

I misteri della deco svelati da Cacasenno

Le pressioni agenti nelle varie parti del corpo

Il corpo di un subacqueo che si immerge alla profondità q è sottoposto alla pressione idrostatica di valore:

$$p = 1 + q/10 \quad (1)$$

dove p è espressa in atmosfere e q in metri. Egli inoltre respira una miscela (aria, nitrox, trimix ecc.) che gli viene fornita dall'erogatore a pressione praticamente eguale a p .

Il gas respirato contiene sempre una certa percentuale di **azoto** che essendo un gas inerte non viene utilizzato dall'organismo ma si scioglie prima nel sangue e successivamente nei tessuti.

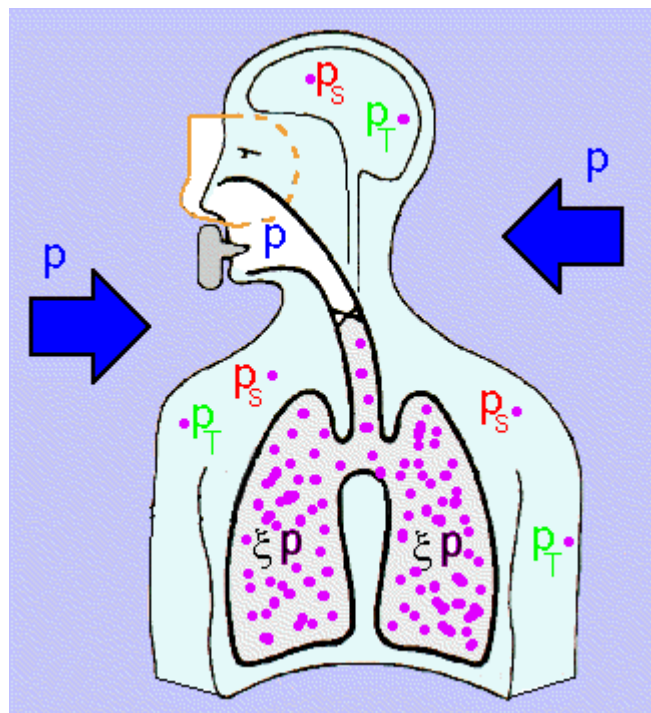


Fig.1: Pressioni agenti sul corpo di un subacqueo

La situazione è quindi quella di fig. 1 in cui le molecole di azoto di colore viola permeano tutto il corpo del subacqueo assumendo una pressione p_s nel sangue e p_t nei tessuti. Il passaggio dai polmoni, in cui l'azoto si trova alla pressione ξp (dove ξ è la frazione di azoto nella miscela respirata e vale 0.79 nel caso dell'aria) verso il sangue e i tessuti avviene per diffusione, come è indicato schematicamente in fig. 2.

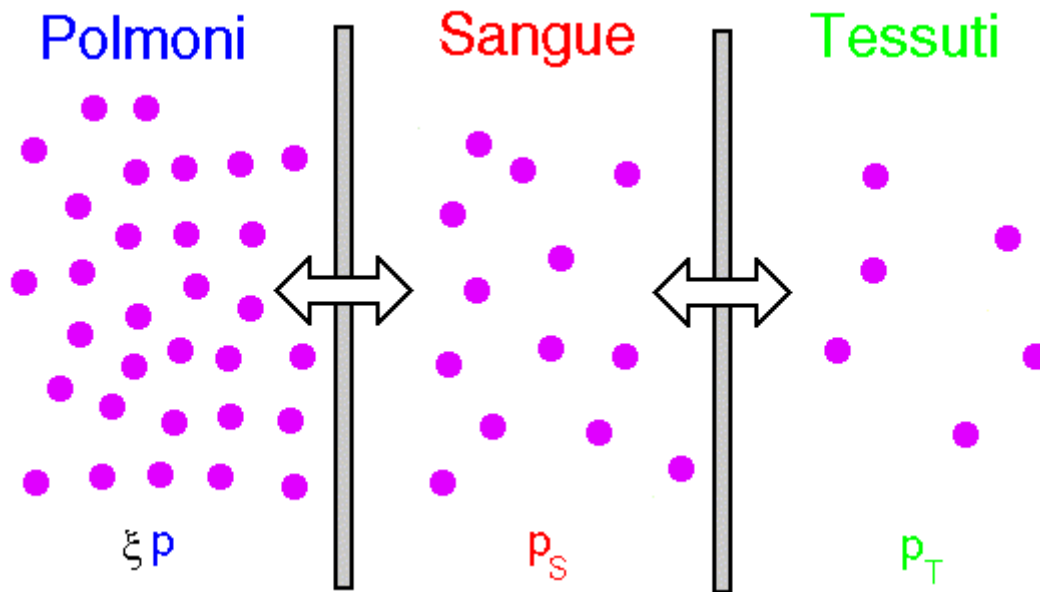


Fig. 2: Processo di trasferimento dell'azoto tra polmoni, sangue e tessuti

Il processo secondo cui l'azoto passa dagli alveoli polmonari al sangue (o viceversa) è però basato su di un meccanismo di scambio particolarmente efficiente. Per questo motivo, almeno in prima approssimazione, si può ritenere che la pressione dell'azoto presente nel sangue sia eguale alla pressione dell'azoto nei polmoni e cioè si assume $p_s = \xi p$. Il sangue a sua volta irrori i tessuti, cedendo loro molto lentamente l'azoto.

In conclusione si fa l'ipotesi che l'azoto respirato e presente nei polmoni venga ceduto istantaneamente dai polmoni al sangue, trasportato senza apprezzabili ritardi ai tessuti e poi ceduto a questi ultimi per lenta diffusione attraverso le pareti dei capillari.

La diffusione dell'azoto dal sangue ai tessuti e viceversa.

Tutti i tessuti del corpo umano sono più o meno permeati da una fitta rete di capillari che trasportano l'azoto respirato dai polmoni ai tessuti e viceversa. Se si seziona un tessuto e se ne prende in esame una piccola fetta sottile si può supporre che essa abbia una struttura simile a quella di fig. 3 in cui compaiono quattro capillari (cerchi bianchi) disposti ai vertici di un quadrato e circondati dal tessuto molle supposto uniforme. Si faccia l'ipotesi che il sangue sia ricco di azoto, come avviene durante una immersione e i capillari lo stiano cedendo al tessuto. Il colore, che nella suddetta figura sfuma dal rosso vivo al blu, rappresenta la concentrazione istantanea di azoto che uscendo dai capillari penetra lentamente nel tessuto circostante. Come si vede le zone poste in prossimità dei capillari sono colorate in rosso vivo ad indicare che ivi la densità di azoto è elevata mentre le zone più lontane sono colorate in blu per indicare che in zone più distanti la densità di azoto presente è minore. Ovviamente la situazione descritta si evolve col tempo.

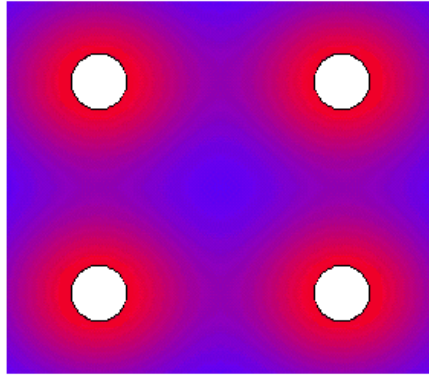


Fig.3: Sezione di tessuto con capillari da cui diffonde l'azoto.

L'immagine di fig. 3 pur essendo abbastanza significativa si può sostituire con quella del tutto equivalente ma più intuitiva riportata in fig. 4 in cui la concentrazione istantanea di azoto è descritta a mezzo di una immagine tridimensionale. Una superficie disposta idealmente al di sopra della sezione di tessuto (non indicata in figura) rappresenta la concentrazione del gas in ogni punto: più alta è la superficie maggiore è la concentrazione (pressione) di azoto presente.

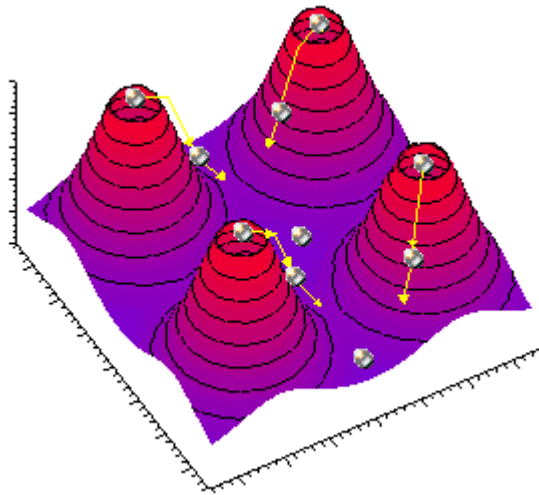


Fig.4: Superficie tridimensionale rappresentante la concentrazione di azoto nella sezione di tessuto.

La figura tridimensionale ha il vantaggio di consentire una spiegazione intuitiva del fenomeno di diffusione dell'azoto. Si può infatti immaginare che le molecole di azoto, che escono dalle pareti dei capillari, siano delle palline metalliche che, partendo dall'alto cioè dai capillari a pressione elevata, rotolano lungo i fianchi della collina (superficie colorata) andando a saturare il tessuto circostante. Ovviamente si tratta solo di un modo arbitrario anche se intuitivo di rappresentare il fenomeno dato che le molecole non sono soggette alla forza di gravità ma escono dai capillari per diffusione. Il processo complessivo si può allora descrivere a mezzo di un filmato, i cui fotogrammi principali sono mostrati in fig. 5-a, b e c.

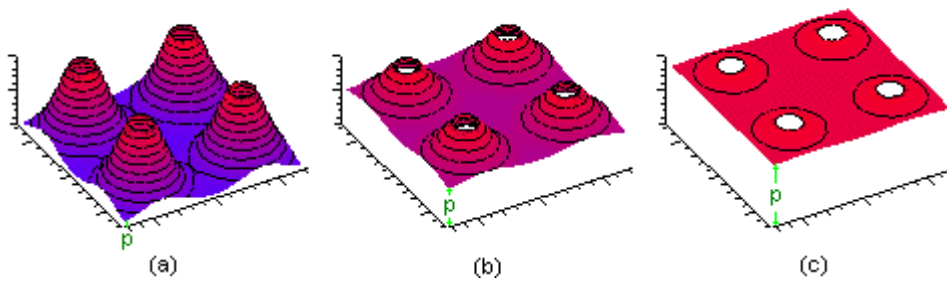


Fig. 5: Processo di saturazione del tessuto.

La fig.5-a rappresenta la situazione di un sub che si è appena immerso e, respirando azoto ad alta pressione, ha i capillari ricchi di tale gas mentre il tessuto circostante è ancora pressoché scarico. Dopo un certo tempo la fuoriuscita delle molecole di azoto dai capillari, favorita dalla pendenza inizialmente elevata della superficie circostante, provoca un riempimento parziale del tessuto (fig. 5-b). La superficie equivalente si innalza e i suoi pendii diventano meno ripidi per cui il processo di uscita del gas rallenta fino a raggiungere sempre più lentamente lo stato di saturazione finale indicato in fig.5-c. Come si vede in quest'ultima figura, il tessuto si è portato praticamente alla stessa pressione dei capillari e lo scambio di gas, non più favorito dalla pendenza della superficie, cessa.

Una situazione analoga ma opposta si ha quando il sub risale in superficie. In questo caso sono i tessuti ricchi di azoto che se ne liberano versando le molecole nei capillari come è mostrato in fig. 6.

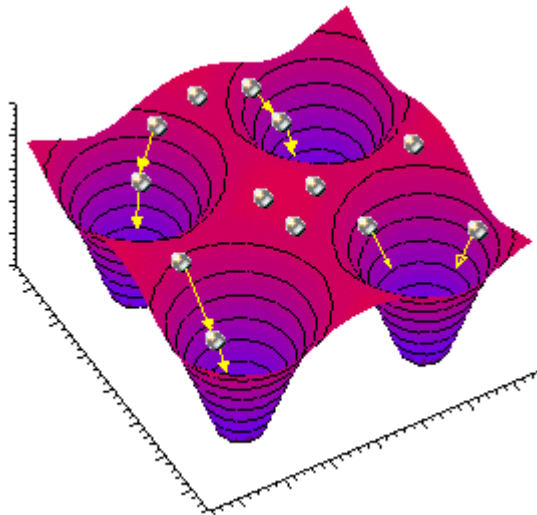


Fig.6: Effetto della risalita sulla distribuzione delle molecole di azoto nel tessuto.

I capillari si sono portati a bassa pressione a causa della risalita del sub e fungono da vie di scarico per le molecole di azoto che dal tessuto "rotolano" in essi per poi essere eliminate attraverso gli alveoli polmonari. Anche in questo caso si ha un filmato del processo di desaturazione, riportato in fig. 7.

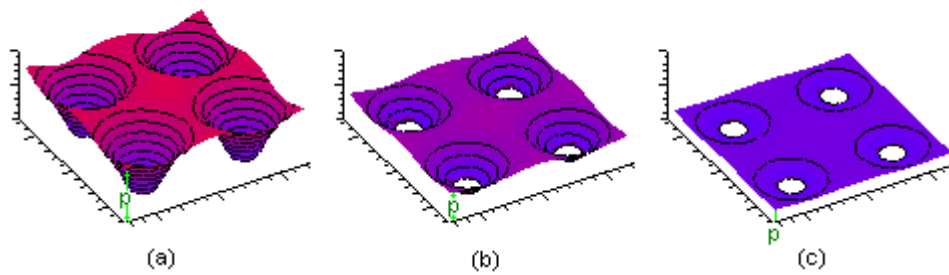


Fig. 7: Processo di desaturazione del tessuto.

Il processo inizia con il tessuto ricco di azoto e i capillari che lo drenano in modo molto efficace a causa della forte pendenza della superficie rappresentativa (vedi fig.7-a). Man mano che passa il tempo, il tessuto si impoverisce di azoto con conseguente abbassamento della superficie rappresentativa e della sua pendenza (fig.7-b), fino a che il tessuto si porta praticamente alla stessa pressione dei capillari (fig.7-c).

Se si traccia l'andamento temporale $p(t)$ della pressione di azoto in un punto particolare, per esempio in uno dei vertici della sezione (segmenti verdi in fig.5 e 7), durante i processi ora descritti, si ottiene un andamento come quello di fig. 8.

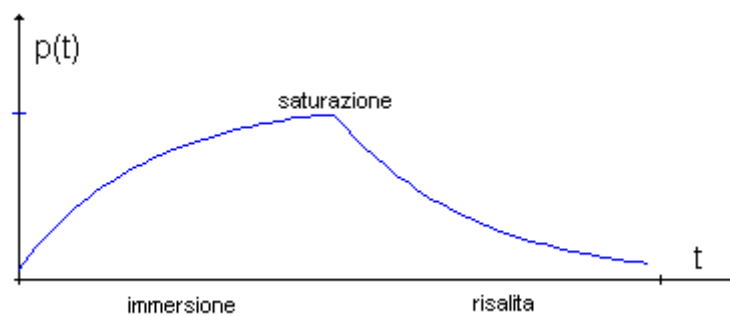


Fig.8: Andamento della pressione dell'azoto in un dato punto del tessuto.

Come si vede quando il sub si immerge si ha prima un rapido aumento di pressione corrispondente alla situazione di fig. 5-a, seguito poi da un fenomeno sempre più lento (fig.5-b) che tende alla saturazione (fig.5-c). Non appena il sub risale si ha una rapida diminuzione di pressione (corrispondente alla situazione di fig.7-a) seguita poi da una calata sempre più lenta (fig.7-b e c).

