení způsobeného hloubkovými zastávkami. Program vykompenzuje hloubkové zastávky, ale pokud není konzervativní koeficient zvýšen, nemusí poskytnout takovou rozsah bezpečnosti v zastávkách v malé hloubce, jako když postupujeme podle tradičního profilu.

5. 4. 2 Bakerova metoda

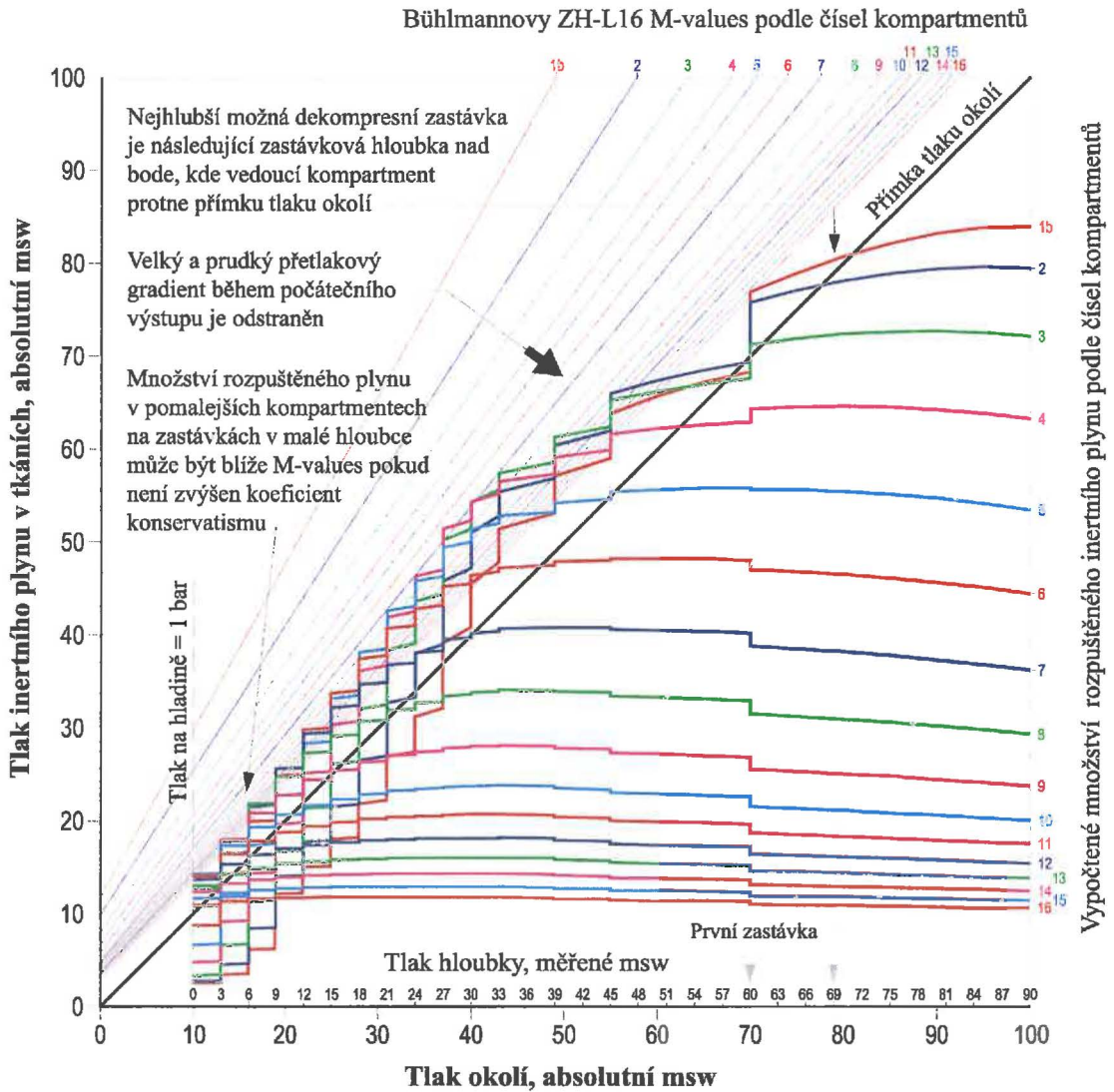
Podle Erika C. Bakera dobrý způsob, jak toto zhodnotit, je vypočítat maximální procento M-values a procento M-value gradientů napříč všemi kompartmenty a u každé zastávky.

Graf č. 11 znázorňuje úplný dekompresní profil počítaný s použitím gradientních faktorů pro kontrolu přetlakových gradientů napříč celým profilem. Gradientní faktory poskytují důsledný přístup ke konservatismu v dekompresních výpočtech. Můžou být použity, aby určily hloubkové zastávky v dekompresní zóně, kontrolovaly přetlakové gradienty a zajistily fixní rozsah bezpečnosti vycházejících z M-values napříč celým dekompresním profilem. Gradientní faktor je jednoduše desetinný zlomek nebo procentní hodnota z M-value gradientu (viz. graf č. 12).

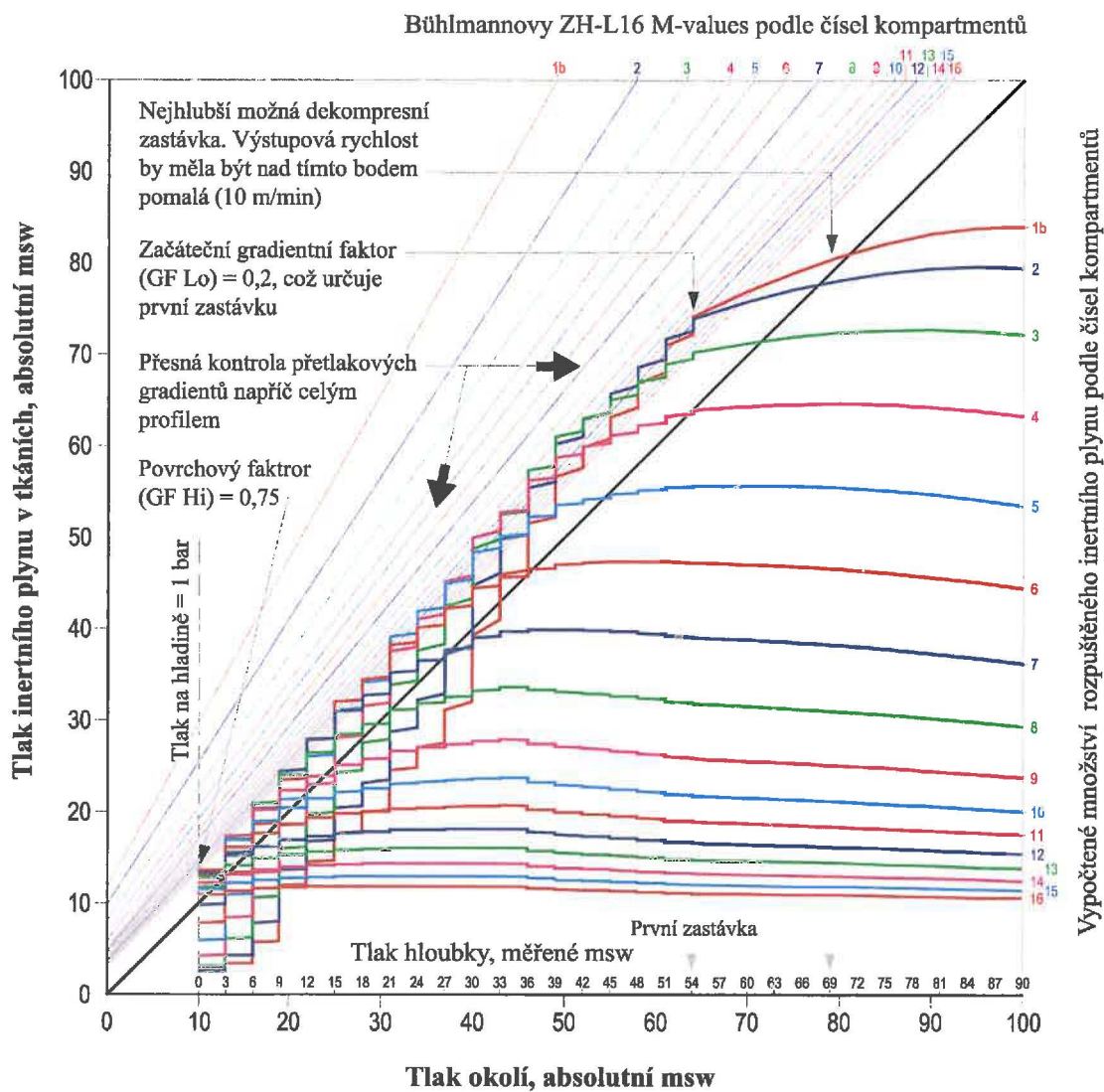
Graf č. 9 Úplný dekompresní profil využívající tradiční metodu výpočtu (Baker, 2000)



