

Modelli decompressivi

Fonte articolo:

<http://www.ocean4future.org/savetheocean/archives/28795>

<http://www.ocean4future.org/savetheocean/archives/28800>

Modelli decompressivi

Cuore pulsante di ogni computer subacqueo è l'algoritmo decompressivo utilizzato, (per la precisione implementato). Da esso dipende in sostanza il funzionamento del computer, o meglio, i criteri e le funzioni matematiche che esso applica per determinare istante per istante il profilo di risalita migliore durante una immersione. Algoritmi e modelli ce ne sono in grandi quantità e varianti, descritti generalmente tramite sigle un po' criptiche, abbreviazioni o caratteristiche tecniche semiconosciute alla maggior parte degli utenti, ovvero noi sub.

Ma quale è la sostanziale differenza tra essi? E perché tante varianti se lo scopo del computer subacqueo è sempre lo stesso? E sappiamo a quale modello fa riferimento l'algoritmo utilizzano nel nostro computer? Sicuramente ci siamo già posti qualcuna delle domande appena elencate, e in questo breve articolo proviamo dare qualche risposta. La lettura non sarà certo in grado di farci diventare degli esperti nella modellizzazione di complessi fenomeni di fisiologia iperbarica, ma potrà consentirci probabilmente di trovare una linea guida, una mappa orientativa tra le tante sigle, abbreviazioni e caratteristiche in base alle quali sono classificati i veri modelli decompressivi sviluppati.

Per prima cosa delineiamo le caratteristiche di base di un modello decompressivo, per poi ragionare insieme sulle varianti a questo modello base che sono state sviluppate nel tempo, per coglierne le differenze sostanziali.

Per capirci ... Un modello decompressivo non è altro che una schematizzazione estremamente semplificata che riproduce il funzionamento dell'organismo umano per ciò che riguarda l'assorbimento dell'inerte al variare della pressione ambiente. E' quindi una macchina equivalente, generalmente un sistema virtuale meccanico-idraulico, il cui funzionamento approssima nel modo migliore possibile la dinamica di soluzione e rilascio del gas inerte nei tessuti del nostro organismo durante una immersione, al variare della profondità e del tempo di immersione.

Non è una invenzione recente, né legata all'avvento dell'informatica; fin dall'inizio del '900 il grande fisiologo scozzese **Haldane**, il padre della moderna teoria decompressiva, ricorse ad un primo modello matematico semplificato per generare le prime tabelle decompressive. Analogamente a quanto sviluppato dai primi scienziati, i moderni modelli decompressivi si sono evoluti grazie a molteplici

varianti, migliorie, aggiustamenti e versioni di un modello di base comune, del quale conservano in molti casi la struttura fondamentale. Vediamo quindi che tipo di schematizzazione di fondo si è adottata, e come le nuove esigenze abbiano generato le varianti e modifiche che hanno dato luogo ai tanti modelli oggi esistenti.

Ogni modello decompressivo è naturalmente basato su una profonda semplificazione del fenomeno che cerca di rappresentare. Malgrado ciò, l'obiettivo della ricerca è quello di ottenere un sistema virtuale sufficientemente attendibile da garantire un alto tasso di sicurezza.

Ecco le basi del sistema

Per prima cosa occorre trovare un fenomeno fisico ben conosciuto che approssimi le modalità di soluzione dell'inerte contenuto nel gas respirato nei tessuti del corpo umano. Perciò si è assunto che i tessuti del corpo umano si comportino, per ciò che riguarda le dinamiche di assorbimento e il rilascio dei gas disciolti nel sangue con cui vengono a contatto, come dei liquidi che si trovano a contatto con un gas ad una certa pressione in un recipiente chiuso. E questa è una ipotesi sufficientemente verosimile.