Benché le figure tridimensionali appena viste rappresentino in modo molto soddisfacente i fenomeni che avvengono in una sezione di tessuto, esse sono troppo complicate per essere utilizzate in pratica. Per questo motivo si preferisce descrivere il comportamento della sezione stessa con la pressione $p(t)$ di fig. 8 oppure con un valore analogo (ad esempio il *valore medio della pressione su tutta la sezione*, ossia l'altezza media della superficie rappresentativa). Se ciò non bastasse, in un tessuto esteso è possibile effettuare una quantità arbitrariamente grande di sezioni in punti diversi ad ognuno dei quali si può associare una diversa pressione rappresentativa $p(t)$. Anche in questo caso converrà fare una media ottenendo in tal modo una pressione $p_T(t)$ rappresentativa di una porzione estesa ma abbastanza omogenea del corpo umano.

Quello appena descritto è un procedimento alquanto grossolano che trascura completamente la presenza della distribuzione disuniforme dell'azoto evidenziata dalle figure 4,5,6 e 7. Esso *assimila*

il tessuto ad un contenitore a pressione uniforme collegato al sistema vascolare da cui riceve azoto mediante il processo di diffusione attraverso le pareti dei capillari. Si parla in questo caso di **diffusione di massa** (bulk diffusion) per indicare che si fa una media e non si tiene conto della distribuzione molto differenziata dell'azoto che si ha in parti anche tra di loro molto vicine di tessuto. Questo deve far riflettere il lettore sulla rozzezza e sui limiti del modello descrittivo che ne consegue. Il problema si può comunque mitigare utilizzando un *numero sufficientemente elevato di compartimenti* ciascuno con una pressione p_T (anch'essa ottenuta con l'ipotesi di una bulk diffusion locale) avente caratteristiche di evoluzione nel tempo del tipo di quelle riportate in fig. 8 ma con velocità notevolmente diverse in modo da rappresentare abbastanza fedelmente tutti i principali tessuti del corpo umano.

In tali ipotesi l'incremento Δp_T di pressione dell'azoto nel compartimento in esame durante l'intervallo di tempo Δt si può assumere proporzionale alla differenza tra la pressione dell'azoto presente nel sangue e quella (uniforme) presente nel compartimento stesso (fenomeno della diffusione). In altre parole si ha:

$$\Delta p_T = \Delta t (p_s - p_T) / \tau \quad (2)$$

dove p_s e p_T sono dei particolari valori assunti dalle pressioni nel sangue e nei tessuti, rispettivamente, durante l'intervallo di tempo Δt considerato. Il coefficiente τ , detto *costante di tempo* del tessuto (o meglio del compartimento che lo rappresenta), dà invece conto della diversa velocità con cui i vari tessuti del corpo umano assorbono o cedono azoto (essa è legata al cosiddetto periodo di emiasaturazione P dalla relazione $P = \tau \log 2$). Come già accennato le varie parti del corpo umano assorbono azoto a velocità differente per cui si devono prendere in considerazione separatamente gruppi di tessuti cosiddetti veloci (reni, fegato, cervello...) aventi una τ piccola, tessuti medi (pelle, muscoli...) aventi una τ media e tessuti lenti (articolazioni, ossa, grasso...) aventi una τ grande. Normalmente un computer subacqueo effettua il calcolo per 6 oppure 8 o ancor più compartimenti diversi con periodi che vanno da pochi minuti fino a qualche ora.

Il calcolo dei valori assunti dalla pressione p_T di azoto in un compartimento si può effettuare per via numerica utilizzando la equazione (2). Indicando infatti con t_1 , e t_2 due istanti di tempo successivi, si ha:

$$[p_T(t_2) - p_T(t_1)] = (t_2 - t_1) [p_s - p_T(t_1)] / \tau \quad (3)$$

in cui a p_s di solito si assegna il valor medio della pressione di azoto respirato (curva rossa) dal sub nell'intervallo di tempo compreso tra t_2 e t_1 . Si noti che in queste ipotesi la (3) è una espressione approssimata che è tanto più valida quanto più è piccola la differenza $(t_2 - t_1)$. Misurando la profondità negli istanti t_1 e t_2 il computer che accompagna il sub può calcolare $p_s = \xi p$ a mezzo dell'eq. (1) e quindi ottenere $p_T(t_2)$ dalla (3) nota che sia $p_T(t_1)$. Ripetendo poi il procedimento a partire da $p_T(t_2)$ esso ricava $p_T(t_3)$ e via via tutti i valori di p_T di ogni tessuto durante tutta l'immersione. Come già detto il calcolo descritto è tanto più preciso quanto più piccola è la differenza tra i due istanti di tempo successivi considerati. Normalmente, essendo i valori delle costanti di tempo dei tessuti dell'ordine dei minuti, intervalli di tempo anche di parecchi secondi garantiscono una precisione più che soddisfacente.

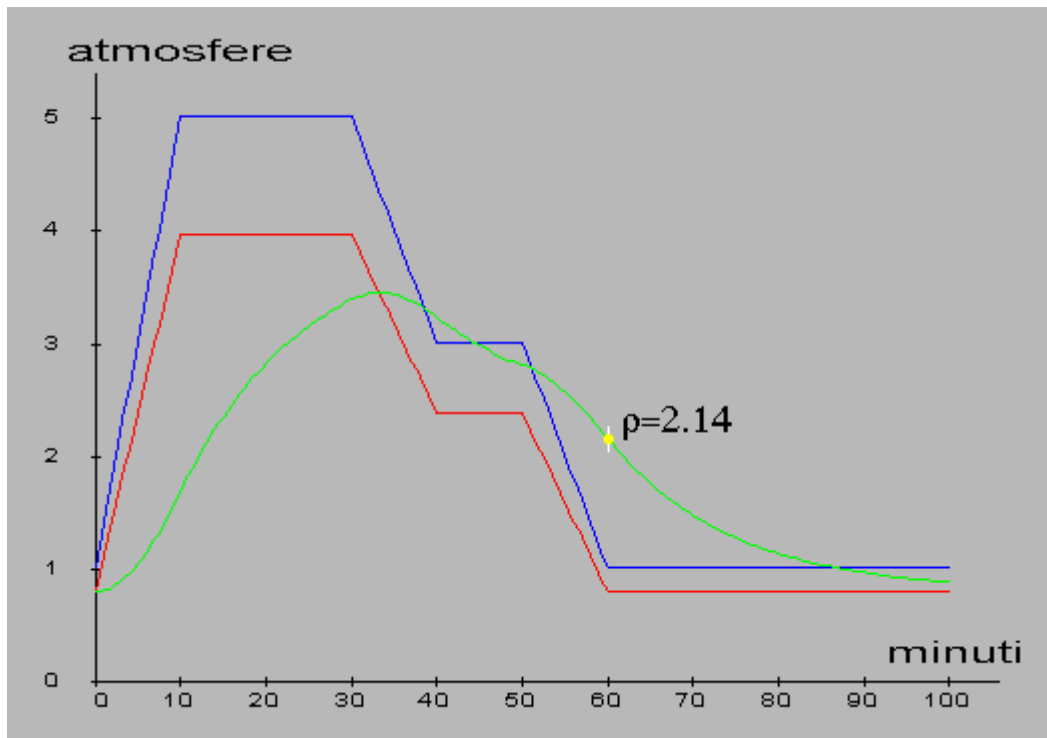


Fig.9: Tipico esempio di immersione ricreativa

In fig. 9 vengono riportate le tre curve, blu per la pressione p della miscela respirata, rossa per la pressione p_s dell'azoto nel sangue e verde per la pressione p_T dell'azoto in un dato tessuto per un tipico profilo di immersione. Il sub prima si porta a profondità elevate (40 mt. ossia 5 atm.), rimanendovi per 20 minuti, poi risale fino a una certa quota intermedia (20 mt. ossia 3 atm.) e infine dopo una permanenza a tale quota di 10 minuti, risale in superficie. Come si vede la curva verde della pressione di azoto nel tessuto segue con ritardo la curva rossa tanto che una volta in superficie il sub si trova ad avere un carico residuo di azoto nel tessuto di entità molto più elevata del normale e che può essere tale da provocare la malattia da decompressione.

La malattia da decompressione e il rapporto di sovrasaturazione.

Per verificare se si può verificare la malattia da decompressione (MDD) occorre considerare il rapporto numerico tra **curva verde e curva blu**. In altre parole si ritiene (teoria di Haldane) che il sub sia esposto a pericolo di MDD ogniqualvolta il rapporto $\rho = p_T/p$ tra la pressione p_T dell'azoto nel tessuto e la pressione idrostatica p supera un certo valore critico ρ_{max} , detto **rapporto critico di sovrasaturazione**, che dipende da tessuto a tessuto. Questo perché la MDD può verificarsi in un tessuto ricco di azoto quando la pressione idrostatica che grava su di esso scende al di sotto di un certo valore.

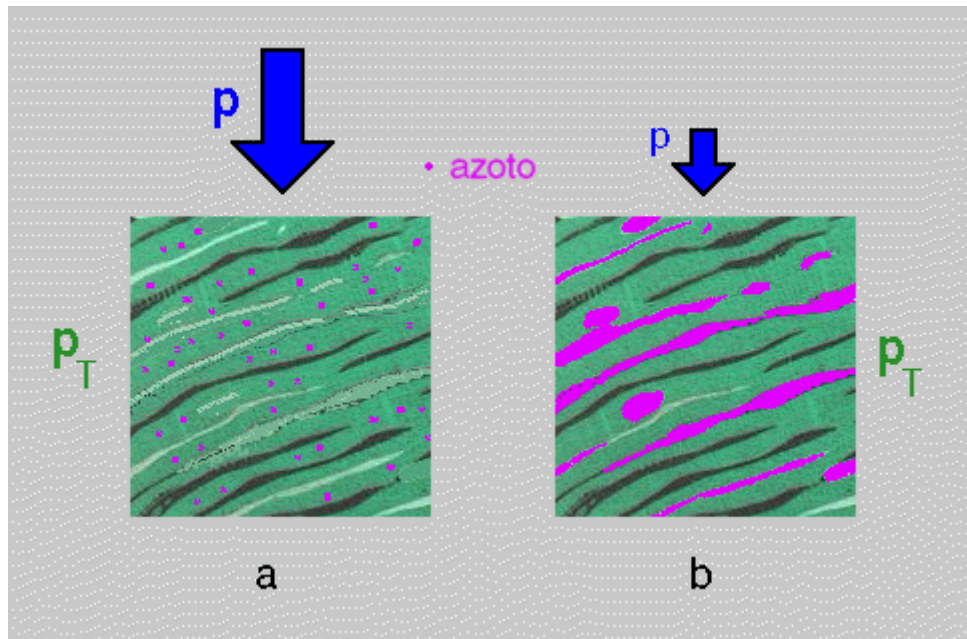


Fig. 10 a e b: Processo di formazione di bolle di azoto in un tessuto

Nel tessuto compresso dalla pressione idrostatica di elevata intensità (fig. 10-a) le molecole di azoto rimangono disperse mentre quando la pressione idrostatica **p** cala oltre un certo limite le piccole cavità, gli alveoli ecc. (zone chiare di fig. 10-a) si dilatano e si riempiono di azoto in forma di bolle come indicato in fig. 10-b. Queste bolle possono provocare danni di varia entità al tessuto dando luogo alla cosiddetta MDD.

Per concludere mentre l'assorbimento (e il rilascio) dell'azoto è controllato dalla curva rossa (azoto nel sangue), la malattia da decompressione è controllata dal rapporto tra curva blu (pressione idrostatica) e curva verde (pressione nel tessuto).

È interessante notare a questo proposito che la curva blu non dipende dal tipo di miscela respirata (essa dipende solo dalla profondità) mentre vi dipende la rossa.

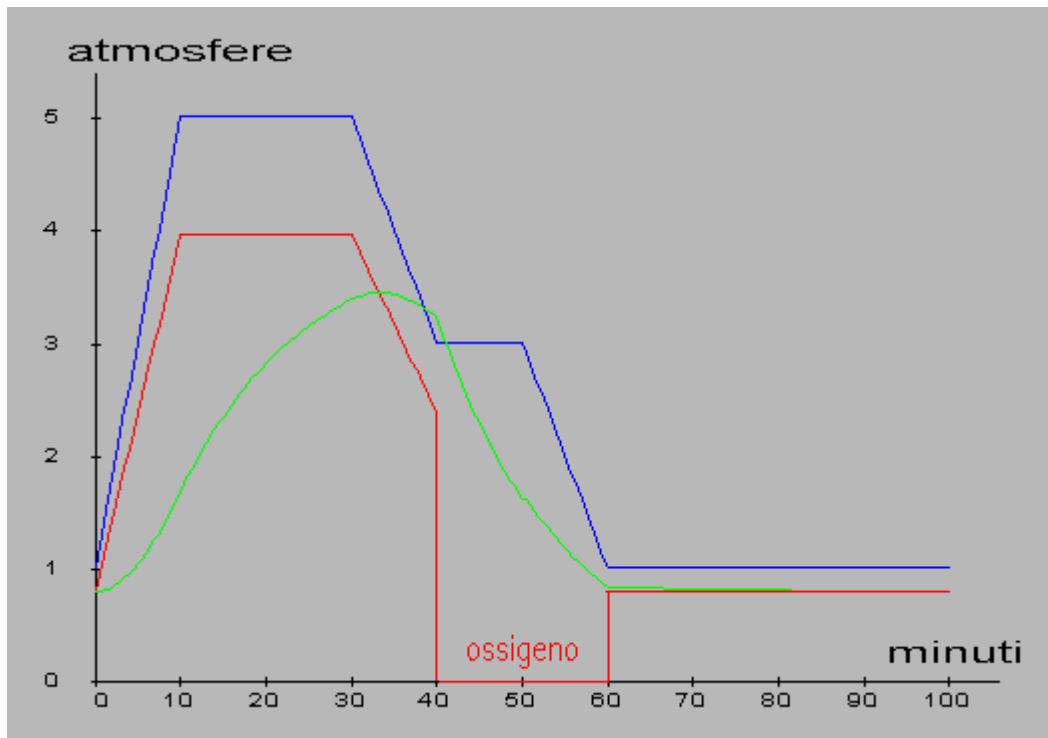


Fig.11: Effetto della respirazione di ossigeno puro

In fig. 11 è riportata l'immersione di fig. 9 in cui al sub viene fatto respirare ossigeno puro a partire dal tempo $t_a = 40$ minuti e fino in superficie. Come si vede la curva rossa (pressione dell'azoto nei polmoni e nel sangue) precipita a zero ($\xi = 0$) e favorisce una rapida evacuazione dell'azoto dal tessuto (curva verde). In questo modo il rapporto ρ tra curva verde e blu (quest'ultima rimasta inalterata) risulta molto più piccolo: in fig.11 esso è addirittura minore di 1 in superficie!

Ovviamente questo esempio ha un valore puramente teorico ed indicativo dato che la respirazione di ossigeno puro a 20 metri sarebbe per altri motivi molto pericolosa!

Una situazione analoga si ha quando il sub usa il Nitrox. In fig. 12 è riportato il caso dell'immersione di fig. 9 con l'uso di EAN36. Come si vede la curva verde risulta abbassata in modo che il rapporto ρ assume valori minori che nel caso dell'aria (esso assume il valore massimo pari a 1.74 in superficie), garantendo al subacqueo un maggior margine di sicurezza.