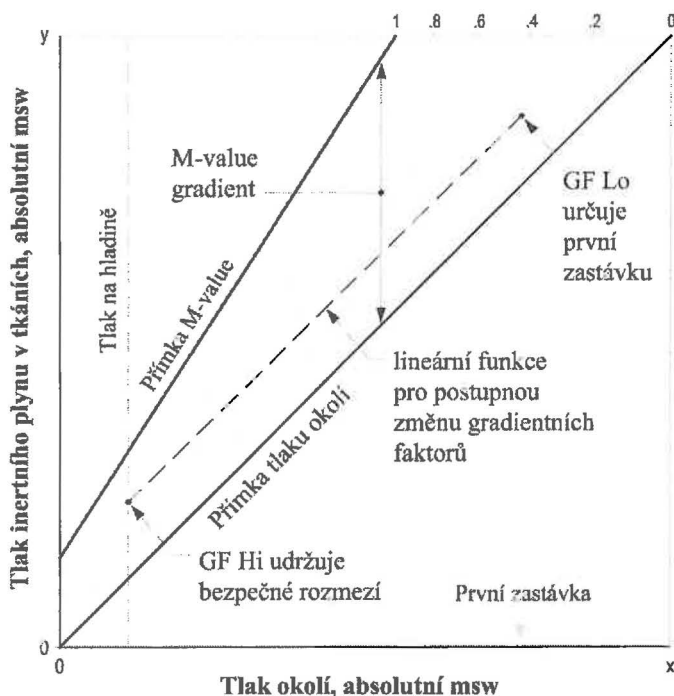
Graf č. 10 Úplný dekompresní profil využívající Pylovu metodu pro hloubkové zastávky (Baker, 2000)



Graf č. 11 Úplný dekompresní profil využívající gradientních faktorů ke kontrole celého profilu – Bakerova metoda (Baker, 2000)



Graf č. 12 Gradientní faktory (Baker, 2000)



Gradientní faktor je jednoduše desetinný zlomek (nebo procento) M-value gradientu.

Gradienty faktory (GF) jsou definovány mezi nulou a jednou, $0 \leq GF \leq 1$

Gradientní faktor 0 reprezentuje přímku tlaku okolí.

Gradientní faktor 1 reprezentuje přímku M-value. Gradientní faktory upravují původní M-value rovnice pro konservatismus v dekompresní zóně.

Nízká hodnota gradientního faktoru (GF Lo) udává hloubku první zastávky. Používá se pro stanovení hloubkových zastávek v hloubce nejhlubší možné dekompresní zastávky.

Gradientní faktory mohou být aplikovány manuálně pro každou zastávku nebo se mohou použít v automatickém režimu. Jednoduchá lineární funkce umožňuje plynulou změnu gradientního faktoru od hodnoty GF Lo k hodnotě GF Hi:

$$\text{sklon GF} = \frac{\text{GF Hi} - \text{GF Lo}}{\text{hloubka poslední zastávky} - \text{hloubka první zastávky}}$$

$$\text{GF} = \text{sklon GF} \cdot \text{hloubka aktuální zastávky} + \text{GF Hi}$$

Výhody metody gradientních faktorů pro konservatismus:

- může být použita pro určení hloubkových zastávek v hloubce nejhlubší možné dekompresní zastávky
- dekompresní zastávky, včetně hloubkových zastávek, budou vždy v dekompresní zóně
- umožňuje přesnou kontrolu přetlakových gradientů zahrnující postupnou změnu v gradientech od první zastávky k hladině
- menší úprava známého Haldanova modelu – snadné porozumění a použití
- flexibilní – gradientní faktory mohou být použity, aby řešily jak individuální fyziologii tak různé typy profilů ponoru

Uvedené grafy tlaku jsou pro potápěče výborným nástrojem pro zhodnocení dekompresních profilů. Dokonce i rychlým prohlédnutím lze rozpoznat možné problémové oblasti, jako jsou velké přetlakové gradienty. Zavedení hloubkových zastávek tyto přetlakové gradienty snižuje na bezpečnou mez.

Jednoduchá Pylova metoda výpočtu hloubkových zastávek může být použita společně s většinou dekompresních programů, které umožňují víceúrovňové výpočty profilu. Tato metoda má také tu výhodu, že ji lze vypočítat z hlavy. K dekompresnímu profilu, který byl spočítán běžným počítačovým programem nebo podle tabulek, se tak tyto hloubkové zastávky dají snadno přidat

Jak však z uvedených informací a grafů vyplývá, Bakerova metoda výpočtu je bezpečnější. Tento postup je ale složitější a výpočty hloubkových zastávek podle gradientních faktorů jsou používány jen s některými dekompresními programy.

U obou metod jsou hloubkové zastávky připočteny ke klasickým dekompresním postupům. Přidání hloubkových zastávek do profilu tedy obecně zvýší čas, vyžadovaný na zastávkách v malé hloubce, stejně tak jako celkový dekompresní čas.

Toto řešení je bezpečné a zaručuje dostatečnou dekompresi, je ale značně neekonomické. Potápěči musí strávit pod vodou delší čas, díky těmto hloubkovým zastávkám a navýšenému času na zastávkách v malé hloubce, a také musí počítat s větší spotřebou vzduchu během dekomprese. I když bezpečnost by měla být na prvním místě, někteří potápěči z těchto důvodů hloubkové zastávky do svých profilů nezařazují.