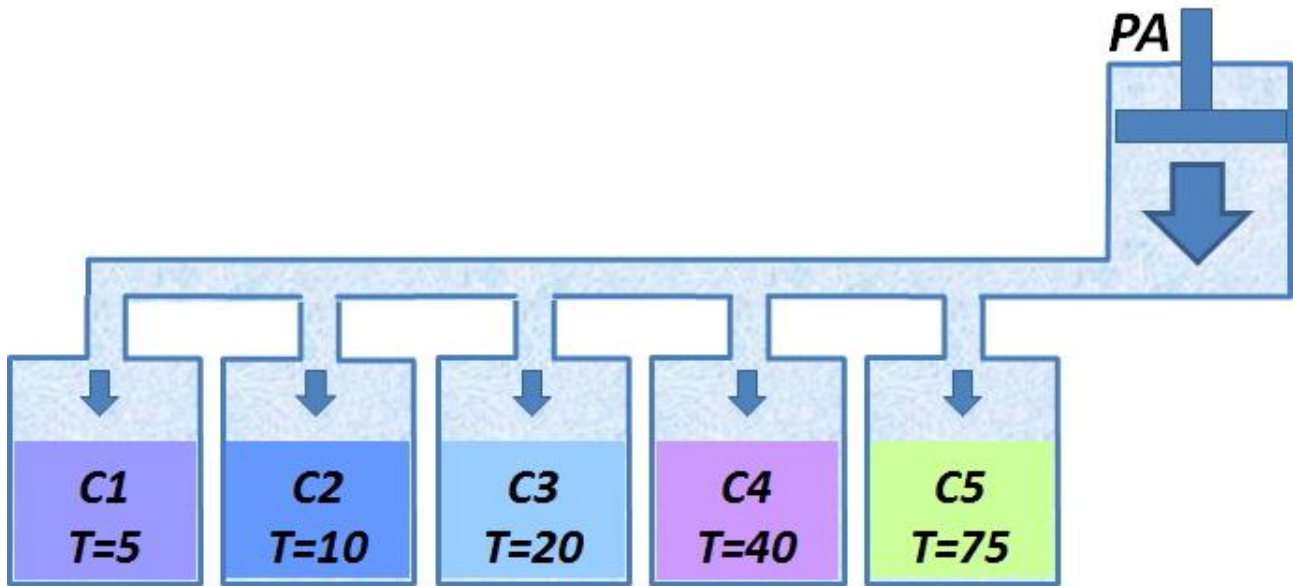
Con questa semplificazione, le variazioni di pressione dell'aria respirata da un subacqueo sono assimilabili alle variazioni della pressione del gas a contatto con il liquido del modello. Quindi un tessuto del nostro organismo può essere schematizzato con un recipiente chiuso contenente un liquido, al di sopra del quale c'è un gas, portato alla pressione desiderata tramite un pistone mobile.

I tessuti dell'organismo non sono tutti uguali, poiché presentano proprietà diverse per quanto riguarda la velocità di assorbimento del gas inerte. Quindi essi sono raggruppati in categorie, chiamate compartimenti, rappresentati dai diversi recipienti chiusi con pistone del modello. Praticamente tutti i modelli sviluppati fanno ricorso a questa semplificazione, e sono quindi detti (modelli compartimentali).

Ogni compartimento è caratterizzato dal proprio **semiperiodo**, una costante caratteristica che rappresenta il tempo che impiega la tensione di inerte a raddoppiare, (o dimezzare) il suo valore, a partire dall'inizio della fase di saturazione (o desaturazione, obbedendo alla legge esponenziale. **I compartimenti con semiperiodo piccolo sono detti veloci, quelli con semiperiodo grande sono detti lenti.**

I tessuti-compartimenti possono essere immaginati come sottoposti tutti contemporaneamente alla pressione del gas respirato, (**Modelli a compartimenti in parallelo**), oppure disposti in serie, ovvero uno dopo l'altro, con la conseguenza che solo il primo di essi è sottoposto direttamente alla pressione del gas, mentre gli altri