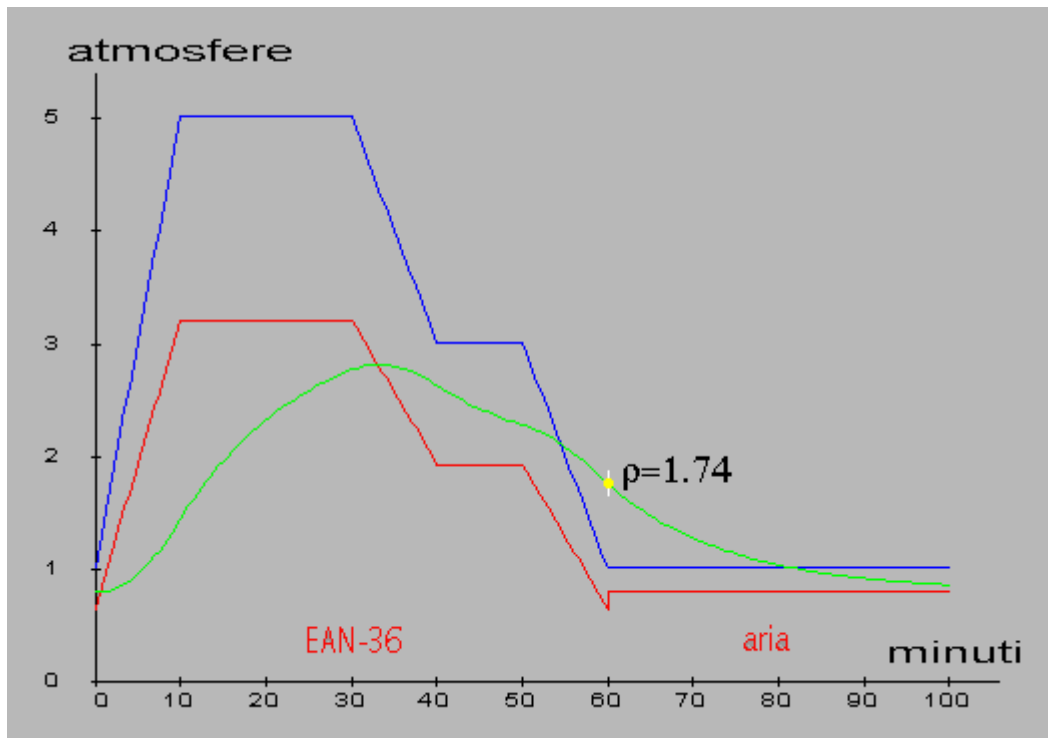


fig. 12: Immersione con Nitrox

Un altro modo per abbassare i valori di ρ consiste nell'introdurre la ben nota sosta di sicurezza a 5 metri. Questa tappa è stata aggiunta a conclusione dell'immersione presa in esame nella fig. 9 e il risultato ottenuto è riportato in fig. 13.

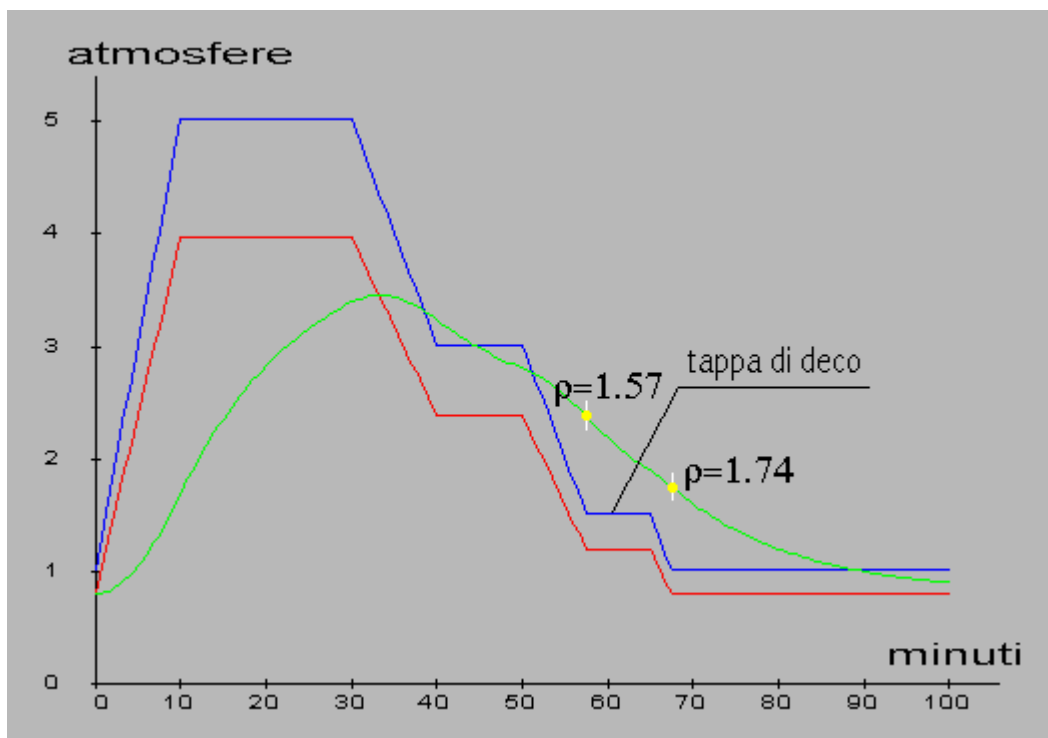


Fig.13: Effetto della sosta di sicurezza a 5 metri

È facile vedere che la curva di p_T viene influenzata poco dall'introduzione della tappa in questione mentre viene innalzato per un certo tempo il valore di p che sta a denominatore di ρ abbassandone così il valore a livelli inferiori a quelli critici e permettendo una riemersione con margini di sicurezza superiori (il massimo valore di ρ si ottiene in superficie e vale 1.74 contro i 2.14 che si avevano senza sosta di sicurezza, vedi fig. 9).

Qual'è il tessuto più esposto?

Se si calcola il diagramma tipico delle pressioni per tre tessuti, uno veloce, uno medio e uno lento si vede subito che i tessuti più esposti al pericolo di MDD sono di solito quelli medi.

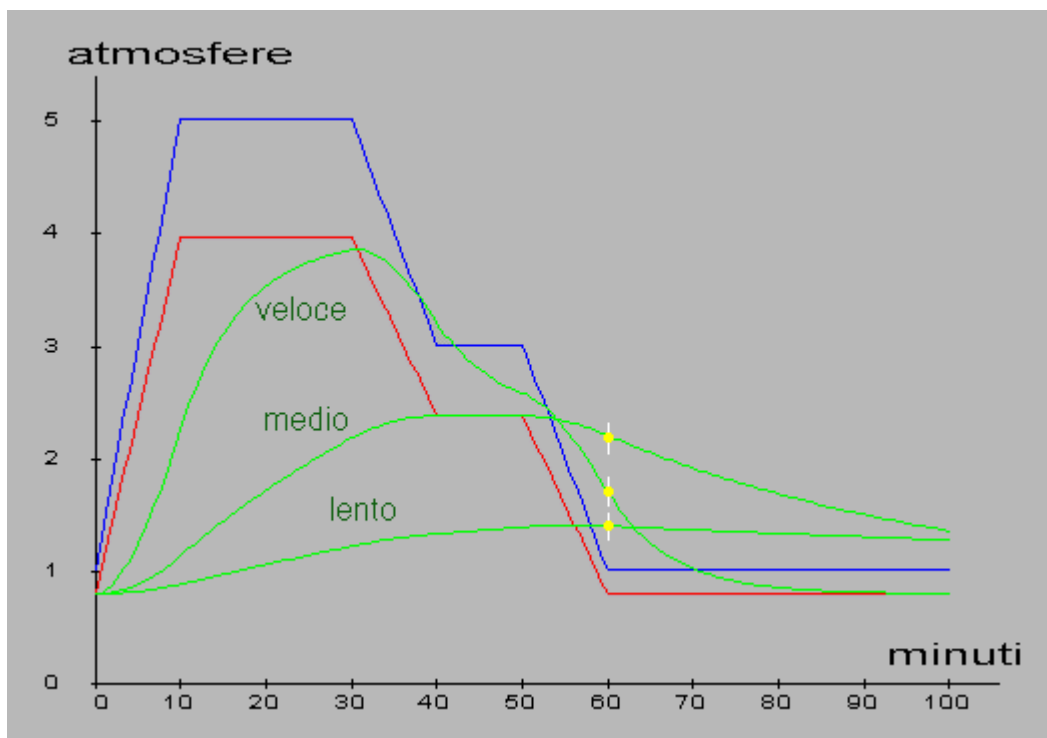


Fig.14: Andamento della pressione di azoto in tre tessuti con velocità differenti

In fig. 14 viene infatti riportato il caso di tre tessuti, uno veloce, uno medio e uno lento e si vede chiaramente che quello medio ha il maggior valore di ρ in superficie.

La formazione delle bolle nei tessuti.

La malattia da decompressione è dovuta alla formazione di bolle di dimensioni sufficientemente grandi da ostruire i capillari, comprimere i nervi e causare danni di varia natura nei tessuti e nei giunti del corpo umano. Una bolla di gas che si forma in un liquido si trova sottoposta essenzialmente a tre tipi di pressione tra di loro in equilibrio come è mostrato in fig. 15.

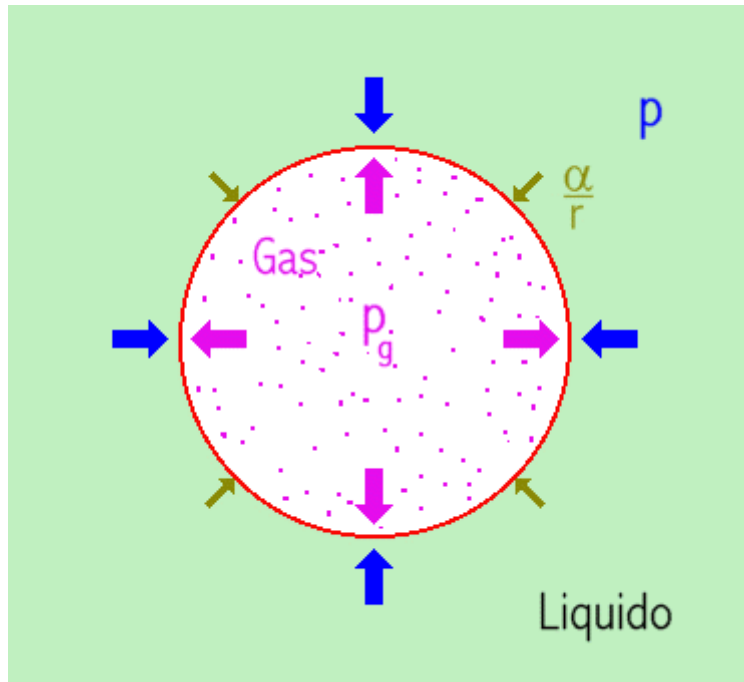


fig. 15: Pressioni agenti in una bolla di gas immersa in un liquido

La p_g è la pressione del gas all'interno della bolla che obbedisce alla legge di Boyle-Mariotte e vale quindi:

$$p_g = V_0 / (4/3\pi r^3)$$

dove r è il raggio della bolla e V_0 è il volume che occuperebbe il gas se si trovasse alla pressione di una atmosfera.

La p_g deve contrastare sia la pressione idrostatica esterna p che la *tensione superficiale* α/r . Quest'ultimo termine è dovuto al fatto che le molecole della pellicola di liquido che circonda il gas si attirano reciprocamente e stingono quindi quest'ultimo in un abbraccio la cui intensità (pressione) cresce al decrescere del raggio della bolla stessa. Si ha perciò:

$$p + \alpha/r = V_0 / (4/3\pi r^3) \quad (4)$$

dove α è un coefficiente dipendente dalle caratteristiche chimico-fisiche del liquido.

La Eq. (4), una volta nota la pressione idrostatica p e la quantità di gas V_0 racchiuso nella bolla, consente di calcolare il valore del raggio assunto dalla bolla. In fig. 16 è riportata la variazione del raggio al variare della pressione idrostatica p per valori differenti del volume V_0 del gas racchiuso cioè per bolle di diverse dimensioni.

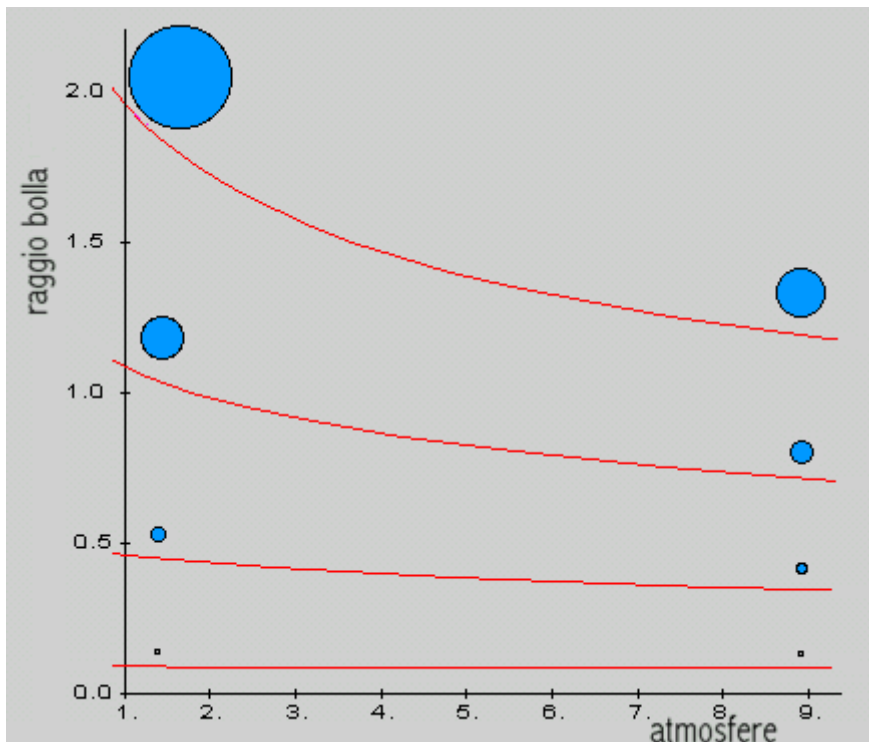


fig. 16: Raggio delle bolle al variare della pressione idrostatica p

Osservando tale figura si nota un fatto a prima vista sorprendente: le bolle di piccole dimensioni eventualmente presenti nei liquidi di un subacqueo restano inalterate, cioè non variano in modo apprezzabile il loro raggio, durante tutta l'immersione anche quando il sub scende a profondità molto elevate (80 m. ossia 9 atm.). Solo le bolle più grandi sono influenzate dalla variazione delle pressione esterna e di conseguenza variano il loro raggio durante l'immersione.

L'indipendenza della dimensione delle bolle più piccole dalla pressione p si spiega col fatto che nella Eq. (4) i termini col raggio r a denominatore assumono valori molto grandi per cui il valore di p risulta trascurabile e la bolla si assesta su di un raggio dato dalla relazione approssimata:

$$r^2 = V_0 / (4/3\pi \alpha) \quad (5)$$

indipendente da p .

Sono stabili le bolle?

In teoria no: una bolla di gas immersa in un liquido dovrebbe sgonfiarsi e sparire in un tempo abbastanza breve (ad esempio una bolla sferica d'aria avente un raggio di 10 micron, posta nell'acqua a temperatura ambiente, dura al massimo 7 secondi). La *tensione superficiale* comprime infatti il gas all'interno della bolla e gli fa acquistare una pressione superiore a quella del gas disciolto nel liquido circostante. In conseguenza di questo squilibrio il gas tende a uscire dalla bolla che si sgonfia e scompare. Tuttavia è noto sperimentalmente che molte bolle, soprattutto di piccole dimensioni, si mantengono per lungo tempo all'interno di un liquido. Per spiegare questo apparente paradosso si è postulata la presenza di sostanze attive nel liquido che intervengono conferendo stabilità alla bolla. Tali sostanze, dette *surfattanti* (*surfactants*), fungono da impalcatura che impedisce alle bolle sia di contrarsi, sia eventualmente di dilatarsi. In pratica i *surfattanti* creano uno strato di sostegno semirigido all'interno della bolla (indicato in rosso in fig. 15) che annulla la

tensione superficiale. In assenza di quest'ultima la pressione del gas all'interno è eguale a quella del gas disperso nel liquido e la bolla non si sgonfia né si accresce.

Ma questi surfattanti sono in grado di stabilizzare qualsiasi bolla?