5.5 WKPP

Členové organizace WKPP zjistili, že běžné dekompresní modely zavazují potápěče k extrémně dlouhým dekompresním povinnostem, a proto si jedinci z řad jeskyních potápěčů hráli s dekompresními modely ve snaze minimalizovat dekompresní čas. Jeskyní průzkum Woodville Karst Plain Project (WKPP) mapující podpovrchové reliéfy na Floridě razil cestu technologii hloubkových zastávek zavedením mnoha protokolů k tradičním dekompresním tabulkám. George Irvine a Jarrod Jablonski zde stáli v čele úspěšně provedeným sedmihodinovým ponorem v hloubce 85 až 90 msw v jeskyním

komplexu Wakulla s hloubkovými zastávkami s celkovým dekompresním časem 8 hodin a 5 minut oproti tradičnímu dekompresnímu času 20 hodin podle Haldanových tabulek. Také horizontální vzdálenost ponoru 5 700 metrů je světovým rekordem. WKPP potápěči zjistili, že vložení hloubkových zastávek dovoluje zkrátit zastávky v malé hloubce s celkovým snížením dekompresního času. Tyto postupy byly vyvinuty zakládajícími členy Woodville Karst Plain Project jako odpověď na výzvu představovanou dlouhými průzkumnými ponory se směsí plynů v zaplavených jeskyních. WKPP také rozešla mýtus o „magickém“ heliu, které získalo špatnou reputaci z mnoha nesprávných důvodů.

5. 5. 1 Dekompresní křivka

Dekomprese má dvě základní složky -složku fyziologickou a vysycovací křivku. Tato křivka, snažící se popsat sycení a vylučování plynu ve vztahu k času a tlaku, je velmi jednoduchá a základní a má standardní vzhled, který se podobá mnoha jiným křivkám v přírodě. Například takhle vypadají ramena galaxií, které se od sebe po spirálách vzdalují.

Dekomprese není lineární záležitostí, dvakrát takový čas na dně neznamena dvakrát takovou dekompresi, a půlka času na dně neznamena poloviční dekompresi. Nejrychlejší pohyb plynu se objeví, kde je největší diferenciál. Například, když se potápěč poprvé ponoří z jednoho baru do dvou, je zde rychlý ráz sycení plynem, ale jakmile zde chvíli zůstane, gradientní faktor pohánějící pohyb plynu se zmenšuje, jako při nabíjení baterie. Sycení plynem je jednoduché – plyn se do tkání nedostává formou bublin. Vysycování je složitější, protože je potřeba, aby se zabránilo tvorbě bublin v tkáních během celého výstupu. Avšak vysycování plynu ve formě bublin do krevního řečiště je časově velice efektivní způsob a umožňuje rychlejší dekompresi, která zabrání tvorbě bublin v jiné tkáni během vylučování v krvi. Toto platí pouze pro zdravé potápěče bez plicních nebo srdečních zkratů.

Potápěči z WKPP zjistili, že krátké ponory pod 30 minut nejsou vhodnými předpoklady pro stanovení dekomprese. Co oni dělají je, že nastaví křivku pro dekompresi, jako by to byl ponor delší, provedený se začínajícími zastávkami v 80 %

daného profilu v barech (v 80 % tlaku na dně) a s použitím minimálních hodnot pro každou zastávku. Minimum pro hloubkové zastávky je 20 vteřin každé 3 metry, což je ve skutečnosti 9 metrů za minutu. Maximum pro hloubkové zastávky v této hloubce je 5 minut. Zastávky naznačené dekompresní křivkou výše, musí být provedeny s minimální hodnotou, jako je např. 1 minuta pro hlubší zastávky a potom více se změnou plynu. První zastávka se změněným plynem je delší, aby plyn mohl začít pracovat, a potom zase následuje návrat ke křivce s 1 – 2 nebo 3 minutovými zastávkami. S postupem nahoru, skutečnost, že hlubší část výstupu byla provedena pečlivěji, umožňuje zkrácení času na zastávkách v malé hloubce.

Jestliže v každé této zastávce je provedena stanovená dekomprese, potom lze z profilu úplně vyřadit zastávku ve 3 metrech. V 6 metrech se přidá nějaký čas na 100% kyslíku, aby kyslík mohl začít pracovat, tak kolem 10 minut. Nicméně, co musí být zahrnuto, je velmi pomalá výstupová rychlost v posledních 6 metrech výstupu. Čas, který byl stráven na zastávce v 6 metrech, by měl být umožněn z 6 m na hladinu za stálého pohybu. Rychlost výstupu v tomto úseku by měla být okolo 30 cm za minutu, poměrně k času na dně. Potápěči by neměli pospíchat, aby se dostali ze dna, a také ani aby se dostali z 9 metrů na hladinu. Tyto dvě oblasti vyžadují pečlivou pozornost.

Jestliže se odstraní pošetilá 3 metrová zastávka a zbytečný čas na ní strávený a potom se část tohoto času přidá zpět do správného tvaru a strategie, nebude pouze zabráněno vzniku DCS, ale také i jejím mírnějším projevům, jako je únava a ospalost. Jestliže vykonáte dekompresi správně a jste v dobrém zdravotním stavu, měli byste být v pořádku a připraveni na jakoukoli aktivitu 30 minut po skončení ponoru.

5. 5. 2 Hloubkové zastávky metodou George Irvina

K určení, kde začít dekompresí, je logika velice jednoduchá: je potřeba nechat plyn uniknout z tkání než začne tvořit bubliny. Jakmile jednou bubliny vytvoří, už neunikne. Prudký výstup ze dna je dobrý způsob jak zachytit plyn v tkáních tvorbou bublin, které potom začnou narůstat, při výstupu nahoru.

Nejlepší způsob, jak nechat plyn rozpustit, je začít dekompresní zastávky v 80 % profilu, počítáno v barech a zaokrouhleno nahoru. Pro ponor do 10 barů (90 msw) první

zastávka bude v 8 barech , tedy okolo 70 msw. Zároveň musí být rychlost výstupu mezi 90 a 70 msw maximálně 9 m za minutu, takže dostat se k první zastávce by mělo zabrat 2 minuty.

Zde existuje tenká čára mezi zbavením se plynu a jeho přidáním na tomto konci dekomprese. To co je zde snahou, je koupit nějaký čas, aby se plyn vyloučil z roztoku, a to je bod k dobru pro zkrácení dekompresních zastávek v malé hloubce na opačném konci ponoru. Maximální délka hloubkové zastávky je 5 minut, minimální 20 vteřin (rychlost výstupu 9 m/s). Nejlepší způsob, jak zajistit výstup správnou rychlostí, je fyzicky se zastavit každé 3 metry. Tím získáme potřebných 20 vteřin na 3 metry.

Rozsah délky časů na dně určující délku hloubkových zastávek je 0 – 150 minut. Pro nulový čas na dně se stále musí dodržovat rychlost výstupu 9 m/min, pro 150 min na dně se délka hloubkových zastávek maximalizuje na 5 minut. Jakýkoliv delší čas na dně se považuje za skutečnou saturaci a použije se maximální hodnoty.