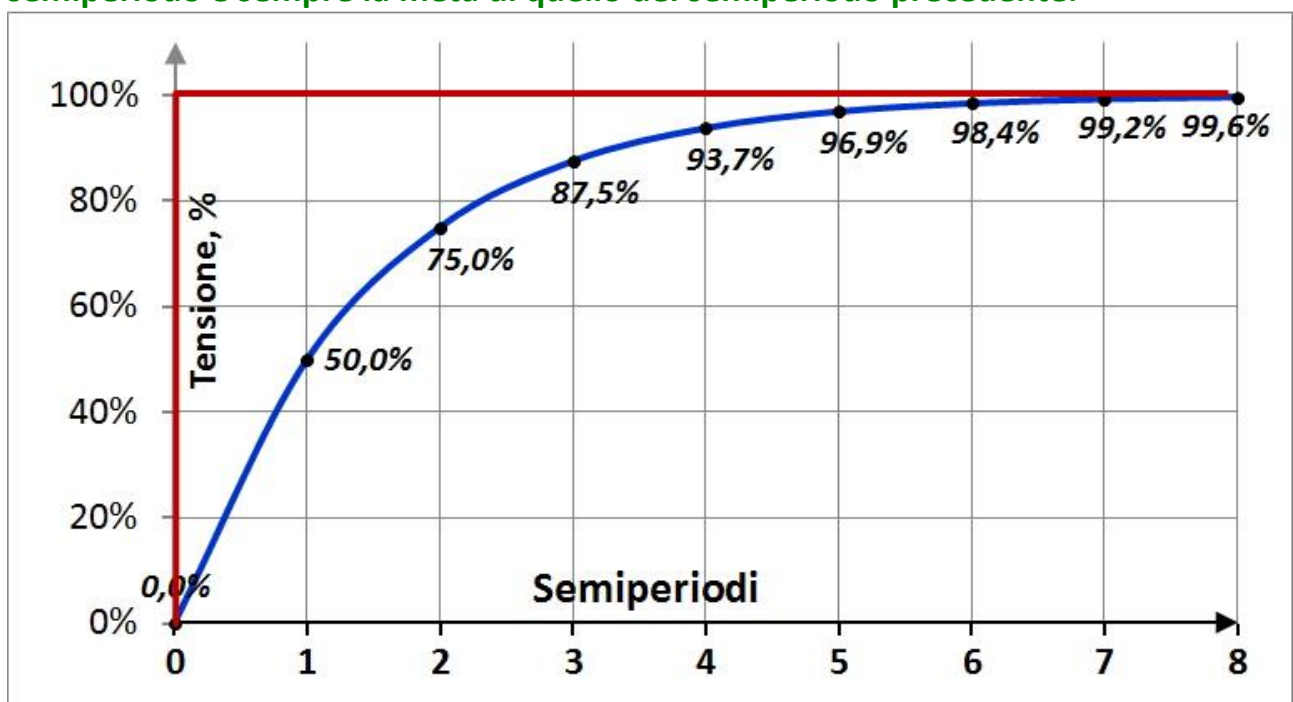
ricevono il gas inerte dai compartimenti adiacenti (**Modelli a compartimenti in serie**). Oppure alcuni compartimenti sono posti in parallelo ed altri in serie.



Modello a compartimenti in parallelo (Haldane)

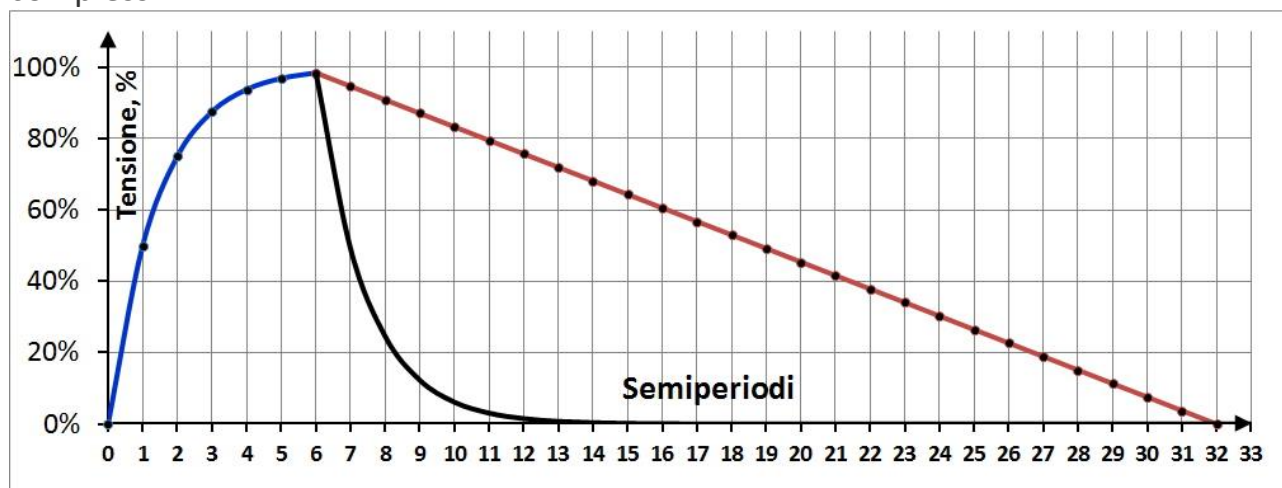
Avendo modellizzato i tessuti-compartimenti come dei liquidi, è possibile calcolare le variazioni di inerte disciolto a seguito di variazioni istantanee di pressione tramite la famosa “legge esponenziale”. I modelli che obbediscono a tale legge sono pertanto **Modelli esponenziali**.