Ovviamente no. Al contrario essi sono in grado di stabilizzare solo le bolle il cui raggio appartiene ad un intervallo di valori piuttosto ristretto. Bolle troppo grandi richiedono una impalcatura di stabilizzazione troppo estesa e soggetta quindi a cedere con facilità. Solo al di sotto di un certo raggio il surfattante forma una impalcatura efficace che è tanto più solida quanto minore è il raggio della bolla da stabilizzare. La situazione è allora quella di fig. 17 che mostra la quantità di bolle per unità di volume in un liquido al variare del raggio.

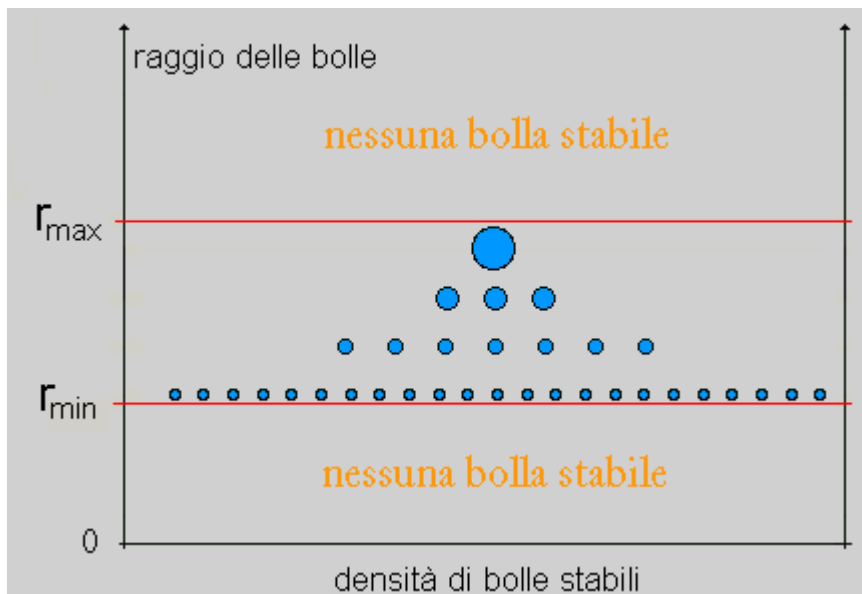


Fig.17: Distribuzione delle bolle stabilizzate dai surfattanti al variare del raggio.

Come si vede al di sopra di un certo raggio r_{max} le bolle non si sostengono, mentre al decrescere del raggio il loro numero aumenta perché aumenta l'efficacia del surfattante. Esiste però un raggio minimo r_{min} al di sotto del quale le bolle scompaiono improvvisamente. Perché? Si è già visto che il surfattante crea una impalcatura che equilibra la tensione superficiale. L'intensità di tale tensione è però inversamente proporzionale al raggio per cui, quando quest'ultimo tende a zero, il suo valore supera ogni limite facendo cedere di schianto il surfattante. Si pensi che nell'acqua, una microbolla d'aria di raggio pari ad un millesimo di micron e' sottoposta ad una tensione superficiale di circa 750 atmosfere! Una volta priva dell'impalcatura del surfattante la microbolla non più stabilizzata evapora in frazioni di secondo.

Tutto questo porta ad una conclusione abbastanza sorprendente: se si aumenta la pressione idrostatica, i raggi delle bolle presenti diminuiscono (come mostrato in Fig. 16) e non appena essi scendono al di sotto di r_{min} il surfattante si frantuma e la bolla corrispondente evapora. Sperimentalmente si vede che una pressione idrostatica di circa 10 atmosfere è in grado di portare al di sotto delle soglie minima di sopravvivenza tutte le bolle normalmente presenti nel sangue di un sub alla prima immersione. La fascia di esistenza delle bolle che va da r_{min} a r_{max} è infatti molto ristretta.

Questo fatto è sfruttato in pratica dai sub profondisti che scendono ad altissima velocità, incuranti della eventuale formazione di microbolle indotte dal brusco salto di pressione (vedi nel seguito).

Una volta superati i 90-100 metri infatti tutte le bolle collassano e scompaiono. Va infine notato che a causa di un fenomeno di isteresi, il raggio minimo r_{\min} si sposta verso l'alto durante la successiva risalita. In altre parole perché si possano riformare le microbolle in risalita occorre scendere al di sotto delle 7-8 atmosfere (anziché 10). Questo consente al sub di risalire ad alta velocità da quote profonde fino a 60-70 metri senza pericolo.

La prima immersione.

Anzitutto quando il sub si immerge per la prima volta non avendo bolle di dimensioni apprezzabili nell'organismo che, in virtù di fig. 16, possano subire forti variazioni volumetriche durante la fase di risalita, sembrerebbe al riparo dai pericoli di MDD. Le microbolle inevitabilmente presenti, dovute alla circolazione del sangue, alle valvole cardiache che aprono e chiudono violentemente, al movimento dei muscoli e degli arti e ad altre cause come verrà descritto nel seguito, sono infatti di dimensioni microscopiche (diametri dell'ordine del micron) e quindi del tutto al riparo dagli effetti della variazione di p . Resta quindi da chiedersi il perché della MDD in questi casi. La risposta sta nel fatto che le microbolle presenti possono aggregarsi (fenomeno della **coalescenza**) e quindi aumentare il proprio raggio fino al superamento di quel raggio critico al di sopra del quale si ha un aumento notevole di volume durante la risalita.

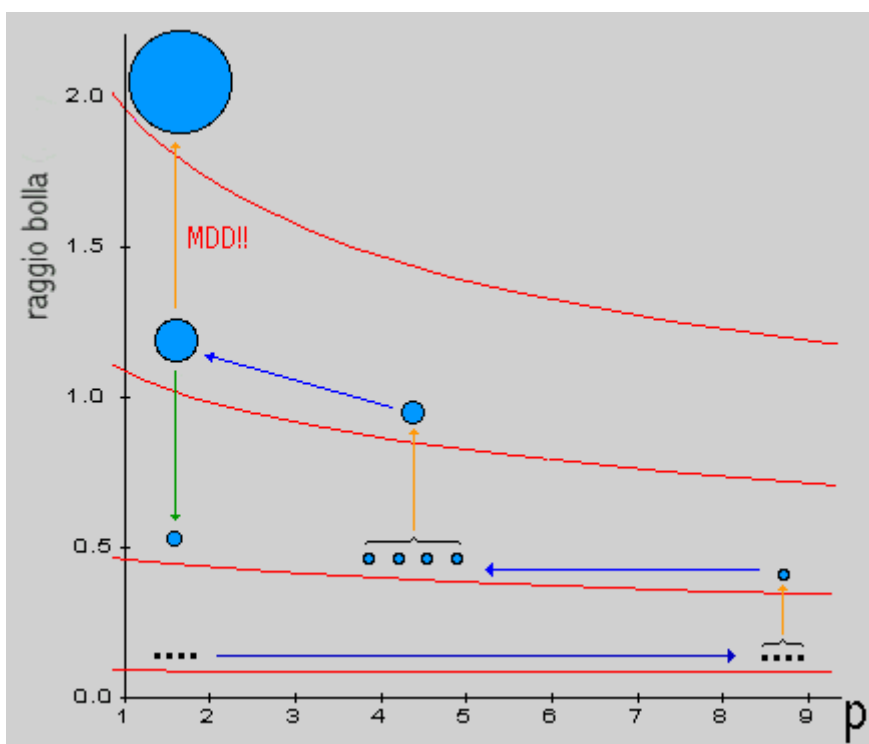


fig. 18: Coalescenza delle bolle durante una immersione

Questo processo viene descritto schematicamente in fig. 18 che utilizza le curve di variazione del raggio con la pressione, viste in precedenza. Come si vede il sub si immerge e le piccole bolle presenti nei suoi tessuti vengono portate a pressione elevata (freccia blu verso destra) senza subire variazioni apprezzabili. La pressione elevata favorisce però l'urto e la coalescenza per cui le piccole bolle si aggregano in una più grande (freccia arancione verso l'alto). Durante la risalita (freccia blu verso sinistra) molte di queste bolle appena formate si aggregano a loro volta per cui una volta in superficie il sub si ritrova con molte bolle di dimensioni piuttosto grandi anche se non ancora pericolose.

A questo punto si stabilisce una **competizione** tra la coalescenza (freccia arancione verso l'alto) e lo sgassamento spontaneo delle bolle (freccie verdi verso il basso). Se prevale il primo si ha la MDD altrimenti alla fine rimarranno bolle di piccole dimensioni.

Questa competizione, dal cui esito dipende la salute del subacqueo, può avere esito favorevole o sfavorevole a seconda del comportamento che il sub stesso tiene subito dopo la risalita. L'esercizio fisico (lunghe nuotate per raggiungere la barca o la riva) favorisce il contatto e l'aggregazione delle bolle e quindi può far pendere la bilancia dalla parte della MDD. Anche una cattiva circolazione del sangue dovuta a disidratazione o alla esposizione a sorgenti calde quali docce, sole ecc. può, indebolendo il processo di rimozione del gas, favorire quest'ultima. La riimmersione per la liberazione di un'ancora o il recupero di oggetti caduti è estremamente pericolosa se fatta pochi minuti dopo l'emersione perchè la ricompressione che ne consegue non solo impedisce lo sgassaggio ma soprattutto favorisce il riavvicinamento, la collisione e quindi l'aggregazione delle bolle già considerevolmente cresciute.

Le immersioni successive.

Se un sub è abbastanza al riparo dalla MDD quando si immerge per la prima volta, lo stesso non può dirsi di quando si riimmerge dopo poche ore da una precedente immersione. Chiaramente anche se la competizione tra il fenomeno aggregativo e lo sgassaggio spontaneo delle bolle si era risolto a favore di quest'ultimo, è evidente che la situazione di partenza per la nuova immersione è molto cambiata. Soprattutto se l'intervallo di superficie, che in genere dovrebbe sempre superare le due ore, non è sufficiente, molte di più saranno le microbolle presenti, sia in numero che in volume, come si vede anche dalla fig. 18, e molto maggiori dovranno essere le precauzioni per evitare la MDD.

Tra l'altro un numero più elevato di microbolle altera anche il processo di diffusione del gas dai tessuti al sangue, allungando i periodi dei tessuti stessi durante la fase di risalita e diminuendo in tal modo la capacità dell'organismo di liberarsi dall'eccesso di azoto.

Ma perché si formano le microbolle? Attenzione alle discese e alle risalite troppo rapide!

Da quanto detto risulta chiaro che il sub è esposto alla MDD se le microbolle presenti nel suo organismo crescono per coalescenza e raggiungono dimensioni tali da interagire con il tessuto circostante ostruendo i capillari arteriosi e comprimendo i nervi. Resta però il problema di vedere quali sono le cause di formazione dei nuclei iniziali senza i quali la MDD sarebbe virtualmente impossibile. Come già accennato in precedenza vi sono moltissime cause di formazione delle microbolle, ad esempio la chiusura e apertura delle valvole cardiache che possono creare fenomeni vorticosi (cavitazione) con conseguente formazione di nuclei gassosi che poi vengono messi in circolo. Se a questo e ad altri fenomeni non si può evidentemente porre rimedio, ve ne è un altro, forse ancor più dannoso, che invece può essere almeno in parte evitato: esso è la formazione di microbolle per discesa troppo rapida. Nel paragrafo relativo alla diffusione dell'azoto dai tessuti ai capillari si è mostrato come sia possibile visualizzare intuitivamente tale fenomeno a mezzo di una superficie lungo la quale le molecole di azoto "rotolano" dai capillari al tessuto circostante.

Si supponga allora di effettuare una discesa molto rapida in modo che la differenza di pressione tra sangue arterioso e tessuti raggiunga valori particolarmente elevati. La situazione è allora quella di fig. 19 in cui il forte salto di pressione provoca la "caduta" quasi verticale delle biglie metalliche che rappresentano le molecole di azoto le quali raggiungono il fondo (tessuto) ad alta velocità.

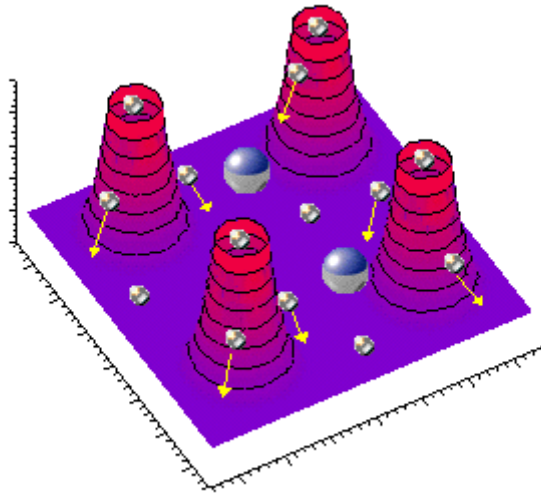


Fig.19: Uscita violenta delle molecole dai capillari e formazione di microbolle nei tessuti per discesa troppo rapida.

L'urto che ne consegue può provocare l'aggregazione delle molecole che formano piccole bolle nel tessuto, come è mostrato in figura. Queste ultime sono i nuclei che durante la risalita successiva possono coalescere e dar luogo a MDD. Per rendersi conto di quanto violento possa essere questo fenomeno di travaso di gas da capillari a tessuti, basta pensare a quel che accade quando si preme la valvola di erogazione di un secondo stadio sott'acqua: si crea un flusso d'aria che genera un turbine di bolle di vaste proporzioni. Ebbene il salto di pressione che crea questo turbine di bolle è eguale al salto di pressione tra capillari e tessuti in un sub che scende rapidamente fino a 100 metri. Anche ammettendo di raggiungere quote molto meno profonde, è chiaro che lo sfortunato subacqueo il quale, respirando aria compressa, scende a velocità elevata, si trova in breve ad avere nel proprio organismo milioni di capillari che soffianno gas verso i tessuti con una violenza paragonabile a quella di un secondo stadio in erogazione libera!

A questo proposito va detto che un caso particolare è quello in cui si raggiungono e si superano i 90 -100 metri di profondità. In questa ultima evenienza, come è stato illustrato in precedenza a proposito dell'azione dei surfattanti, la pressione idrostatica sarebbe in grado di far collassare tutte le bolle che eventualmente si sono formate, permettendo quindi una discesa veloce e senza pericoli. Naturalmente si tratta di procedure alla portata di sub molto esperti e che si immergono con le miscele. Per concludere, vale la regola generale che, **più lenta è la discesa, minore sarà la formazione di microbolle e quindi minori saranno i pericoli successivi di MDD!**

Ovviamente un fenomeno analogo anche se inverso si ha durante la risalita rapida come è mostrato in fig. 20.

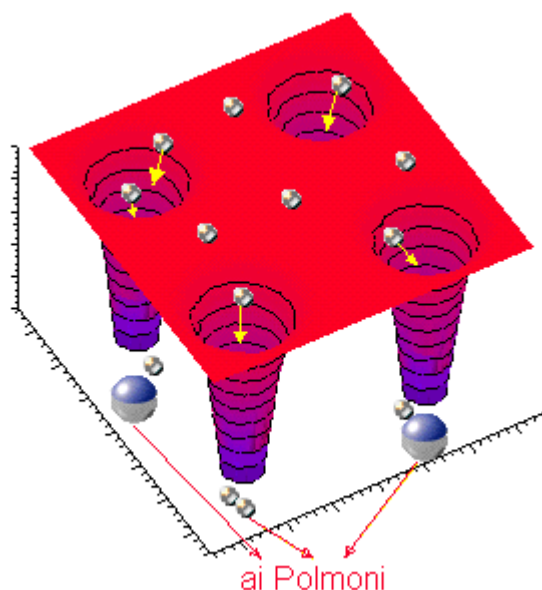


Fig.20: Uscita violenta delle molecole dal tessuto verso i capillari durante la risalita, con formazione di microbolle.