Hloubkové zastávky jsou rovnoměrně rozděleny ve všech hloubkách do 65 % dekompresního profilu. V tomto bodě se začnou zastávky prodlužovat. Mezi 65 % a 45 % se tedy zastávky mírně prodlouží, ne však více než na 10 minut. Mezi 45 a 35 % je maximum 20 minut, mezi 35 a 25 % je to 30 minut. Skutečnou délku určují parametry ponoru.

Jestliže potápěči mění směsi plynů, maximalizují tím efekt. Při dlouhém ponoru je 80 % profilu hloubka, kde je potřeba směs změnit. Použijí-li plyn založený na heliu (Trimix), ještě tím více zlepší výsledek.. Vzduch je jako dekompresní plyn nepřijatelný, protože způsobuje poškození, které nelze odstranit dekompresí a ještě komplikuje probíhající dekompresi imunitní reakcí organismu na toto poškození a stres způsobený vzpříčením ztuhlých, rigidních, červených krvinek v kapilárách.

S přibližováním se výměně plynů, by potápěč měl dýchat směs určenou na dno, tzv. back gas. Pro první výměnu směsí v hloubce je to samozřejmé. Tím, že potápěč dýchal provozní plyn s nízkým parciálním tlakem kyslíku (ppO_2), může si dovolit zvýšit parciální tlak O_2 dekompresní směsí. Nemůže se ale opovážit toto udělat bez přechodu na back gas jako první. V žádné části hloubkové dekomprese se nepoužívá plná hodnota ppO_2 1,6 bar. Riziko kyslíkové reakce je příliš vysoké v této hloubce. Potápěči na těchto

zastávkách spoléhají více na helium a na gradient než na ppO_2 . Pro hloubkové zastávky je lepší 1,4 bar ppO_2 nebo méně, zatímco na zastávkách v malé hloubce se dá použít plná hodnota ppO_2 1,6 bar, protože lze dýchání směsi přerušit použitím back gasu s nižším parciálním tlakem kyslíku.

Plynu trvá nejméně dvě minuty, než proběhne celým tělem při výměně směsi.. Proto by hloubková zastávka, na které se směs mění, měla být nejdelší ze série zastávek s touto směsí. V tomto bodě se vytváří největší kyslíkové okno pro tuto směs, přechází se z nízkého parciálního tlaku kyslíku a gradient není tak prudký. Jak se potápěč posouvá vzhůru, zastávky nepotřebují být delší se stejnou směsí. Ve skutečnosti, potápěči nejvíce poslouží, když poslední zastávku před výměnou směsí udělá na back gasu a udělá ji nejkratší. Zde je spoléháno na gradient a na přepínací efekt.

Přepínací efekt je jednoduše střídání mezi vyšším a nižším parciálním tlakem kyslíku, aby se zabránilo počátku poškození plicní tkáně, otoku, vzniku ochranných vrstev a zúžení krevních cév. Snížený parciální tlak O_2 , zvláště pokud se blíží normoxickému, zabrání a zvrátí tyto účinky (jiné než poškození, jestliže již nastalo). Využití gradientu v této situaci je nejlepší způsob, jak se zbavit plynu.

Jak se potápěč dostává nahoru do mělčích hloubek, předtím než přejde na směsi obohacené kyslíkem, by měl provést celou zastávku se směsí používanou na dně - back gas. Tato zastávka se nazývá „čistící zastávka“. Například u ponoru do 90 msw se udělá zastávka v 15 m na 20 – 30 minut s použitím back gasu. Čistící zastávky u dlouhých ponorů jsou účinně prováděny před výměnou plynů, kdy se provádí poslední zastávka na back gasu.

Mezi hloubkou 12 – 9 metry není u hlubokých ponorů s dlouhou dekompresí vůbec potřeba prodlužovat zastávky v těchto hloubkách. Ve skutečnosti tyto zastávky mohou být výrazně zkráceny, pokud potápěč nemá plicní nebo srdeční zkrat. Lépe zde poslouží tvorba plynových bublin v krevním řečišti v těchto hloubkách, je to mnohem účinnější a rychlejší způsob, jak se plynu zbavit. Bubliny zde zachycené mohou být vyřešeny tím, že se potápěč vrátí o trochu níž. Ale jestli dekompresi provádí správně, tak se to potápěči s dobrým prokrvením nestane. Například u ponoru do 90 msw, který by

vyžadoval podle jakéhokoliv programu 120 – 140 minut ve 12 metrech, Irvin v této hloubce stráví 20 min a posune se výš.

Výstupová rychlost ze zastávky, kde je dýchán čistý kyslík k hladině, je 30 centimetrů za minutu pro dlouhý ponor a úměrně vyšší pro ponor kratší. Největší tvorba bublin vysycujícího se plynu se totiž objevuje během přesunu ze 3 nebo 6 metrů k hladině. Potápěč potřebuje, aby vysycování probíhalo pod určitým tlakem a bylo kontrolováno pomalým výstupem, takže když je nahoře, nedostaví se náhlý příval bublin, které by mohly vytvořit zkrat nebo způsobit jiné problémy. Po každém kyslíkovém omezení, potápěč musí provést přestávku na back gasu. Jestliže dýchal čistý kyslík na suchu, musí udělat desetiminutovou přestávku, předtím než půjde zpět do vody.

Pro kratší ponory jsou dekompresní směsi přidávány seshora dolů. Jinak řečeno, při nejkratším ponoru potápěč může použít jen čistý kyslík jako jediný rozdílný dekompresní plyn. Při delším ponoru stejného profilu může přidat 50% Nitrox. Ještě delší čas by přidal 35% Nitrox a tak dále. U krátkých ponorů efektivní zkrácení dekomprese není ve hře, protože kratší ponory spadají pod pravidla „minimální“ dekomprese, takže stejně se musí dodržet stanovený čas. Delší ponory vyžadují pro větší účinnost více směsí. Přepínání a změny směsí jsou klíčem k účinné dekompresi.

Ponory v rozmezí 5 – 18 minut, jsou považovány za ponory vyžadující „minimální“ dekompresi a nepoužívá se zde zkrácení dekompresního plánu. Nejrychlejší sycení plynem totiž probíhá v prvních fázích každého ponoru. Jakmile se potápěč ponoří, nejrychleji nabírá plyn v prvních minutách. Tento plyn je třeba vyloučit vhodným způsobem. Jak se ponor prodlužuje, dekomprese se nejdříve prodlužuje, a potom se její nárůst začne snižovat až se zcela zastaví při dosažení saturace.