La caratteristica fondamentale della legge esponenziale è che il che il processo di crescita (o decrescita) dell’inerte rallenta via via che procede, e l’aumento (o diminuzione) dell’inerte disciolto in un particolare intervallo di tempo detto semiperiodo è sempre la metà di quello del semiperiodo precedente.



La legge esponenziale nel processo di saturazione

In alcuni modelli la legge esponenziale è considerata valida sia in fase di saturazione che di desaturazione, (**Modello Esponenziale – Esponenziale, E-E**), in altri invece soltanto in fase di saturazione, mentre durante la desaturazione la legge valida è considerata quella lineare, ovvero una retta, (**Modello Esponenziale – Lineare, E-L**). Ciò serve a tenere in considerazione, per maggiore conservatività, che la fase di desaturazione avviene più lentamente della saturazione, a causa di vari fenomeni complessi.



Saturazione e desaturazione in modelli E-E ed E-L

Come sappiamo, la tensione di inerte, che viene raggiunta in un certo istante in un tessuto dell'organismo, nella realtà fisiologica non è la stessa in ogni punto. I modelli che tengono conto di questo effetto sono detti **Modelli a diffusione**, *ovvero nei quali l'inerte si diffonde anche per gradiente di concentrazione*.

I modelli che trascurano questo effetto, ma cercano di tenerne conto comunque con modalità più approssimate, si chiamano **Modelli a perfusione**, e *"ragionano" come se l'inerte raggiungesse istantaneamente in ogni istante lo stesso livello in ogni punto del tessuto*.

Altri modelli ipotizzano che l'inerte sia presente nei tessuti in forma liquida, ovvero sia interamente disciolto (**Modelli liquidi o a singola fase**). Altri invece ammettono, più realisticamente, che l'inerte sia presente in minore percentuale anche in forma gassosa, (**Modelli a bolle o a doppia fase**).

In ogni modello esiste un particolare criterio per mettere in relazione la tensione stimata in un tessuto e la pressione ambiente, al fine di identificare le situazioni di rischio di malattia da decompressione.

In pratica si tratta di confrontare la pressione ambiente con la stima della tensione raggiunta facendone il rapporto, oppure la differenza, oppure confrontandole con valori prefissati, etc ...

Tutti questi criteri sono di tipo **on-off**, ovvero forniscono teoricamente una situazione di sicurezza o insicurezza certa. Si tratta quindi di **modelli deterministici**, praticamente la quasi totalità dei modelli in circolazione.

Alcuni modelli includono una cosiddetta **funzione di rischio**, e sono quindi capaci di fornire dei criteri di sicurezza non più di tipo **on-off** ma caratterizzati dal **livello teorico di rischio** che l'adozione di un certo profilo di risalita comporta. Questi modelli sono detti **Modelli probabilistici**.

“Modelli a 1 fase” – cosiddetti perché assumono che in assenza di malattia da decompressione tutto il gas sia disciolto nei tessuti (fase liquida)

Modello di Haldane

Storicamente il modello di Haldane fu primo modello realizzato ed utilizzato per produrre tabelle decompressive. E' un modello deterministico, a perfusione, **a singola fase** e a compartimenti in parallelo, in quanto prevede un sistema di cinque compartimenti con emi-tempi di 5, 10, 20, 40 e 75 minuti, tutti contemporaneamente a contatto con il gas in pressione. La legge esponenziale su cui si basa è valida sia in saturazione che in desaturazione, quindi è un **modello tipo E-E**.

Adotta il criterio di sicurezza del cosiddetto **rapporto di sovrasaturazione critica**, ovvero il rapporto tra pressione alla quale si vuol risalire e la pressione ambiente, che Haldane fissò al valore 2, identico per ogni compartimento. Quindi una risalita è consentita fino a che la pressione ambiente non arrivi a dimezzarsi, dopodiché occorre osservare tappe decompressive.

Modelli utilizzati per la generazione delle TABELLE US NAVY

Dalla loro prima pubblicazione e sino al 2005 le tabelle US NAVY erano basate sul modello di Haldane, quindi un modello deterministico, a perfusione, **a singola fase**, compartimenti in parallelo, E-E. Le successive versioni delle tabelle sino al 2005 (vers. 5), videro il susseguirsi di modifiche che riguardarono il criterio di sovrappressione, il numero di compartimenti e semiperiodi associati, ma non l'impianto base del modello.

In particolare:

- vers. 1 del 1915. Modello di Haldane.
- vers. 2 del 1937 e vers.3 del 1951.