Si ha una fuoriuscita violenta delle molecole di gas che dal tessuto vanno verso le zone la cui pressione idrostatica si è abbassata bruscamente a causa della risalita veloce. Questo fenomeno potrebbe essere poco pericoloso se le microbolle si formassero solo nei capillari venosi. Essi infatti sono condutture che si vanno via via allargando e quindi le bolle possono essere eliminate senza difficoltà. È ben noto infatti che il sangue venoso di un sub è particolarmente ricco di bolle dopo la risalita ma queste bolle sono generalmente asintomatiche. Occorre però tener conto che **il gas compresso può uscire con violenza anche verso i liquidi interstiziali che permeano i tessuti**. In questo caso le microbolle che si formano rimangono intrappolate e possono coalescere aumentando di volume ed esponendo il sub al pericolo di MDD. Questo tra l'altro è il motivo principale per cui alcune scuole di pensiero consigliano risalite lentissime.

In definitiva **è buona norma evitare sia le discese che le risalite veloci, per non esporre i tessuti del sub a bruschi salti di pressione.**

E se si formano grosse bolle che succede?

Se si formano bolle di dimensioni elevate occorre distinguere due casi. Se la bolla si forma nel sangue o nei liquidi interstiziali dei tessuti e non viene a contatto con superfici solide (pareti dei vasi o tessuti) essa tende a sgonfiarsi spontaneamente. A titolo di esempio si può seguire la sorte di una bolla di dimensioni medie che si trovi in un liquido durante la risalita del sub. Poiché la pressione idrostatica esterna p va rapidamente calando, l'elevata pressione interna p_i non risulta più equilibrata. Essa fa perciò dilatare la bolla (vedi fig. 16) fino a raggiungere un nuovo equilibrio in corrispondenza del quale la p_i si porta a valori di poco superiori, causa la tensione superficiale, a quelli della pressione ambiente p . Il tessuto o più precisamente il liquido disperso in esso e che circonda la bolla, specie se la risalita è stata veloce, non ha invece fatto in tempo a liberarsi dell'azoto in eccesso. Questo gas possiede quindi una concentrazione molto più elevata e tende a riversarsi nella bolla per diffusione, facendone crescere il volume in modo pericoloso. Questo travaso di gas dal tessuto alla bolla cessa solo quando il tessuto stesso si è desaturato. A questo punto il gas imprigionato nella bolla si trova con una pressione superiore a quella del gas esterno a

causa della tensione superficiale che comprime la bolla e comincia perciò ad uscire. La storia della bolla è perciò quella sintetizzata per fotogrammi successivi in fig. 21.

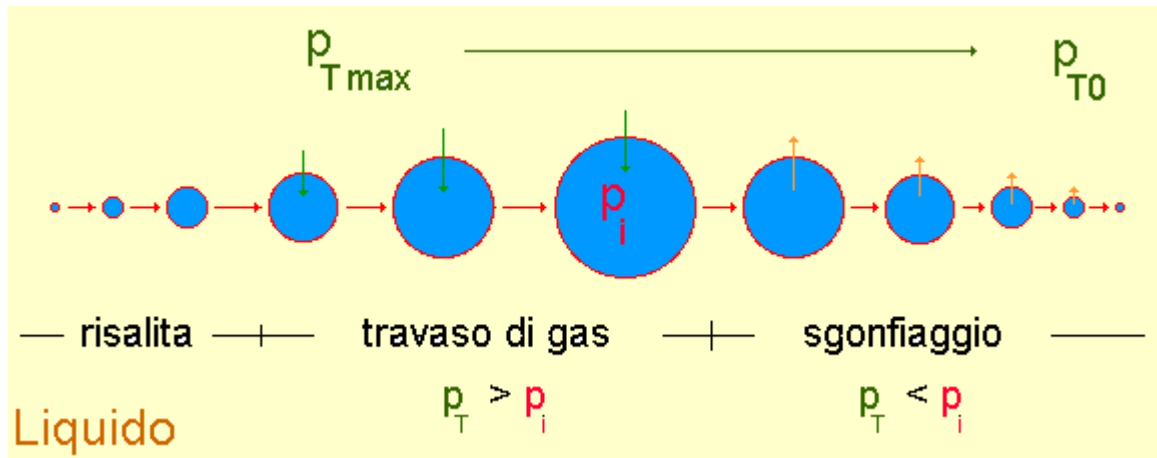


Fig.21: Evoluzione di una bolla immersa in un liquido durante e dopo la risalita in superficie.

Come si vede si hanno le seguenti tre fasi:

- crescita veloce ma non molto pronunciata, dovuta alla **risalita** rapida, e al conseguente calo della pressione ambiente p che comprime la bolla
- crescita più ampia ma più lenta dovuta alla **diffusione** del gas dal liquido del tessuto verso la bolla (la pressione p_T dell'azoto all'esterno della bolla supera di molto la pressione p_i dell'azoto all'interno della bolla)
- sgonfiaggio finale che inizia quando il liquido del tessuto si è in gran parte desaturato e la pressione dell'azoto all'interno della bolla riprende il sopravvento, grazie alla tensione superficiale, su quella dell'azoto all'esterno della bolla

Il destino finale della bolla sembrerebbe quindi in ogni caso la sua scomparsa o quantomeno la riduzione a innocua microbolla (resa stabile dai surfattanti). Perché allora la MDD? Il motivo è semplice: il fenomeno descritto in fig. 21 si basa sull'ipotesi di una bolla sferica e quindi soggetta alla tensione superficiale. Se, contrariamente a quanto assunto in fig. 21, la bolla si espande in un liquido di estensione limitata come avviene nei tessuti reali, essa può riempire in tutto o in parte lo spazio a disposizione e perdere la forma sferica, come è mostrato a titolo di esempio in fig. 22.

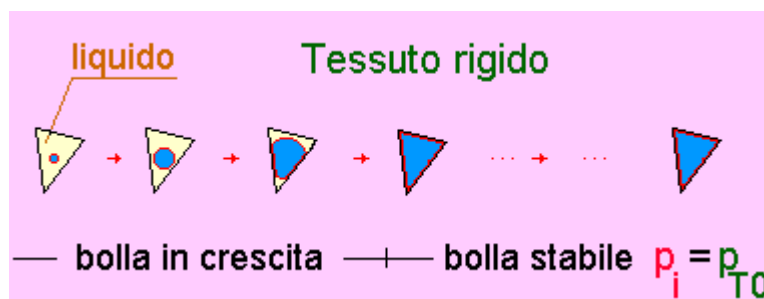


Fig.22: Crescita di una bolla in un ambiente limitato.

In questo esempio la superficie che delimita la bolla è formata da facce piane e quindi prive di tensione superficiale. La pressione interna p_i è del tutto eguale a quella esterna finale p_{TO} e così la bolla non si sgonfia mai e può provocare la MDD.

Ovviamente l'esempio di fig. 22 non esaurisce i casi di mutua interazione che si possono verificare tra bolle e tessuti. Una bolla si può formare anche tra le fibre prive di liquido di un tessuto (vedi ad esempio fig. 10), oppure all'interno di un capillare in cui forma un manicotto molto lungo che interrompe il flusso sanguigno ecc. In tutti questi casi però il motivo della permanenza della bolla è sempre lo stesso: la **perdita della forma sferica** e la conseguente scomparsa della tensione superficiale che favorisce lo sgonfiaggio. Infine questo grande numero di forme e casi possibili ha reso difficile, almeno fin'ora, la formulazione di un modello semplice per la descrizione dell'evoluzione delle bolle all'interno del corpo di un subacqueo.

La finestra dell'ossigeno e la cura della MDD.

Si è appena visto che una bolla di dimensioni sufficienti dispersa nel tessuto può essere in equilibrio con l'esterno e quindi rimanere stabile. Fortunatamente la situazione non è così compromessa come sembra dato che il gas che satura il corpo del sub e riempie la bolla non è solo azoto ma anche ossigeno. Quest'ultimo viene in parte metabolizzato all'interno della bolla trasformandosi quindi in anidride carbonica. Questo fatto non comporterebbe alcuna variazione della pressione e del volume della bolla dato che ogni molecola di ossigeno viene sostituita da una di anidride. L'anidride carbonica però gode della notevole proprietà di avere una grande libertà di movimento ossia di attraversare con grande facilità pareti, membrane e di sciogliersi molto bene nei liquidi e nel sangue. In breve, essa esce in gran parte dalla bolla e quindi la fa sgonfiare. Questo calo di pressione all'interno della bolla indotto dalla metabolizzazione dell'ossigeno e dalla successiva fuga dell'anidride carbonica prodotta, è denominato col termine tecnico di **finestra dell'ossigeno**. Ovviamente essa sta alla base dei trattamenti in camera iperbarica in cui al paziente viene somministrato ossigeno a pressioni moderatamente elevate. Se infatti si riuscisse a sostituire completamente l'azoto all'interno della bolla con l'ossigeno, quest'ultimo verrebbe metabolizzato e provocherebbe la scomparsa quasi totale della bolla stessa. Questo in pratica non avviene ma spesso la riduzione di volume indotta nelle bolle presenti è più che sufficiente dal punto di vista terapeutico.

Si possono identificare e misurare le bolle nell'organismo?

In generale è possibile farlo ma occorre utilizzare mezzi diagnostici molto sofisticati quale la TAC a risonanza magnetica nucleare o simili. Una tecnica di misura molto semplice ma di **portata diagnostica limitata** è invece quella basata sull'effetto doppler. Essa consiste nell'irradiare una parte del corpo con un fascio concentrato di onde acustiche ad alta frequenza (2 - 5 Mhz) emesse da un trasduttore **T** posto a diretto contatto con la zona in esame. Se nel circolo sanguigno sottostante vi sono bolle in movimento esse riflettono le onde sonore aumentandone la frequenza in funzione della velocità secondo la quale si muovono (effetto doppler), come è mostrato in fig. 23.

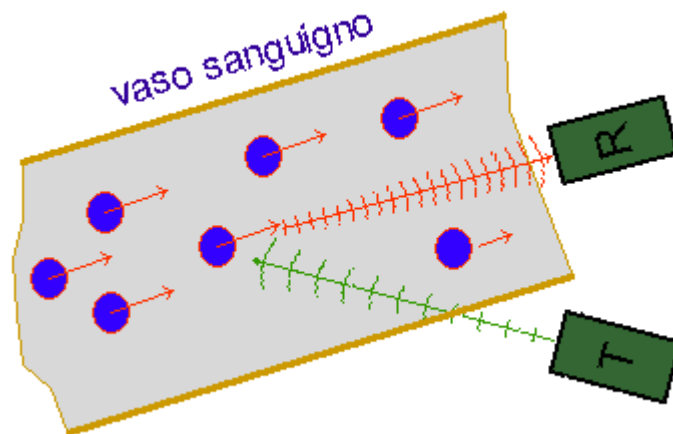


Fig.23: L'onda inviata dal trasmettitore T viene riflessa e aumentata in frequenza dalle bolle in movimento.

L'onda riflessa viene raccolta da un sensore **R** posto anch'esso esternamente e fatta passare attraverso un filtro sintonizzato su una frequenza leggermente superiore a quella incidente in modo da raccogliere solo le riflessioni dovute alle bolle in movimento. L'intensità della radiazione riflessa è in genere proporzionale al volume delle bolle. In questo modo si può valutare le dimensioni delle bolle in circolo nelle vene del sub subito dopo la risalita.

Le bolle evidenziate con la tecnica doppler sono quelle che provocano la MDD?

Assolutamente NO! Le bolle nel circolo venoso sono di solito eliminate dagli alveoli polmonari senza far danno. Inoltre non vi è alcuna evidenza né teorica né sperimentale che dimostri una correlazione diretta tra le bolle nel circolo venoso e le bolle nei tessuti che sono invece la vera causa della MDD. Proprio perché sono ferme e bloccate, **le bolle nei tessuti sono invisibili** alle misure doppler. Si può solo ragionevolmente ritenere che la presenza di bolle di grosse dimensioni nel circolo venoso possa essere un segnale di pericolo.

Grandezza e limiti del modello haldaniano.

I fenomeni ora descritti sono alla base di modelli semplificati che vengono utilizzati per il calcolo delle tabelle di decompressione e per la gestione di immersioni a mezzo di computer (vedi paragrafo successivo). Il modello più noto è senza dubbio quello introdotto dal fisico inglese Haldane e sul quale si basano, seppure con qualche modifica, quasi tutti quelli attualmente utilizzati. Ovviamente un modello per essere utile deve essere abbastanza semplice da consentire un calcolo in *tempo reale* e cioè realizzabile in tempi trascurabili rispetto alla velocità con cui si evolvono i fenomeni da tenere sotto controllo. Ad esempio il calcolo delle distribuzioni di pressione riportate in fig. 5 e 7 è troppo complesso per essere eseguito in tempo reale per cui si preferisce ridurre i tessuti a dei compartimenti equivalenti in cui le molecole di azoto entrano per diffusione e danno luogo ad un andamento di pressione media che si evolve nel tempo con andamento esponenziale, come quella riportata in fig. 8. In questo caso si parla di **diffusione di massa** (bulk diffusion). Questa si può quindi ritenere la **prima ipotesi di Haldane: i tessuti con pressione differenziata da punto a punto vengono sostituiti da compartimenti a pressione uniforme.**

Cosa avviene al capillare durante il processo di cessione (o di ricezione) dell'azoto? è ovvio che il sangue del capillare tende a impoverirsi di azoto via via che il processo di cessione si evolve nel tempo. Questo complica in modo notevole il calcolo per cui si preferisce supporre che il capillare sia invece una fonte di azoto a pressione costante. Questa è la **seconda ipotesi di Haldane: i compartimenti vengono alimentati da sorgenti di azoto a pressione costante**. Questa ipotesi è abbastanza ben verificata dato che la cessione dell'azoto è lenta mentre la circolazione sanguigna è molto più veloce. In altre parole il sangue dei capillari viene sostituito in continuazione in modo che il suo contenuto di azoto si può ritenere costante o meglio dipendente solo dalla profondità a cui si trova il sub. L'ipotesi che il corpo del sub sia assimilabile a un insieme di comparti a pressione uniforme alimentati da una sorgente di azoto a pressione costante si chiama anche ipotesi della **perfusione**. Per concludere il modello haldaniano si può descrivere in base ad un processo di **perfusione** (da polmoni a capillari senza caduta di pressione) seguito da una **diffusione** (da capillari a tessuti a mezzo di bulk diffusion).

Chiaramente il tallone di Achille del modello haldaniano più che nella ipotesi della perfusione che è abbastanza ben verificata data l'intensa vascolarizzazione dei tessuti e l'efficacia della pompa cardiaca che li alimenta, sta in quella della *bulk diffusion* con cui si descrive ciò che avviene in un tessuto esteso o addirittura in un gruppo di tessuti. Sostituire il processo che da luogo alle distribuzioni di pressione descritte nelle fig.4-7 con una media, è un procedimento troppo grossolano che esclude tutti i fenomeni di formazione, crescita e aggregazione delle bolle descritti nelle fig.19 - 22. Questo è il motivo per cui negli ultimi tempi sono apparsi nuovi modelli che pur accettando quello haldaniano cercano di correggerlo e completarlo prendendo in considerazione gli aspetti che esso trascura.

Gestione dell'immersione con computer.

Per comprendere cosa può accadere ad un subacqueo rimasto troppo tempo in profondità conviene far riferimento al cosiddetto diagramma di stato che riporta in ascissa la pressione idrostatica **p** (o anche la quota $q=10(p-1)$ in cui si trova il subacqueo) e in ordinata la pressione **p_T** dell'azoto disciolto nel tessuto in esame. Questo diagramma viene chiamato di stato perché ogni suo punto rappresenta una possibile situazione in cui può venire a trovarsi un subacqueo durante una immersione.