Tabulka č. 5 Souhrn dekompresních pravidel George Irvina při ponorech s Trimixem (Štětina, 200-)

HLOUBKA PONORU V PROCENTECH MAXIMÁLNÍHO TLAKU NA DNĚ	DĚLKA ZASTÁVKY NEBO POBYTU V DANNÉ HLOUBCE
100 %	0 - 150 minut
80 – 65 %	první hloubková zastávka v 80 % profilu následující zastávky každé 3 m 0 - 5 minut podle délky času na dně
65 – 45 %	0 - 10 minut podle délky času na dně
45 – 35 %	0 - 20 minut podle délky času na dně
35 – 25 %	0 - 30 minut podle délky času na dně
Rychlost výstupu je 9 m/min	
PPO ₂ u hloubkových zastávek nesmí být 1,6 bar, spíše 1,4 bar	
Délka první zastávky při výměně směsi by měla být nejdelší	
Před výměnou směsi se provádí „čistící“ zastávka - zastávka s použitím back gasu. Tato zastávka je nejkratší ze série	
V rozmezí hloubek 9-12 msw není potřeba prodlužovat dekompresní zastávky, je možné je naopak u dlouhých dekompresí výrazně zkrátit	
Pro výstup z hloubky kyslíkové zastávky použijeme při dlouhých časech na dně rychlost 30 cm/min, případně vyšší při kratších ponorech. Největší množství bublin vznikne při výstupu z hloubek 3 nebo 6 m na hladinu. Pomalý kontrolovaný výstup v této oblasti zamezí jejich masivnímu vzniku na hladině.	
Při krátkých ponorech přidáváme dekompresní směsi "od hladiny". Při nejkratších ponorech vystačíme s kyslíkem jako jediným rozdílným plynem. Při delších ponorech o stejném profilu přidáme Nitrox s 50 % O ₂ , při ještě delších s 35 % atd. Ponory v rozmezí 5 – 18 minut, jsou považovány za ponory vyžadující „minimální“ dekompresi a nepoužívá se zde zkrácení dekompresního plánu.	
Pokud se po ponoru na suchu dýchá kyslík, je třeba udělat 10 minutovou přestávku před návratem do vody.	

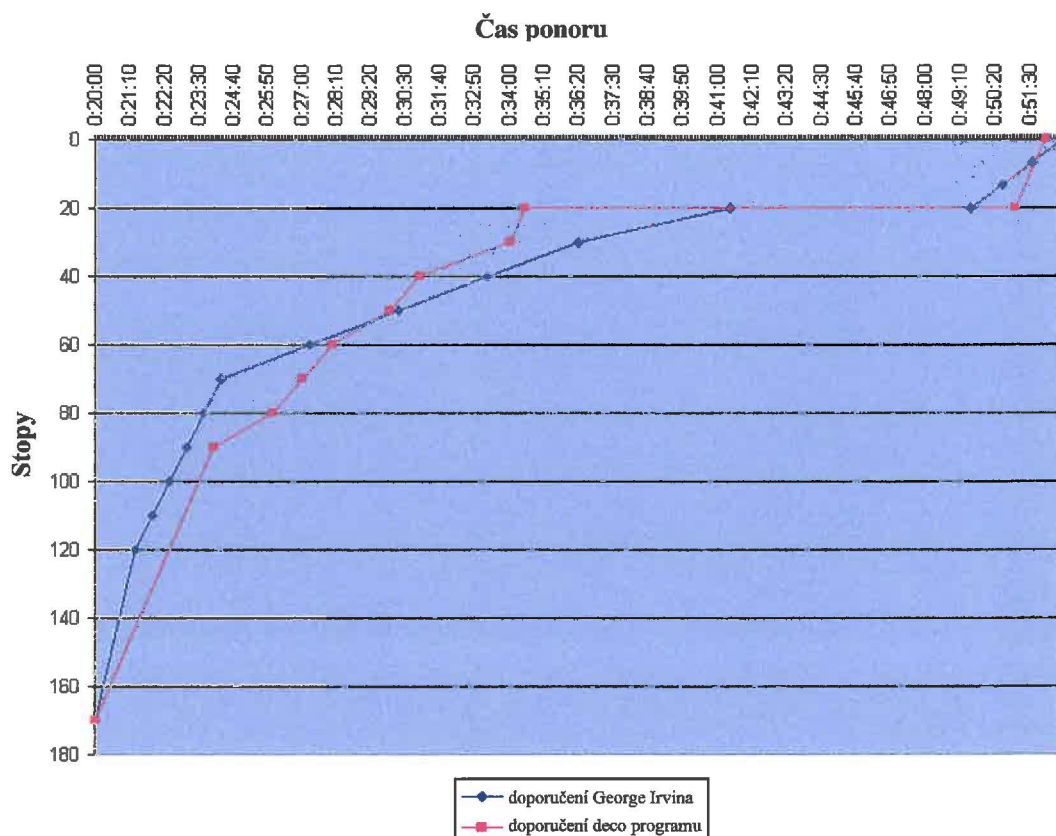
George Irvine je potápěč, provádějící nejrychlejší dekompresi, ale nedělá nic, co by nebylo dostatečné a nemělo správný tvar. Když bychom se podívali blíže na to, co dělá, zjistili bychom, že při většině ponorů je jeho dekomprese pečlivější, než předepisuje jakýkoliv dekompresní program. Bude delší pro krátké ponory a kratší pro dlouhé ponory, bude kratší pro helium a nekonečná pro směsi založené na dusíku.

Pro názornost jsou zde uvedeny ukázky grafů pro různé typy ponorů.

Graf č. 13

Porovnání tvarů dekompresního profilu: George Irvine x dekompresní program

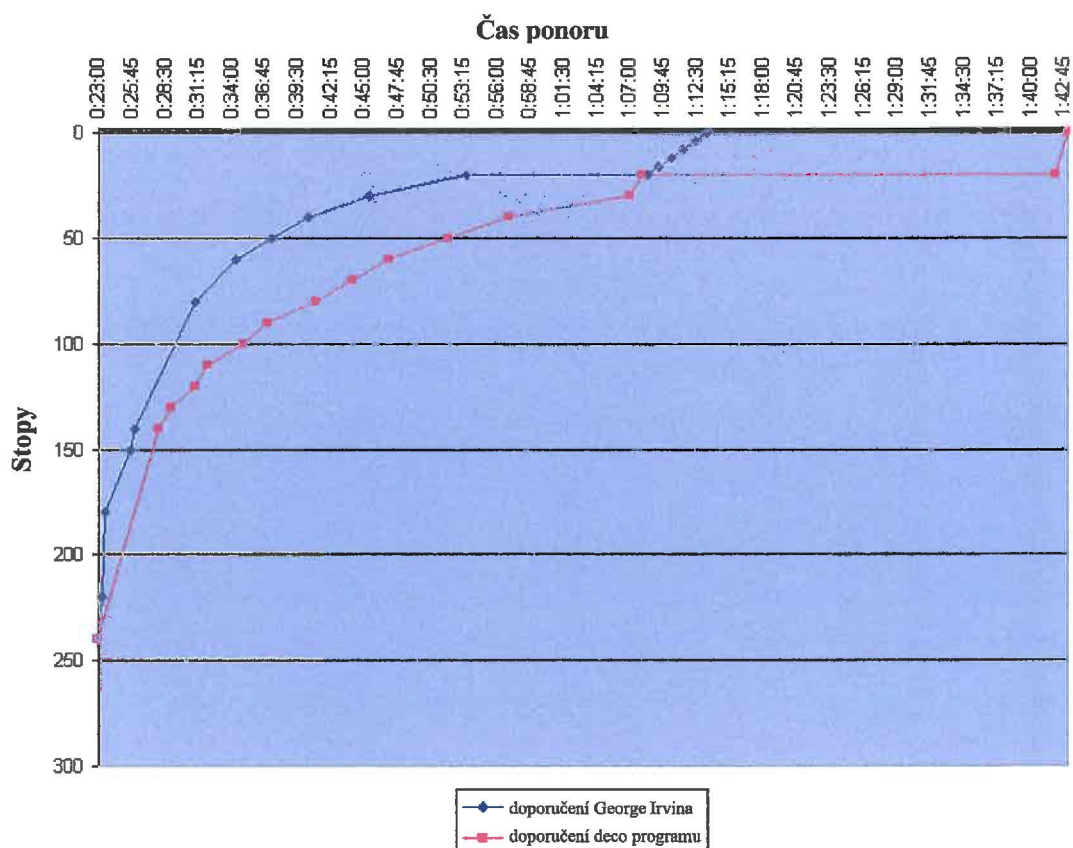
- hloubka ponoru 170 stop, čas na dně 20 min, back gas - Trimix 20/35 (20 % O₂, 35 % He), 50% Nitrox v hloubce 70 stop (Dive Tek Hawaii, 2001)