In questi modelli il rapporto di sovrasaturazione critica non è più fisso per tutti i compartimenti, ma è più elevato per i compartimenti più veloci (quindi più tolleranti alla sovrappressione).

- vers. 4 del 1958 e vers. 5 del 2005.

Il rapporto sovrasaturazione fisso viene sostituito dai valori M di Workmann. M è un valore massimo di tensione di inerte ammissibile per una certa profondità, costituito da due addendi: uno fisso e l'altro che varia linearmente al variare della profondità. La parte fissa determina la curva di sicurezza, quella variabile determina la profondità delle tappe decompressive. I valori M variano da un compartimento all'altro, divenendo meno permissivi all'aumentare del semiperiodo.

Modello VVal-18M – Modello deterministico, a perfusione, a singola fase, compartimenti in parallelo, Esponenziale-Lineare (E-L).

Sviluppato da Thalman nel 2008 ed utilizzato per generare la versione 6 (del 2008) delle TABELLE US NAVY. La velocità con la quale i tessuti si liberano dall'azoto è ipotizzata costante (cioè una retta) e non esponenziale. Ciò comporta che la fase di desaturazione avviene più lentamente di quella di saturazione, rendendo quindi il modello più conservativo.

Modello di Bühlmann

Modello "sempre "Haldaneano" e quindi deterministico, a perfusione, a **singola fase**, compartimenti in parallelo, E-E. E' il modello di maggior successo in assoluto, con valori M di Workmann sostituiti da analoghi parametri più conservativi e modificati per consentire immersioni in altura. Fu sviluppato in molteplici versioni:

ZHL12 – Modello Bühlmann a 12 compartimenti

ZHL16A – Mod. Bühlmann a 16 compartimenti, versione base

ZHL16B – Mod. Bühlmann a 16 compartimenti, versione per sviluppo tabelle

ZHL16C – Mod. Bühlmann a 16 compartimenti, versione per algoritmi computer sub

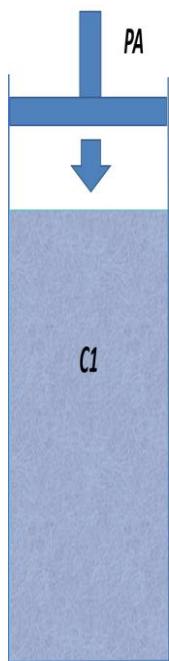
ZHL8 – Mod. Bühlmann a 8 compartimenti, versione "leggera" per computer sub

DCAP

Modello "haldaneano" a undici compartimenti con semiperiodi da 5 a 670 minuti. Il set di valori M, sviluppato dal fisiologo statunitense R.W. Hamilton, è detto M11F6, ed è più conservativo di quello di Bühlmann per la sola parte che dipende dalla profondità, quindi sulle tappe deco. Sulla base di tali valori M, fu sviluppato il progetto DCAP, una applicazione software capace di generare tabelle e procedure decompressive con requisiti specifici di profondità, tempi di fondo e miscele utilizzate, dedicate ai subacquei tecnici.

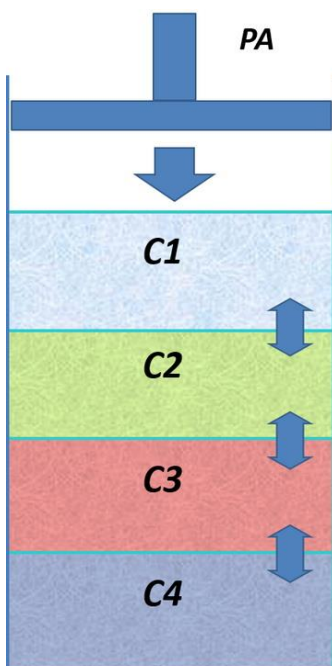
Table DSAT NDL - singola fase

Ci troviamo di fronte ancora ad un modello "Haldaneano" ma a 14 compartimenti, con valori M a solo coefficiente costante. Questo modello, sviluppato dal DSAT, ("Diving Science and Technology Corp"), è alla base delle **table RDP** adottate dalla PADI, che non prevedono immersioni con decompressione. Per cui i valori M hanno solo la componente costante mentre manca la componente che varia con la profondità. Le table forniscono il solo Limite di "no deco" (NDL) per aria e Nitrox EAN 32 e EAN 36.