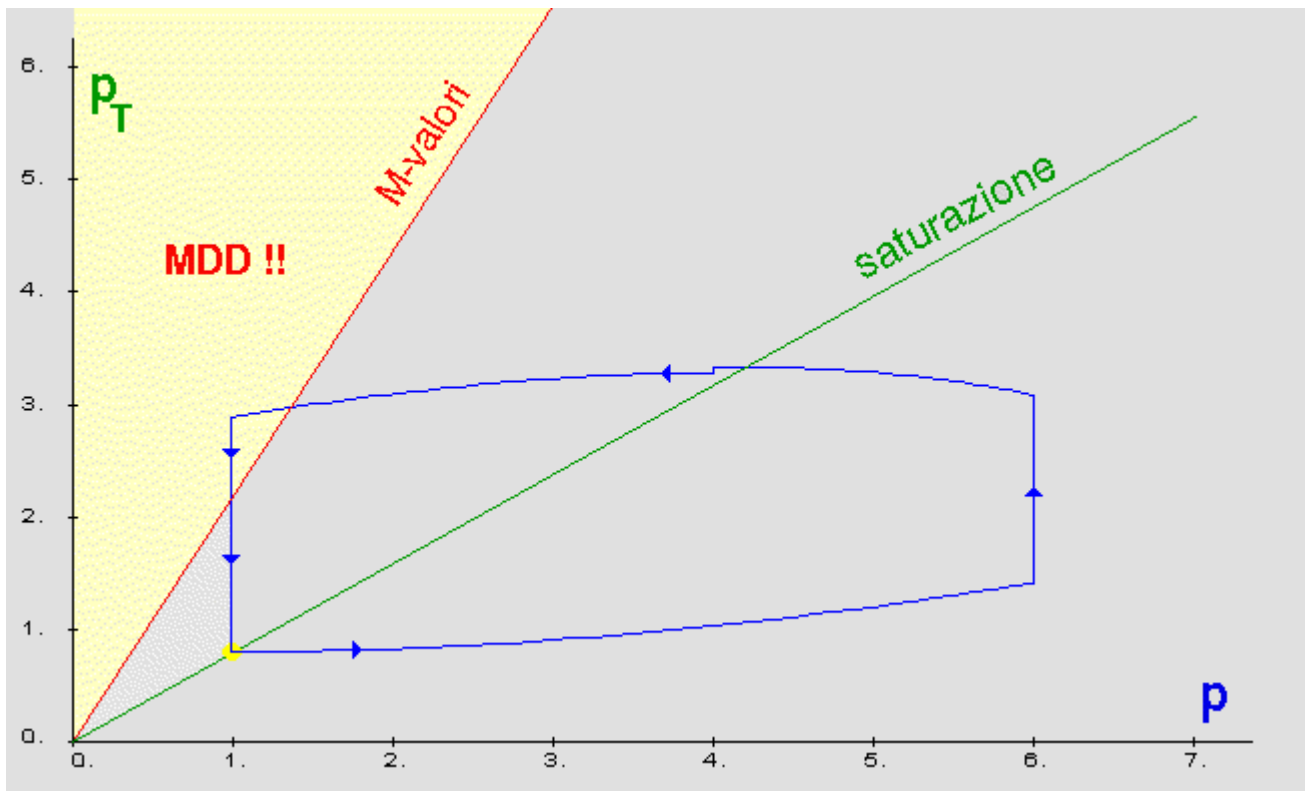


Fig. 24: Traiettoria di una immersione nel piano di stato

Come si vede dalla fig. 24, che corrisponde al profilo di immersione riportato in fig. 9, il punto rappresentativo dello stato del subacqueo descrive la traiettoria di colore blu che dallo stato di superficie (punto giallo con $p=1, p_T=0.79$) lo porta attraverso il piano entrando anche in zone caratterizzate da valori del rapporto di sovrasaturazione p_T/p superiori a quello critico (area gialla). Più precisamente questo avviene quando la traiettoria di stato attraversa la retta rossa di equazione $p = \rho_{\max} p_T$, portandosi alla sua sinistra. Tanto più lunga ed estesa è l'escursione in tale zona, tanto maggiore è il pericolo di MDD cui è esposto il subacqueo. La retta rossa, che è il luogo dei punti di massima pressione p_T di azoto sopportabile da un tessuto in corrispondenza della pressione idrostatica p (o della profondità q) a cui si trova il sub, è noto col termine di curva degli **M-Valori** (cioè Massimi-Valori).

In fig. 24 è anche tracciata una retta di colore verde che rappresenta lo stato di saturazione finale del tessuto: se il sub rimane fermo ad una certa pressione idrostatica p (ovvero ad una certa profondità q) il suo stato si muoverà lungo una retta verticale che tende sempre verso la suddetta retta di saturazione. Questo fatto suggerisce allora una semplice strategia per evitare di entrare nella zona di pericolo MDD: non appena la traiettoria di stato intercetta la curva degli M-Valori il sub si ferma e attende che, muovendosi lungo una retta verticale, il suo punto di stato si allontani abbastanza dalla zona pericolosa. Quando ciò è avvenuto il sub riprende a salire verso la superficie ecc.. Questa strategia è mostrata in fig. 25.

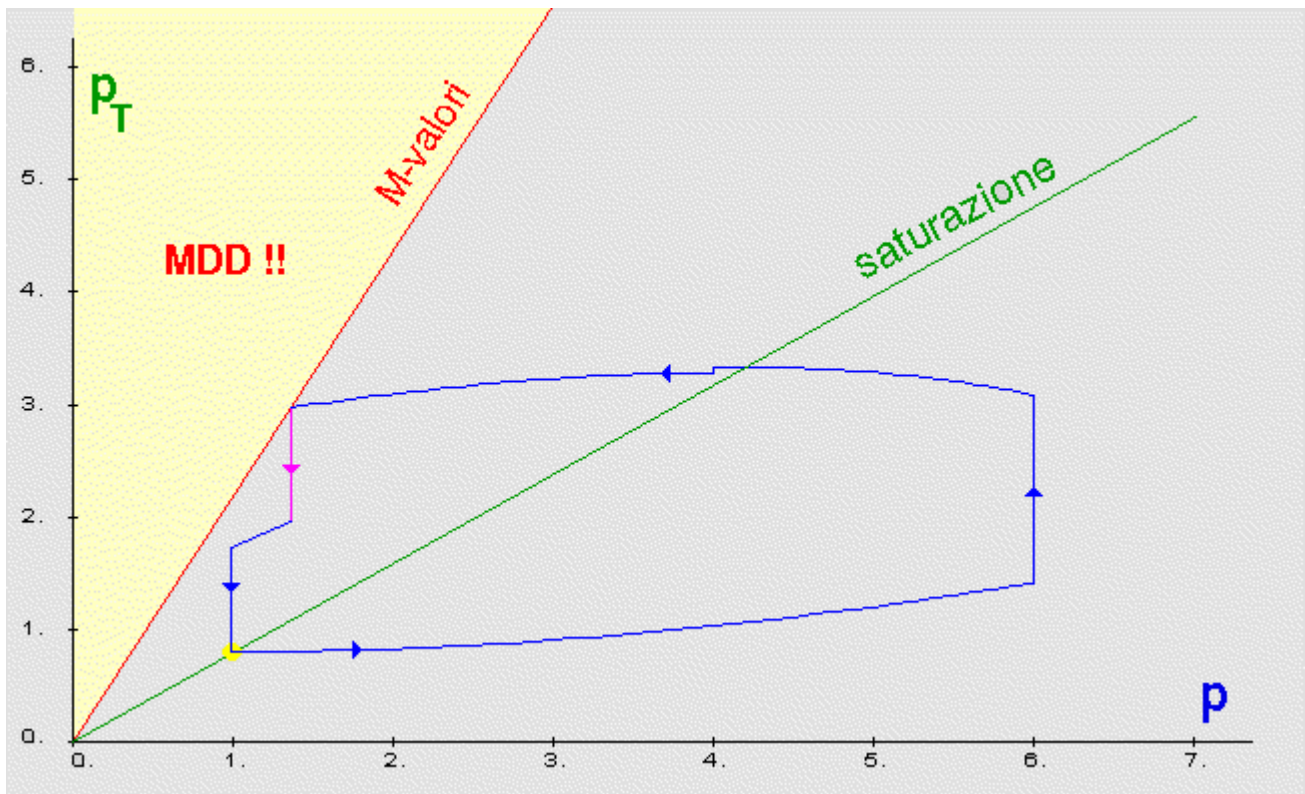


Fig. 25: Traiettoria con tappa di decompressione

In fig. 25 la parte di traiettoria corrispondente alla tappa a quota costante, introdotta nel profilo di immersione allo scopo di non sconfinare nella zona di MDD, è indicata in colore magenta.

Questa strategia di risalita, anche se raggiunge lo scopo di evitare la MDD, presenta alcuni problemi pratici. La tappa va eseguita al momento in cui il sub sta per attraversare la curva degli **M-Valori**, ma non è detto che essa possa sempre essere eseguita a causa di mancanza della riserva d'aria necessaria o altre emergenze. Si preferisce allora utilizzare una strategia un po' diversa che consiste nel fissare una serie di tappe a quote prefissate come mostrato in fig. 26.

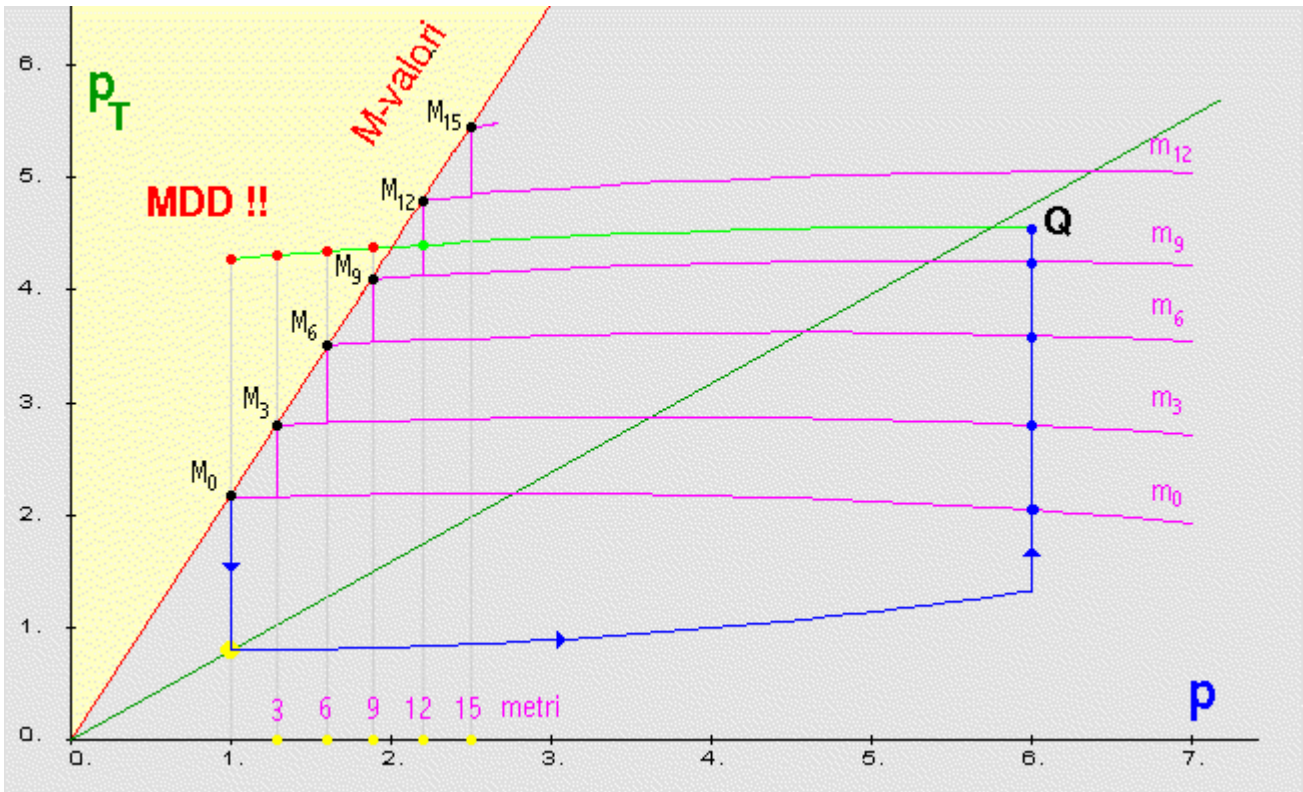


Fig. 26: Tappe di decompressione a quote fisse

Come si vede al sub vengono prescritte traiettorie che intercettino la curva degli M-Valori in corrispondenza di una serie di quote fisse. Queste possono essere scelte arbitrariamente ma di solito si assumono eguali a multipli di 3 metri (cioè 3, 6, 9,12, ecc.), come nel caso dei computer della serie Aladin. Le traiettorie di colore magenta indicate in fig. 26 sono traiettorie limite di risalita a velocità prefissata (10 m/min.) e suddividono il piano di stato in varie zone. Se lo stato del sub si trova al di sotto della traiettoria m_0 egli può ancora risalire direttamente in superficie senza problemi. Se invece si trova tra la m_0 e la m_3 , la risalita dovrà avvenire facendo tappa a 3 metri. Se invece si trova tra m_3 e m_6 sarà necessaria una tappa di 6 metri seguita da una di 3 metri e così via.

È compito del computer segnalare al sub quale sia la strategia di risalita corretta identificando istante per istante le quote di decompressione da utilizzare nonché il tempo necessario per portare a termine tutta la risalita. A tale scopo esso simula, utilizzando l'equazione A-2, una risalita in superficie a velocità v_0 prefissata (per esempio 10 m/min.) a partire dal punto in cui si trova attualmente il sub. Se la traiettoria attraversa la curva degli M-valori entrando in zona a rischio MDD la simulazione viene rifatta risalendo però fino alla prima tappa o alla seconda ecc. finché si trova una tappa che non comporta sconfinamenti nella zona pericolosa. Nell'esempio di fig. 26 si suppone che lo stato attuale del sub corrisponda al punto Q caratterizzato dalla coppia di valori (p_0, p_{T0}) . La traiettoria di risalita simulata è quella verde e la prima tappa sicura si trova a 12 metri. Noto allora il valore della p_{TS} stimato in corrispondenza di 12 metri (pallino verde a $p=2.2$ atm) è possibile calcolare tutti i tempi di risalita a tappe successive (12 metri, 9 metri, 6 metri, 3 metri) utilizzando le equazioni riportate in appendice. In particolare si ha (vedi fig. 26):

$$t_0 = 10(p_0 - 2.2)/v_0 \text{ (tempo necessario per scendere da Q alla quota di 12 metri)}$$

$$p_{TS} = p_{T0} + [\xi p_0 - p_{T0}][1 - e^{-(t_0/\tau)}] + \xi v_0 [t_0 + \tau[1 - e^{-(t_0/\tau)}]]/10$$

$$t_{12} = \tau \log[(p_{TS} - 2.2\xi) / (M_9 - 2.2\xi)] \text{ (tempo residuo di tappa a 12 metri)}$$

$$t_9 = \tau \log[(M_9 - 1.9\xi) / (M_6 - 1.9\xi)] \text{ (tempo totale di tappa a 9 metri)}$$

$$t_6 = \tau \log[(M_6 - 1.6\xi) / (M_3 - 1.6\xi)] \text{ (tempo totale di tappa a 6 metri)}$$

$$t_3 = \tau \log[(M_3 - 1.3\xi) / (M_0 - 1.3\xi)] \text{ (tempo totale di tappa a 3 metri)}$$

cui vanno sommati i tempi necessari per risalire da una tappa all'altra e cioè $4t_a$ dove

$$t_a = 3/v_0 \text{ (tempo per risalire 3 metri tra una tappa e l'altra)}$$

Tutti questi valori vengono calcolati in frazioni di secondo e la loro somma: $T = t_0 + t_{12} + t_9 + t_6 + t_3 + 4t_a$ appare sul display del computer con l'indicazione "deco time" insieme con la quota della prima tappa (12 metri nell'esempio fatto). Ovviamente i calcoli vengono continuamente aggiornati in relazione al comportamento reale del sub. Se egli si attarda ancora alla quota attuale o scende troppo lentamente potrà essere necessario aggiungere un'altra tappa (15 metri). Se invece il sub scende fino alla prima tappa (di 12 metri nell'esempio di fig. 26) il computer azzera il tempo t_0 ed aggiorna il deco time visualizzato ricalcolando il tempo t_{12} con il nuovo valore istantaneo di p_{ts} , la pressione attuale di azoto nel tessuto in esame, che stà scendendo. Se a partire da un certo istante, in cui tra l'altro si avrà $t_{12} = 0$, il computer stima che la risalita a 9 metri può avvenire senza pericoli, esso aggiorna l'indicazione di tappa sul display da 12 a 9. Dopodichè la procedura continua aggiornando in continuazione il tempo t_9 e così via fino a completare tutta la risalita fino in superficie.