Graf č. 14

Porovnání tvarů dekompresního profilu: George Irvine x dekompresní program

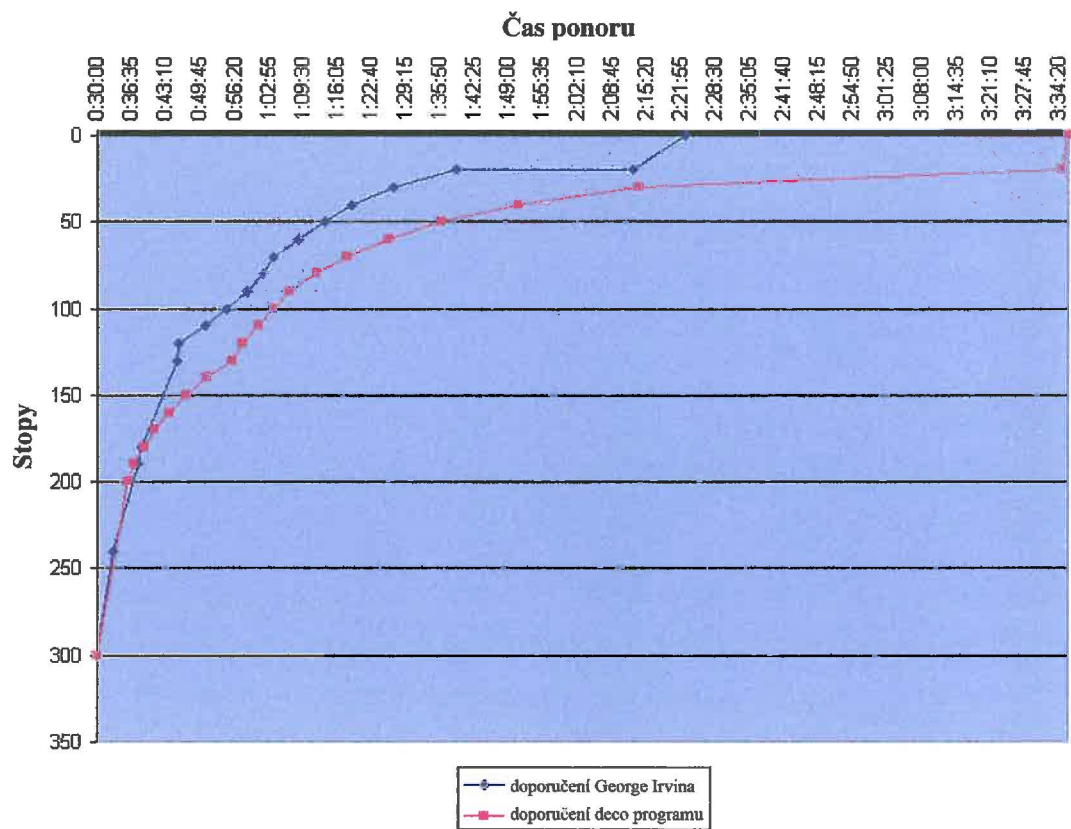
- hloubka ponoru 240 stop, čas na dně 25 min, back gas - Trimix 16/50 (16 % O₂, 50 % He), 50% Nitrox v hloubce 70 stop (Dive Tek Hawaii, 2001)



Graf č. 15

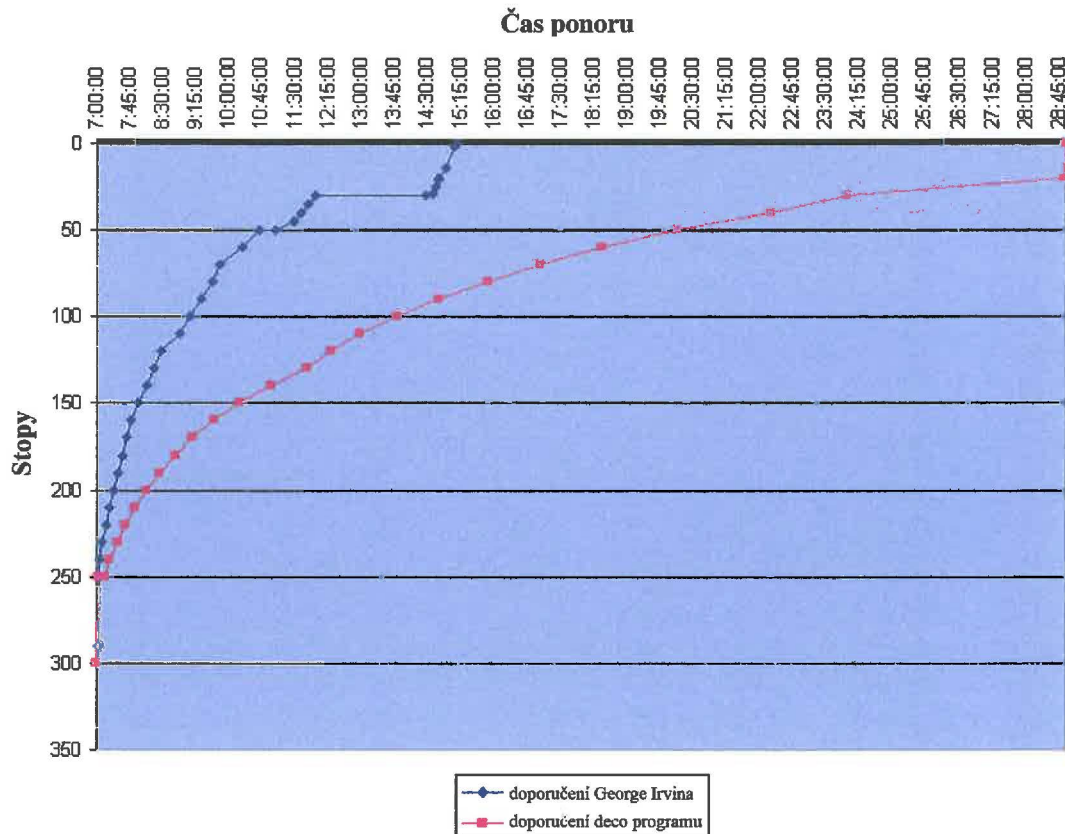
Porovnání tvarů dekompresního profilu: George Irvine x dekompresní program