Modello "single slab bulk diffusion"

Modello deterministico a diffusione, a singola fase, a compartimento unico, con saturazione e desaturazione asimmetriche. Esso prevede un unico compartimento, che riproduce le caratteristiche del tessuto tendineo, ovvero quello ritenuto più critico ai fini dell'assorbimento di azoto. Tale compartimento, a contatto con il gas respirato solo ad una estremità e il gas inerte premente, diffonde fino agli strati più lontani per diffusione, grazie cioè al gradiente di concentrazione, pertanto non è valida la legge esponenziale. La desaturazione si completa in un tempo una volta e mezzo maggiore del tempo di saturazione, (asimmetria saturazione-desaturazione). Le table generate con questo modello sono oggi adottate dalla BSAC (British Sub Acqua Club).



Modello Kid-Stubbs

Modello deterministico a diffusione, a singola fase, a compartimenti in serie, non esponenziale. Si tratta di un modello con quattro compartimenti in serie, tutti con semiperiodo di 21 minuti; solo uno solo di essi è in diretto contatto con la pressione ambiente. Gli altri tre compartimenti sono disposti in successione. In ogni istante quindi, la tensione dell'inerte in un compartimento, oltre che dal semiperiodo caratteristico, dipende dal livello di tensione raggiunto dai compartimenti adiacenti. Ciò significa che anche quando la pressione ambiente viene rimossa, i compartimenti possono continuare a caricarsi di inerte, poiché si trovano a contatto con altri in cui la tensione è ancora maggiore della

propria, con un effetto simile a quello dei vasi comunicanti. In base al modello Kid-Stubbs sono state sviluppate le tabelle decompressive **DCIEM**, tra le più conservative in circolazione.

Modello ZHL-8 ADT

Si tratta di un **modello Bühlmann deterministico**, a perfusione, a doppia fase, a compartimenti in parallelo, E-E. Il modello considera otto compartimenti in parallelo, in una versione adattativa usata da **UWATEC** per prevedere eventuali tappe decompressive di compensazione di errori operativi in immersione (ad esempio, fatica eccessiva o violazione della velocità massima di risalita) o nel caso di immersioni con temperature particolarmente basse. Successivamente venne articolato in altre versioni, ovvero:

ZHL-8 ADT MB – Mod. Bühlmann a 8 compartimenti, previene formazione microbolle

ZHL-8 ADT MB PDIS – Bühlmann a 8 compartimenti, prevede deep stop

ZHL-8 ADT MB PMG – Multi gas

ZHL-16 ADT DD – Dedicato al Trimix

“Modelli a 2 fasi” – perché assumono che oltre al gas disciolto nella fase liquida, nei tessuti sia sempre presente un certo quantitativo di gas sotto forma di bolle (fase gassosa)

VPM – Varying Permeability Model

Modello deterministico, a perfusione, **a doppia fase**, a compartimenti in parallelo. E' il più famoso dei modelli a doppia fase, sviluppato a partire dagli anni 70 dal professor **David Yount**. E' detto a permeabilità variabile perché basato sulla ipotesi che l'inerte in fase gassosa vari le proprie caratteristiche di permeabilità, ovvero di capacità di ricevere inerte dalla fase liquida o cederlo, in funzione della pressione ambiente. Utilizza un algoritmo specifico iterativo (detto CVA) per stabilire il profilo di risalita ottimale, minimizzando il numero di bolle al di sopra del raggio critico, (che determina la crescita delle microbolle), in funzione del gradiente tra tensione di inerte e pressione ambiente.

RGBM -Reduced Gradient Bubble Model

Modello deterministico, a perfusione, **a doppia fase**, a compartimenti in parallelo. Sviluppato dal dottor Bruce Wienke, nelle versioni implementate nei computer sub è un modello che integra i risultati di un modello analogo al VPM in un modello compartimentale Haldaneano a valori M. In pratica gestisce la riduzione del

gradiente di M, in funzione dell'intervallo di superficie adottato, della effettuazione di immersioni multiday, di immersioni successive più profonde della precedente. Di fatto la riduzione del **gradiente M**, in base ai tre effetti, è un fattore aggiuntivo di conservatività.

Modello Naval Medical Research Institute (NMRI)

Modello Probabilistico, a perfusione, a singola fase, a compartimenti in parallelo, E-E. Modello probabilistico sviluppato dal "Naval Medical Research Institute", in base al quale sono state sviluppate le tabelle probabilistiche omonime. Non esiste una sola tabella decompressiva, ma un set di tabelle tra le quali scegliere quella che "garantisce" una probabilità di PDD considerata accettabile. E' basato su due compartimenti in parallelo, uno lento, l'altro veloce. Le tabelle ottenute risultano piuttosto conservative.