Immersioni in curva, fuori curva e computer che "danno i numeri".

Spesso si sente parlare di immersioni in curva o fuori curva senza che il significato di tali definizioni sia chiaro. In fig. 26 si è visto che esiste una traiettoria limite denominata m_0 al di sopra della quale è necessario effettuare una o più tappe di deco mentre al di sotto ciò non è richiesto. In pratica utilizzando anche la curva verde di saturazione, verso cui convergono tutte le traiettorie di un sub a quota costante, si vede che il piano di stato può essere suddiviso in quattro regioni (vedi fig. 27), denominate A, B, C e D ed aventi caratteristiche notevolmente diverse dal punto di vista della sicurezza del sub.

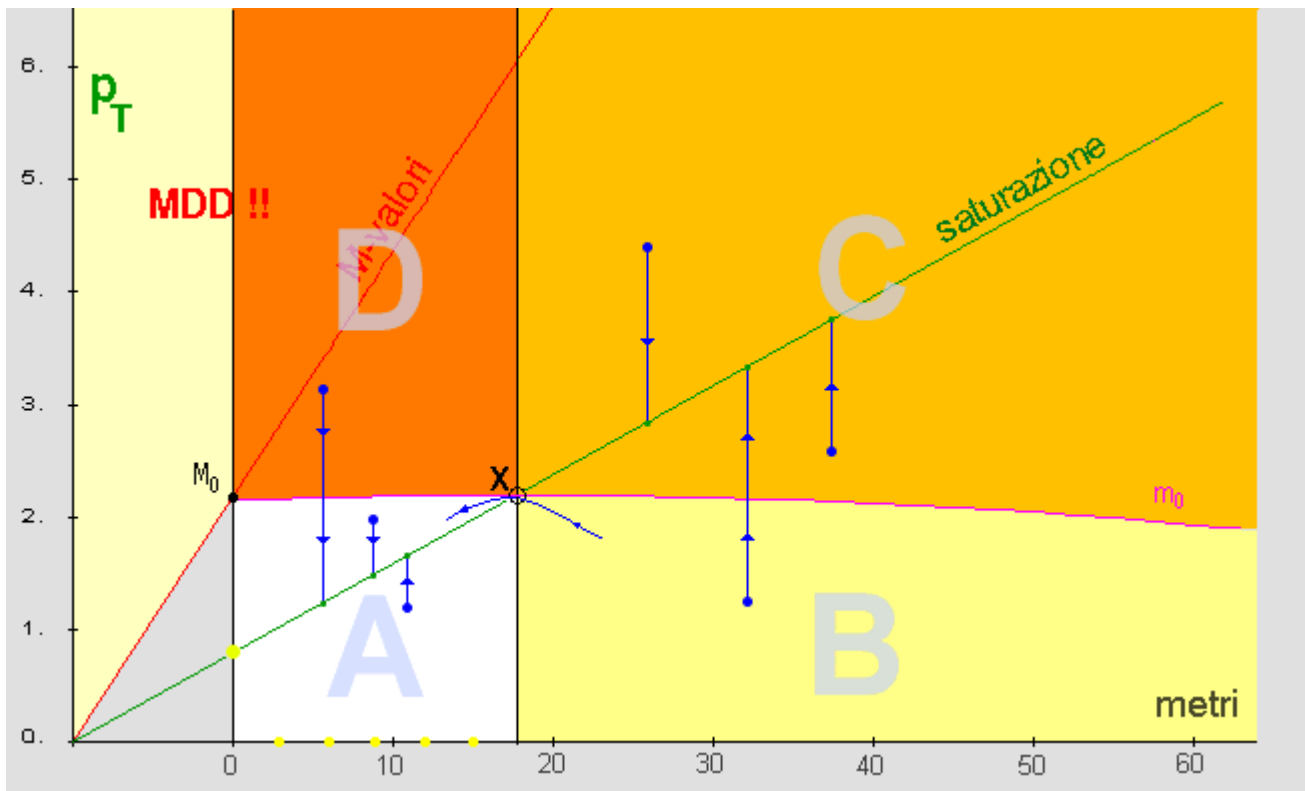


Fig.27: Piano di stato, regioni di deco, non deco e traiettoria di lenta risalita che attraversa il punto X.

- **A:** Questa è la regione sicura. Tutte le traiettorie di un sub posto a quota costante rimangono all'interno ovvero al di sotto di m_0 per cui non è mai richiesta la deco. Il computer in questo caso segnala un tempo illimitato di no-deco e l'immersione è sempre "in curva".
- **B:** Le traiettorie, dopo un tempo più o meno lungo, escono da questa regione attraversando la traiettoria limite m_0 . Il computer segnala un tempo di no-deco che va via via diminuendo fino ad azzerarsi e l'immersione è in curva purché si risalga prima che avvenga l'attraversamento di m_0 .
- **C:** Questa è la regione più critica. Le traiettorie rimangono all'interno di quest'area e soprattutto rimangono al di sopra di m_0 per cui è sempre richiesta la deco. Una tappa di deco (profonda) in questa regione è però sconsigliabile perché, essendo la retta di saturazione posta all'interno, i tessuti non si desaturano e la quantità di azoto rimane molto alta. È preferibile quindi risalire, trasferendosi nella regione D.
- **D:** Le traiettorie di un sub a quota costante tendono tutte ad uscire portandosi al di sotto di m_0 . Questa è la regione tipica delle tappe di deco, siano esse tradizionali o profonde (deep stops), che permettono di desaturare i tessuti e raggiungere la regione sicura A, prima di risalire in superficie.

Osservando la fig. 27 si vede che esiste un punto particolare, il punto X, che cade nella zona intorno ai 13-18 metri (a seconda del tessuto) e che gode della curiosa proprietà di appartenere a tutte e quattro le regioni appena descritte. È chiaro allora che se la traiettoria del sub passa per X o peggio si sofferma su di esso, il computer impazzisce. Questo di solito può avvenire quando il sub risale molto lentamente a partire dai 20 metri. La traiettoria del tessuto pilota, partendo sia dalla regione B (vedi esempio in fig. 27) che dalla C, ha il tempo sufficiente per avvicinare la retta di saturazione verde e quindi attraversa il punto X. Il computer inizia allora, a causa degli inevitabili errori di misura e di calcolo, a dare indicazioni contraddittorie quali un no-deco time elevato o addirittura

illimitato (ritenendo di essere nella regione B o A), seguito subito dopo da una richiesta di deco a 3 metri (ritenendo di essere nella regione C o D) e così via. Ovviamente non appena ci si allontana da **X** questo apparente malfunzionamento cessa di manifestarsi.

Modelli haldaniani modificati e haldaniani adattivi.

Nei paragrafi precedenti si è vista l'importanza degli **M-valori** cioè di quei valori massimi di pressione che il tessuto può sopportare ad una certa profondità senza incorrere nella MDD. In base alla teoria di Haldane gli M-valori variano linearmente con la profondità e sono nulli per un tessuto sottoposto a pressione idrostatica nulla (vedi la retta rossa nelle fig. 24-26). Tale ipotesi è però chiaramente non rispondente alla realtà fisica dato che una pressione, per quanto piccola, è necessaria per vincere la resistenza dei tessuti (vedi fig.10) alla formazione delle bolle, anche con pressione esterna nulla.

Sia in America (US Navy) che in Europa (Bühlmann) si è perciò introdotta una legge leggermente diversa per gli M-valori che parte da valori non nulli, come è mostrato in fig. 28.

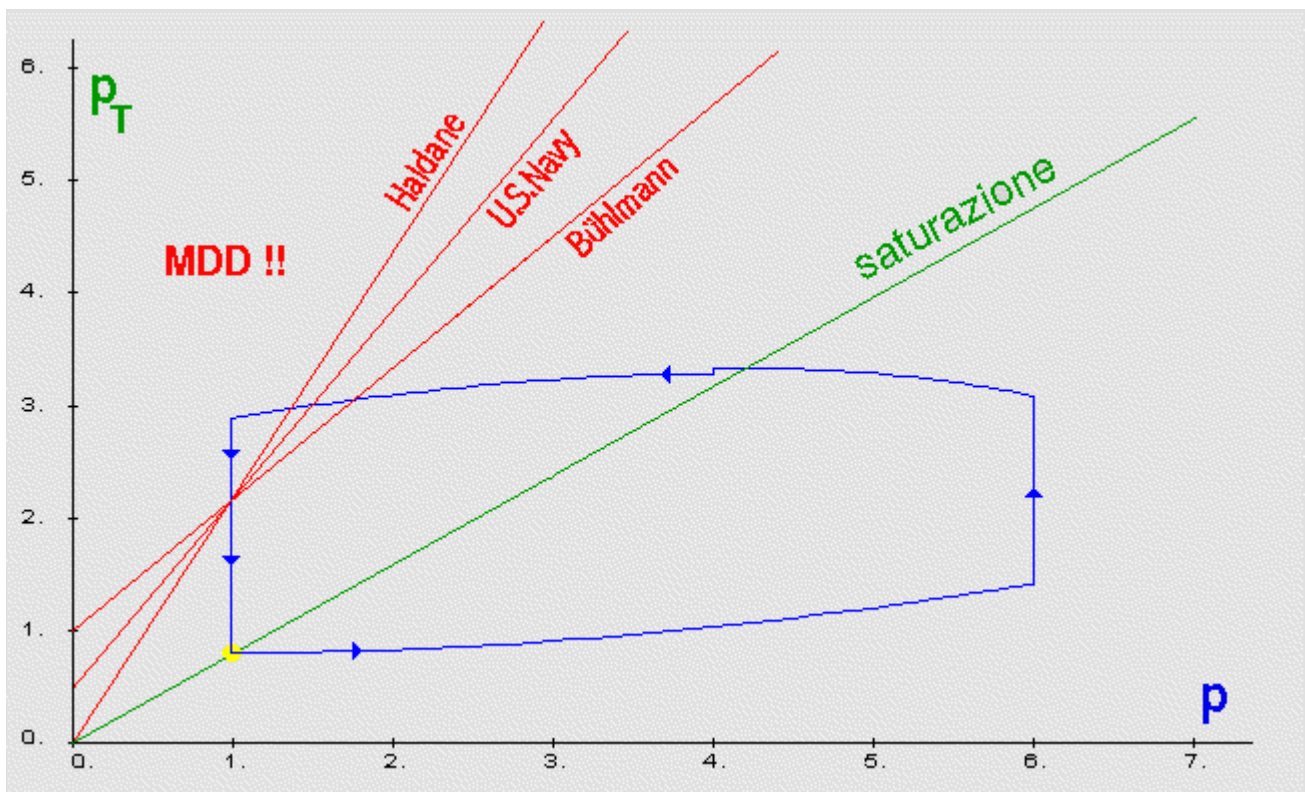


Fig. 28: Esempio di modifica degli M-valori introdotta da U.S. Navy e Bühlmann.

Come si vede le curve limite modificate oltre a partire da un livello di pressione non nullo crescono anche più lentamente di quella haldaniana per tener conto del fatto, rilevato sperimentalmente, che al crescere della profondità il sub appare più esposto ai pericoli della MDD. In pratica le curve modificate (soprattutto quella di Bühlmann) inseriscono un fattore di sicurezza maggiore per sub che si immergono a profondità elevate.

Un notevole passo avanti per la sicurezza dell'immersione si ha con l'introduzione delle **curve adattive** degli M-valori, ovvero coi modelli cosiddetti *pseudo-haldaniani*. In pratica invece di utilizzare delle curve limite fisse, come visto fin'ora, si variano gli M-valori in relazione al

comportamento tenuto dal sub nonché alle condizioni ambientali (temperatura) in cui egli opera. Se ad esempio il subacqueo sta risalendo troppo rapidamente, la curva degli M-valori viene abbassata costringendolo ad una tappa più profonda. Lo stesso dicasi se il sub durante una immersione ripetitiva si è immerso a profondità massime più elevate che in precedenza: per tener conto della maggior esposizione ai pericoli di MDD che ciò comporta la curva limite viene abbassata anche in questo caso. L'entità della correzione (sempre in senso prudenziale) dei valori limite viene calcolata in vari modi. Uno dei modelli pseudo-haldaniani più noti è l'RGBM (Reduced Gradient Bubble Model) in cui in base a considerazioni sulla fisica delle bolle nei tessuti (vedi paragrafi precedenti) viene calcolato un fattore di riduzione da applicare agli M-valori. In particolare il modello RGBM coincide praticamente con quello di Bühlmann nella prima immersione ma riduce gli M-valori nelle immersioni successive quando:

1. è trascorso un breve intervallo di superficie (inferiore a 2 ore)
2. ci si riimmerge a profondità maggiore che in precedenza
3. si fanno immersioni ripetitive giornaliere per lunghi periodi di tempo

Ma qual'è la traiettoria ottimale di risalita?

Si è visto come l'uso del computer consenta una risalita a tappe che evita il pericolo di malattia da decompressione. Ci si può allora chiedere se tale profilo di risalita sia il migliore che il sub può prendere in considerazione. La risposta è negativa dato che esistono altri profili di risalita che garantiscono la sicurezza in modo molto più soddisfacente. In generale è ovvio che, facendo riferimento al piano di stato (p, p_T), la risalita è tanto più sicura quanto più la traiettoria corrispondente si mantiene lontana dalla retta limite degli M-valori.