- hloubka ponoru 300 stop, čas na dně 30 min, 35% Nitrox v hloubce 120 stop, 50% Nitrox v hloubce 70 stop, kyslík v hloubce 20 stop (Dive Tek Hawaii, 2001)



Graf č. 16

Porovnání tvarů dekompresního profilu: George Irvine x dekompresní program
- příklad maximální dekomprese, Wakulla – hloubka ponoru 300 stop, 19 000 stop
horizontální vzdálenost (Dive Tek Hawaii, 2001)



Irvinova metoda dekomprese je opravdu revoluční v oblasti technického potápění. George Irvine je proslulý vyčnívajícimi bezpečnými ponory, a svými extrémními výkony provokuje dokonce lékařské standardy technického potápění.

Jeho empiricky odvozená metoda dekomprese opravdu funguje a podle jeho výkonů je vidět, že je i velmi bezpečná. Na to ale, aby se objasnilo, proč tomu tak je a jaké jsou zde zákonitosti a vztahy by bylo potřeba několik let výzkumu.

ZÁVĚR

Z výše uvedených informací o fyzice a fyziologii potápění obecně, ale hlavně o fyziologii hloubkových bezpečnostních zastávek, vyplývá, že jestliže potápeč vystoupí ze dna příliš rychle nebo příliš vysoko, vytvoří se tím velký přetlakový gradient. S narůstajícím přetlakovým gradientem lze očekávat větší tvorbu bublin, které jsou pro potápeče nebezpečné. Je tedy zřejmé, že význam hloubkových bezpečnostních zastávek je při dekompresi podstatný a jejich dodržování je pro potápeče důležité. Předchází se tak různým formám dekompresní nemoci a zlepšuje se celkový pocit po ponoru.

Klasické dekompresní modely, podle kterých postupuje většina rekreačních i sportovních potápečů, neumožňují díky prudkému výstupu ze dna k první zastávce v poměrně malé houbce, dostatečnou dekompresi, která by zajistila bezpečný výstup bez hromadění bublin v tkáních.

Jedná se především o rychlé tkáně, které se při provádění dekompresce podle klasických postupů dostanou velmi rychle a velmi blízko hranici M-value, což je značně nebezpečné kvůli potenciální vyšší tvorbě bublin a jejich zvětšování v těchto tkáních. Mezi rychlé tkáně patří zejména centrální nervová soustava. Postižení centrálního nervového systému dekompresní nemocí způsobuje závažné problémy, které bývají jen částečně reversibilní. Zkušenosti z rekreačního potápění ukázaly, že 65 % ošetřovaných případů dekompresní nemoci bývá právě nervových. Přesto současné modely význam těchto tkání nezdůrazňují.

Zavedení hloubkových zastávek do dekompresního profilu značně snižuje tvorbu bublin právě v těchto rychlých tkáních. Hloubková bezpečnostní zastávka proto může značně snížit výskyt dekompresní nemoci spojené s CNS. Pro větší bezpečnost ponoru, snížení rizika vzniku dekompresní nemoci a zlepšení poponorových stavů, je tedy doporučováno zařadit hloubkové bezpečnostní zastávky do dekompresních postupů.

Funguje empirická metoda R. Pyla, která zahrnuje několik 2 až 3 minutových hloubkových zastávek, které se přičítou k tradičním dekompresním výpočtům. Pylovy hloubkové zastávky mohou být použity společně s většinou dekompresních programů, které umožňují víceúrovňové výpočty profilu. Tato metoda má také tu výhodu, že ji lze

vypočítat z hlavy. K dekompresnímu profilu, který byl stanoven podle běžného počítačového dekompresního programu nebo tabulek, se tak tyto hloubkové bezpečnostní zastávky dají snadno přidat..

Metoda C. Bakera je oproti Pylově metodě ještě důslednější. Bakerova metoda používá gradientních faktorů pro kontrolu přetlakových gradientů napříč celým profilem. Gradientní faktory poskytují důsledný přístup ke konservatismu v dekompresních výpočtech. Klasické dekompresní postupy jsou potom zavedením hloubkových zastávek přizpůsobeny. Bakerova metoda využívající gradientních faktorů je však používána společně jen s některými dekompresními programy. Není tedy tak snadno dostupná.

Jak Pylova tak Bakerova metoda výpočtu hloubkových zastávek přizpůsobuje klasické dekompresní modely tím, že tyto hloubkové zastávky přidá k plánovanému profilu. Zavedením hloubkových zastávek do profilu se tedy obecně zvýší čas potřebný na dekompresi. Celkový dekompresní čas se prodlouží právě o tyto přidané zastávky v hloubce a díky tomu dojde ještě k prodloužení potřebného dekompresního času na zastávkách v malé hloubce. Toto řešení je sice bezpečné a zaručuje dostatečnou dekompresi, je ale značně neekonomické. Potápěči musí strávit pod vodou delší čas a také tím musí počítat s větší spotřebou vzduchu. Z těchto důvodů proto někteří potápěči hloubkové zastávky do svých dekompresních postupů nezahrnují.

S revoluční metodou přišli jeskyní potápěči z organizace Woodville Karst Plain Project. Jeskyní průzkum WKPP mapuje podpovrchové reliéfy na Floridě. George Irvine, který je ředitelem této organizace používá při svých několika hodinových průzkumných ponorech unikátní metodu dekomprese, která začíná hloubkovými zastávkami již v 80 % ponoru. Po správném provedení stanovených zastávek v hloubce je potom možné velmi výrazně zkrátit čas vyžadovaný na zastávkách u hladiny. Jestliže potápěč mění směs plynu, dekomprese je ještě účinnější. Irvine je potápěč provádějící nejrychlejší dekompresi a podle jeho vyčnívajících výkonů je vidět, že jeho metoda je i velmi bezpečná. Jeho dekompresní profil je mnohem pečlivější, než jaký vypočítá jakýkoliv dekompresní program. Pro krátké ponory bude delší, pro dlouhé bude kratší. Touto metodou je tedy vyřešena jak otázka bezpečnosti, tak otázka ekonomická.

Hloubkové zastávky WKPP se v současné době dají přidat ke klasickým dekompresním modelům. Metoda může být použita společně s většinou dekompresních programů, ale znamená to opět navýšení tradičně vypočtené dekomprese o tyto zastávky. Samotný model WKPP, který by spočítal dekompresi podle Irvinovy metody, zatím není dostupný. Stanovení dekompresního profilu podle této metody lze zatím jen dle výše uvedených pravidel.