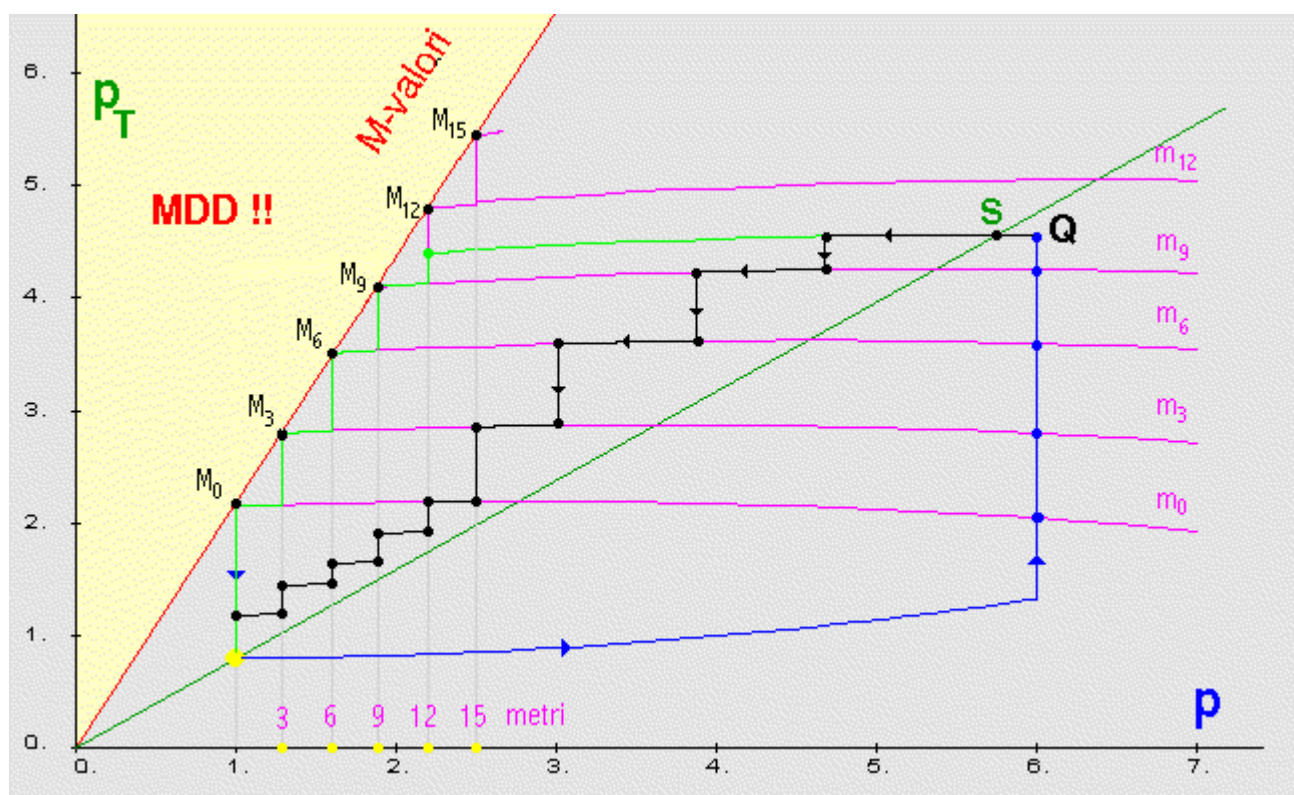


Fig. 29: Traiettorie di risalita alternative.

Nell'esempio di fig. 29, la traiettoria nera a partire dal punto **Q** è molto più lontana dalla retta degli M-valori cioè è molto più sicura rispetto alla curva verde che invece è quella suggerita dal computer. Come si vede la traiettoria nera è costituita da brevi tratti di risalita seguiti da brevi soste a quote profonde il tutto allo scopo di impedire al punto rappresentativo dello stato del sub di avvicinarsi troppo alla zona pericolosa. È un comportamento del tutto ovvio e banale se visto alla luce di quanto detto fin'ora ma ha suggerito a taluni autori in cerca di gloria facile l'idea di battezzare tale tecnica con nomi altisonanti e pomposi tipo "Extra Deep Stops" ecc. Volendo poi trovare la traiettoria ottimale è facile vedere che essa coincide col tratto **QS** seguito da una discesa lungo la retta verde scuro di saturazione. Resta allora il problema di chiedersi perché il sub non debba seguire tali traiettorie anziché quella suggerita dal computer che lo espone indubbiamente a maggiori pericoli. La risposta è semplice: **il percorso suggerito dal computer è quello che richiede il minor consumo d'aria!** Ad esempio la discesa ottimale, cioè quella lungo la retta di saturazione, richiederebbe tempi lunghissimi assolutamente non alla portata del sub ricreativo. In ogni caso l'esame della fig. 29 mostra in modo oltremodo chiaro che durante la risalita **è buona norma effettuare brevi tappe a quote profonde** anziché seguire alla lettera le indicazioni del computer che vanno intese come **caso limite da usarsi solo se la riserva d'aria è in via di esaurimento**.

Come si calcolano le Deep-Stops?

La tecnica di calcolo che più si è diffusa è quella proposta da E.C. Baker e che consiste nell'abbassare gli M-valori avvicinandoli alla retta che rappresenta la pressione idrostatica esterna ($p_T = p$) in modo da limitare il salto pressorio tra i tessuti e l'ambiente esterno. In pratica si riaggiustano gli M-valori con il procedimento grafico illustrato in fig. 30.

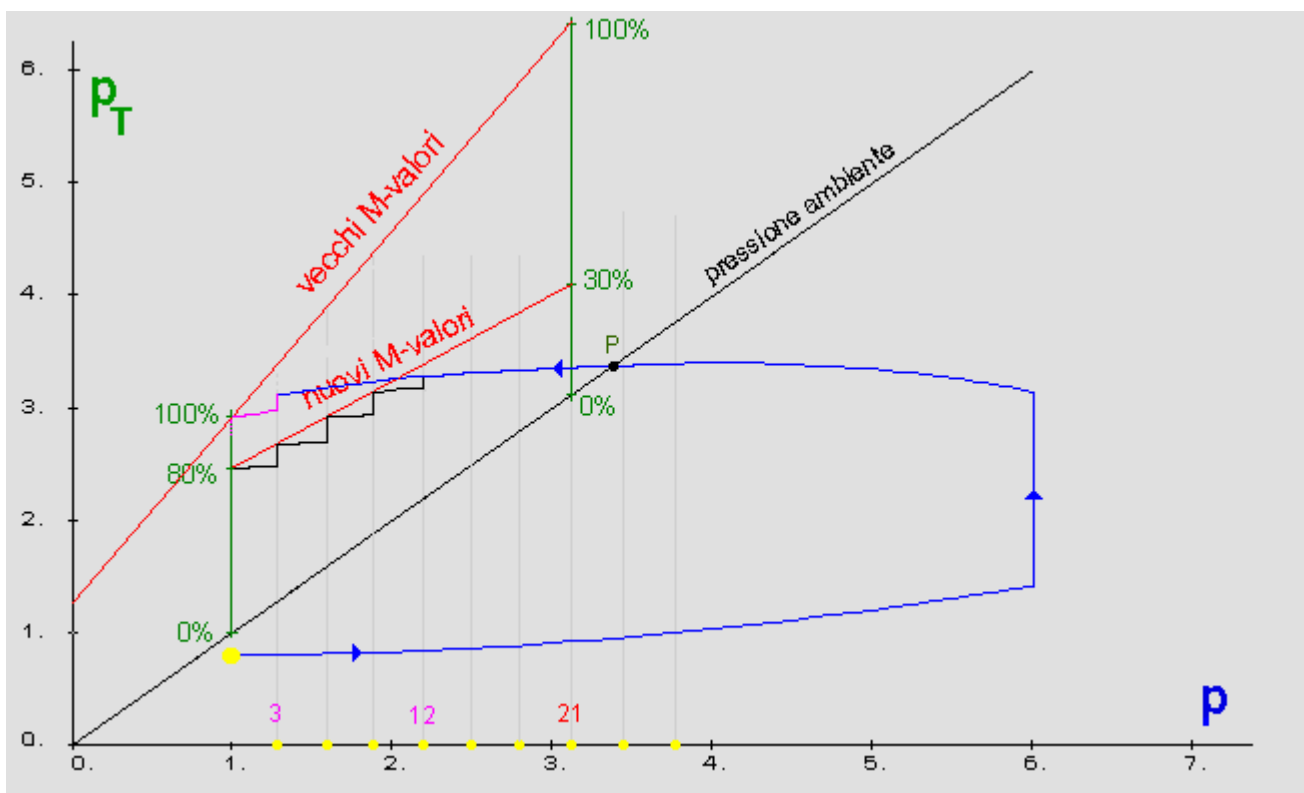


Fig. 30: Calcolo degli M-valori ridotti per le Deep-Stops.

Nell'esempio della figura la retta degli M-valori modificati passa per un punto a sinistra, che si trova in corrispondenza della quota di superficie ed è posto al 80% tra i vecchi M-valori (di Bühlmann) e

la retta della pressione idrostatica esterna ($p_T = p$, tracciata in nero). Passa inoltre a destra per il punto che si trova al 30% del suddetto intervallo ed è posto in corrispondenza della tappa più profonda considerata (21 m. nell'esempio di figura). Quest'ultima quota cambia con l'immersione ed è la tappa appena più a sinistra del punto **P** in cui la traiettoria di stato (curva blu) del tessuto pilota incrocia la retta della pressione idrostatica. Come si vede, si abbassano molto di più gli M-valori alle alte pressioni e molto meno alle basse dato che si ritiene che il salto pressorio sia molto più pericoloso in profondità che in superficie. Le percentuali utilizzate vengono denominate *Gradient Factors* e possono assumersi di valore anche diverso dagli 80 e 30 utilizzati in fig. 30. Una volta in possesso degli M-valori modificati per ciascun tessuto, la tecnica di calcolo delle tappe di deco rimane invariata e procede come indicato in fig. 26. Il risultato, col metodo di Baker, è la traiettoria nera che ha la prima tappa a 12 m. mentre con gli M-valori normali la prima tappa avverrebbe solo a 3 m. Questa tecnica è utilizzata tra gli altri dal software "Decoplan" della GUE e dal software AirDeco descritto nell'Appendice di questi appunti.

Il Computer ad aria integrata.

Alcuni computer, oltre al calcolo delle tappe di decompressione, misurando istante per istante la pressione della bombola sono in grado di stimare quanto tempo rimane al subacqueo prima di esaurire l'aria a disposizione. In altre parole essi segnalano quanto tempo si può rimanere alla quota presente in relazione al ritmo respiratorio attuale e tenendo conto delle tappe da effettuare durante la risalita. Il calcolo si basa sulla formula che dà il volume d'aria V consumato (in litri) da un sub che in t_0 minuti si sposta a velocità costante dalla quota q_1 (pressione idrostatica p_1) alla quota q_2 (pressione idrostatica p_2). Esso vale:

$$V = R [1 + (q_1 + q_2)/20] t_0 \quad (9)$$

ovvero

$$V = R [(p_1 + p_2)/2] t_0 \quad (10)$$

dove R è il ritmo respiratorio in litri/minuto, cioè il volume d'aria compressa che il sub inspira ogni minuto. Questo parametro è grossomodo costante al variare della profondità e dipende dalla capacità polmonare del subacqueo e dal lavoro che egli sta compiendo. V rappresenta invece il volume che l'aria consumata occuperebbe se si trovasse alla pressione di 1 atmosfera.

Il calo di pressione Δp_b delle bombole indotto dal consumo V è dato invece dalla relazione:

$$\Delta p_b = (R/V_0) [1 + (q_1 + q_2)/20] t_0 \quad (11)$$

ovvero

$$\Delta p_b = (R/V_0) [(p_1 + p_2)/2] t_0 \quad (12)$$

dove V_0 è il volume in litri della bombola usata.

Supponendo allora di conoscere tutto il tragitto che deve fare il sub per risalire, è facile calcolare la quantità d'aria necessaria. Se per esempio il sub si trova nello stato $Q = (q_0, p_{t0})$ di fig. 26, per risalire esso necessita del volume d'aria totale:

$$V_T = R T$$

dove si è posto

$$T = \{ [1 + (q_0 + 12)/20] t_0 + 2.2 t_{12} + 1.9 t_9 + 1.6 t_6 + 1.3 t_3 + 4 \cdot 1.6 t_a \}$$

ovvero necessita di una bombola caricata a $(R/V_0)T$ atmosfere. Se la pressione attuale della bombola è pari a p_{b0} atmosfere e si desidera riemergere con una riserva pari a p_{br} atmosfere (esempio 50 bar) l'aria che rimane a disposizione per la permanenza alla quota q_0 ha un volume residuo V_{res} pari a:

$$V_{res} = V_0 [p_{b0} - p_{br} - (R/V_0)T] \quad (13)$$

che permette una sosta a quota q_0 di durata pari al tempo residuo:

$$t_{res} = [(V_0/R)(p_{b0} - p_{br}) - T] / [1 + q_0/10] \quad (14)$$

è facile vedere che nell'espressione di t_{res} compaiono tutti valori noti e cioè i tempi di tappa, le pressioni della bombola e le varie quote ad eccezione del rapporto (V_0/R) tra il volume della bombola utilizzata e il ritmo respiratorio attuale del subacqueo. Entrambi questi parametri non sono noti ma il loro rapporto può essere stimato dal computer in base alla variazione della pressione della bombola negli istanti precedenti. Se ad esempio il sub si trova a quota q_0 da Δt minuti la variazione di pressione Δp_b della bombola in questo intervallo di tempo è data dalla relazione:

$$\Delta p_b = (R/V_0) [1 + q_0/10] \Delta t$$

noto quindi Δp_b , q_0 e Δt si ottiene:

$$(V_0/R) = [1 + q_0/10] \Delta t / \Delta p_b$$

Quest'ultimo, sostituito nella eq. (14) consente il calcolo del tempo residuo t_{res} che il sub può utilizzare alla quota attuale e che viene visualizzato sul display del computer. Ovviamente il valore di (V_0/R) viene continuamente aggiornato in modo da stimare il tempo residuo in base ai valori attuali del consumo del subacqueo.

Appendice.

È possibile trovare una espressione analitica, cioè basata su funzioni note, dell'andamento della pressione di azoto nel sangue che soddisfi alla eq. (2)? La risposta è negativa salvo che in pochi casi particolari. Due di essi sono di particolare importanza e vengono riportati qui di seguito.

Subacqueo a quota costante.

In questo caso la soluzione esatta dell'eq. (2) è:

$$p_T(t) = p_T(0) + [\xi p - p_T(0)] (1 - e^{-t/\tau}) \quad (A-1)$$

dove $p_T(0)$ è il valore della pressione iniziale, p è la pressione idrostatica alla quota in cui staziona il sub e ξ è la percentuale di azoto.

Subacqueo che scende o sale a velocità costante.

In questo caso la soluzione esatta dell'eq. (2) è (per l'acqua salata):

$$p_T(t) = p_T(0) + [\xi p(0) - p_T(0)](1 - e^{-t/\tau}) + \xi v_0 [t + \tau(1 - e^{-t/\tau})]/10 \quad (A-2)$$

dove $p(0)$ e $p_T(0)$ sono le pressioni idrostatica e dell'azoto nei tessuti alla quota di partenza, v_0 è la velocità costante di discesa in m/s e ξ è la percentuale di azoto. Ovviamente la velocità v_0 assume valori positivi o negativi a seconda che il sub scenda verso il fondo o salga verso la superficie.

Come si vede la (A-2) si riduce alla (A-1) nel caso di velocità v_0 nulla.

Un programma per il tracciamento delle curve di pressione di una immersione.

Questo programma consente il tracciamento della curva di pressione di un tessuto e del suo rapporto di sovrasaturazione p_T/p a partire da un profilo qualsiasi di immersione (max 100 minuti) per sei tessuti diversi. La curva del rapporto di sovrasaturazione assume il colore rosso se si supera il valore critico del tessuto in esame. Si possono visualizzare sia le curve al variare del tempo (Curve-1) che le curve di stato ($p-p_T$: Stato-1). In più è possibile introdurre le tappe di decompressione (Curve-2 e Stato-2) con **M-valori** interi o ridotti. Esso inoltre calcola la tossicità dell'ossigeno e il consumo d'aria per vari valori del rapporto (R/V_0). È stata inoltre introdotta una immersione con computer (DiveCom) in cui è mostrato il moto del sub sul piano di stato e le indicazioni istante per istante del computer. La traiettoria assume tre colori diversi a seconda che lo stato del sub si trovi in curva (colore blu), fuori curva ma ancora senza necessità di decompressione (colore indaco) e infine con necessità di decompressione (colore giallo).

Il programma ha solo scopo dimostrativo e non va assolutamente usato per immersioni reali.

Il Programma AirDeco per la gestione di una immersione con tappe di decompressione tradizionali o profonde e riserva d'aria programmata.

Questo software consente la programmazione di una immersione con tappe di decompressione e riserva d'aria.

Si può utilizzare l'algoritmo di Buehlmann oppure quello dei Gradient Factors di Baker che inserisce le tappe profonde nel profilo di immersione.

(vedi ad esempio in: <http://www.abysmal.com/pages/articles.html>)

Il programma gira su window 95/98 ed è stato ottimizzato per una grafica di 1024x768 pixel con 65,536 colori.

Attenzione: non usare 16.8 milioni di colori (32 bit) per lo schermo, perchè le finestre apparirebbero nere.