Dalšími modely, které v podstatě zahrnují hloubkové zastávky ve svých výpočtech, jsou bublinové dekompresní modely. Tyto modely totiž oproti klasickým modelům počítají jak s plynem rozpuštěným v tkáních, tak i se vznikem bublin plynu v organismu při jeho vysycování. Záměrem těchto modelů je, aby bublinky zůstaly co nejmenší a byly z tkání vyloučeny difúzí. K tomu, aby se většina plynu obsaženém v těle ve formě bublinek dostala co nejrychleji do krve a stala se součástí rozpuštěného plynu, je potřeba dosáhnout určitého rozdílu mezi tlakem uvnitř bubliny a povrchovým napětím tkáně. Bubliny se rychleji rozpouštějí ve větších hloubkách, kdy je jejich průměr menší a vnitřní přetlak vyvolaný povrchovým napětím větší. Je tedy nezbytné setrvat delší čas v hloubce, čímž je vysvětlen požadavek hlubších dekompresních zastávek.

Bublinové dekompresní modely kromě zavedení hloubkových bezpečnostních zastávek do svých postupů také krátí nesmyslně dlouhý čas na zastávkách v malé hloubce vyžadovaný tradičními výpočty. Tyto modely se bohužel dají použít jen na výkonných počítačích a několika málo počítačích potápěčských. V každém případě se zdá, že bublinové modely mají správné fyzikální předpoklady pro potápěčské aplikace, můžeme proto očekávat jejich další vývoj.

POUŽITÁ LITERATURA

1. The British Sub-Aqua Club. *Sport Diving*. London : Ebury Press, 1993. 256 s. ISBN 0 09 178563 4.
2. DOBEŠ, D. *Přístrojové potápění: praktická příručka pro každého potápěče*. 1. vyd. Brno : CP Books, a. s., 2005. 172 s. ISBN 80-251-0700-0.
3. DVOŘÁKOVÁ, Z. *Potápění*. 1. vyd. Praha : Grada Publishing, a. s., 2005. 98 s. ISBN 80-247-1100-1.
4. HRNČÍŘ, E., ČERNOCH, O. *Zdravotnická problematika potápění*. 1. vyd. Praha : Státní pedagogické nakladatelství, 1990. 79 s. ISBN 80-7066-251-4.
5. I. T. D. *Scuba Diver Manual*. 3. vyd. Plzeň : I. T. D., 2003, 81 s.
6. MOUNTAIN, A. *Příručka potápění: jak na to*. 2. vyd. Praha : Svojtka & Co., s. r. o., 2007. 160 s. ISBN 978-80-7352-722-8.
7. OYHENART, J. M., MIOULANE, P. *Potápění: vášně a profese*. 1. vyd. Praha : Euromedia Group k. s., 2004. 232 s. ISBN 80-242-1168-8.
8. PADI. *Open Water Diver Manual*. Rancho Santa Margarita : PADI, 2006. 260 s. ISBN 978-1-878663-16-0.
9. PIŠKULA, F., PIŠKULA, M., ŠTĚTINA, J. *Sportovní potápění*. 1. vyd. Praha : Naše vojsko, 1985. 360 s.
10. PYŠ, J. *Potápění se základní výstrojí*. 1. vyd. Praha : Karolinum, 1996. 37 s. ISBN 80-7184-174-9.
11. SCHINCKOVI, A. a P. *Teorie a praxe potápění: výstroj, rizika, potápěčské kurzy*. 1. vyd. Praha : Soliter, 2007. 223 s. ISBN 978-80-7234-704-9.
12. VRBOVKSÝ, V., aj. *Potápění s přístrojem*. Praha : Svaz potápěčů České republiky, 1995. 196 s.

ELEKTRONICKÉ ZDROJE

1. BAKER, Erik C. *Clearing Up The confusion About „Deep stops“* [online]. c 2000 [cit. 2008-04-04]. <<ftp://ftp.decompression.org/pub/Baker/Deep%20Stops.pdf>>.
2. Dive Tek Hawaii. *Technical Diving: Decompression Profiles from George Irvine* [online]. c 2001 [cit. 2008-04-09]. <http://www.divetekadventures.com/Technical_DecompressionCurves.htm>.
3. HEADS, Richard. *The Trouble With Bubbles* [online]. c 2001 [cit. 2008-04-01]. <http://www.oceanwreckdivers.com/images/the_trouble_with_bubbles.pdf>.
4. *Historie potápění* [online]. c 2006 [cit. 2008-03-08]. <<http://referaty-seminarky.cz/historie-potapeni>>.
5. IRVINE, George. *About Decompression* [online]. c 1998 [cit. 2008-04-08]. <<http://gue.com/?q=en/node/289>>.
6. KAŠPAR, Václav. *M-values* [online]. c 1998 [cit. 2008-03-31]. <<http://www.kadel.cz/boehmj/mvalues.htm>>.
7. KAŠPAR, Václav. *Význam bezpečnostních zastávek v hloubce: způsob výstupu z dekompresních ponorů* [online]. c [199-], poslední revize 5. 2. 2001 [cit. 2008-04-02]. <<http://www.stranypotapecske.cz/teorie/deepstop.asp?str=200411071724210>>.
8. MAIKEN, Eric. *Bubble Decompression Strategies* [online]. c 1995 [cit. 2008-04-02]. <http://www.decompression.org/maiken/Bubble_Decompression_Strategies.htm#R4>.

9. MARRONI, A., et al. *A deep stop during decompression from 82 fsw (25 m) significantly reduces bubbles and fast tissue gas tensions* [online]. c 2004 [cit. 2008-04-03].
<<http://www.diversalertnetwork.org/news/download/marronifinal1888acapcoraut.pdf>>.
10. MORRIS, Brian R. *Ascending From A Dive (Ascent Rates, Deep Safety/Deco Stops & Time Limits)* [online]. c 2000 [cit. 2008-04-01].
<<http://www.diverssupport.com/ascending.htm>>.
11. PYLE, Richard L. *The importance of Deep Safety Stops: Rethinking Ascent Patterns From Decompression Dives* [online]. c 1996, poslední revize 10, 2, 2008 [cit. 2008-04-02].
<<http://www.bishopmuseum.org/research/treks/palautz97/deepstops.html#Weinke,%2095>>.
12. SLÁDEK, Tomáš. *Dekompresní teorie* [online]. c 1999, poslední revize říjen 2004 [cit. 2008-03-15].
<<http://www.stranypotapecske.cz/teorie/deco.asp?str=200410102342300>>.
13. ŠTĚTINA, J. *O dekompresi* [online]. c [200-] [cit. 2008-04-08].
<<http://www.stetina.cz/DEKOMPRESSE/odekompresi.html>>.
14. ŠTĚTINA, J. *Zlatá pravidla George Irvina* [online]. c [200-] [cit. 2008-04-08].
<http://www.stetina.cz/DIR/strucna_pravidla_deko.html>.
15. WEINKE, R. Bruce, TIMOTHY R. O'Leary. *Deep stops and deep helium* [online]. c [200-] [cit. 2008-03-15].
<<http://209.85.129.104/search?q=cache:xz42j7mHUg4J:www.tek-dive.com/portal/upload/deep.pdf+wkpp+model&hl=cs&ct=clnk&cd=9&gl=cz&client=firefox-a>>.