

Articolo comparso sulla rivista "SUB" del dicembre 1988

RICERCA: VERSO LA PERFEZIONE I COMPUTER SUBACQUEI?

Un nuovo calcolo per aumentare la sicurezza

A proporlo sono due istruttori di vecchia data, uno studente in ingegneria, l'altro laureato in scienze statistiche e in matematica applicata, che da anni si dedicano allo studio di un metodo di decompressione che possa diminuire i rischi. Secondo questa teoria, i tessuti lenti comincerebbero a desaturarsi in sensibile ritardo rispetto al sangue

Servizio di **FRANCESCO DI PISA**
e **MARIO GIUSEPPE LEONARDI**

Istruttori sub e specialisti in informatica

Innanzitutto è necessaria una presentazione: siamo due istruttori i subacquei di vecchia data, provenienti dal Centro Didattico Federale Fips di Nervi, allora diretto da Duilio Marcante, e abbiamo svolto prevalentemente la nostra attività didattica presso la Scuola Federale Fips di Pisa, diretta dall'ingegner Ettore Rigobon, a cui ci ha sempre legato sia il comune interesse per la didattica subacquea sia quello per il calcolo numerico, oggetto dei nostri studi universitari. Questo nostro comune interesse ha trovato favorevole terreno per l'uno, Mario Giuseppe Leonardi, presso la Facoltà di Ingegneria della Università degli Studi di Pisa e per l'altro, Francesco Di Pisa, presso la Facoltà di Scienze Statistiche dell'Università degli Studi di Roma, ove si è laureato, poi presso il Dipartimento di Scienza dell'Informazione dell'Università di Pisa, ove ha svolto attività didattica come assistente, poi ancora negli Stati Uniti presso il Dipartimento di Matematica dell'Università del Kentucky, ove ha conseguito la laurea in Matematica Applicata, poi presso l'Olivetti Sistemi per l'Automazione Industriale di Ivrea, come progettista software, e presso il Cselit della Sip di Torino e, infine, presso il Centro Ricerche Sclavo-Enichem-Dupont di Siena, ove attualmente applica, in qualità di esperto, le discipline statistiche, matematiche e informatiche ai campi biologico e medico.

Il convegno "I computer del subacqueo", organizzato a Verona dal gruppo Subacqueo Gorgonia, ci porta a rompere il nostro silenzio su uno studio a cui lavoriamo da anni per diversi motivi, che indichiamo qui di seguito:

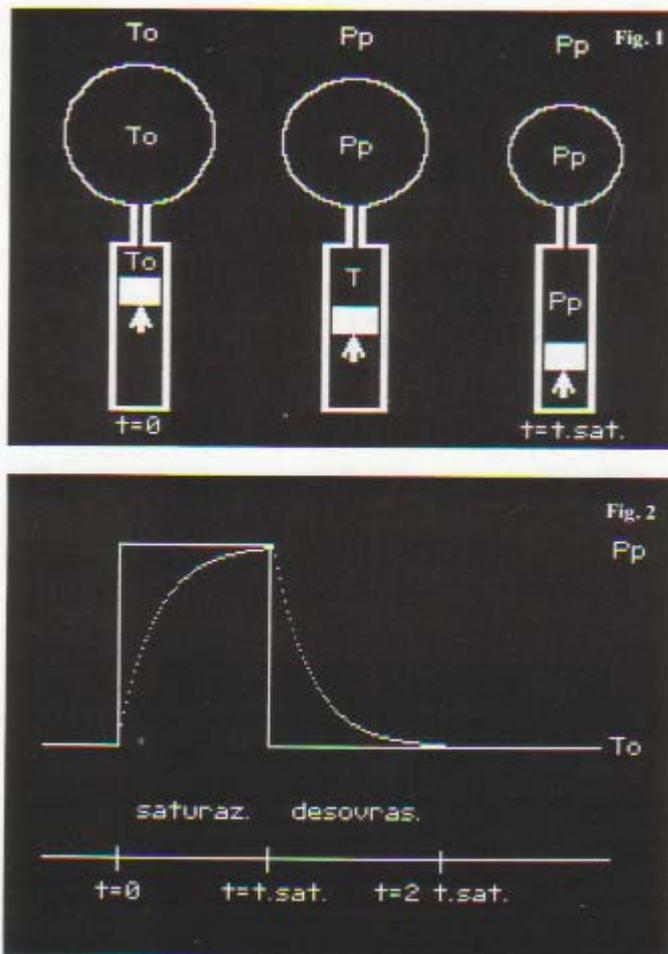
- abbiamo ascoltato, durante il convegno, relazioni tecniche esclusivamente presentate da stranieri, quasi che i tecnici italiani non siano in grado di sviluppare modelli matematici e strumenti elettronici idonei al controllo dell'immersione subacquea. Fin dal 1984 abbiamo registrato un brevetto a nostro nome riguardante un controllore subacqueo utilizzante un modello matematico da noi messo a punto, che ha già ottenuto un importante riconoscimento a livello internazionale, la medaglia d'argento al 13° Salone delle Invenzioni di Ginevra; - la nostra relazione al convegno è stata, per il poco tempo a disposizione, preparata affrettatamente e necessita di ulteriori spiegazioni che pensiamo possano rispondere ai dubbi sull'originalità del modello matematico mossi dal professor Data durante il convegno stesso; - le relazioni presentate durante il convegno sono state in parte critiche, e qualcuna addirittura demolitrice, sulle possibilità dei computer subacquei di descrivere correttamente il fenomeno fisiologico di saturazione da gas inerti che avviene nel corpo del sub durante l'immersione; pur condividendo molte delle critiche mosse, noi però riteniamo che sarà proprio la diffusione su larga scala dei computer subacquei, dotati della ancora non adeguatamente sfruttata funzione di scatola nera in caso di incidente, a permettere sia una maggior conoscenza del fenomeno fisiologico, sia la messa a punto di modelli matematici più rispondenti a esso.

M.G.L. e F.D.P.

Le statistiche riguardanti gli incidenti embolici in cui incorrono i somnzzatori sportivi ci forniscono regolarmente casi in cui l'infortunato assicura di aver effettuato la corretta decompressione; escludendo, comunque, i casi in cui si riesce a individuare un comportamento scorretto che è stato causa dell'incidente, se ne trovano altri in cui le indicazioni degli attuali sistemi di determinazione delle modalità di decompressione, pur rispettate, non sono valse a evitare l'embolia.

La maggior parte degli incidenti avviene in seguito a immersioni particolarmente lunghe e impegnative o che si allontanano dal comportamento teorico ideale consigliabile (cioè discesa ininterrotta a velocità costante fino alla massima profondità, permanenza per tutta la fase operativa dell'immersione a quella profondità e susseguente ininterrotta fase di decompressione) e soprattutto in seguito alle immersioni successive, il che porta a sospettare

che l'affidabilità delle tabelle diminuisca man mano che l'immersione si fa più lunga o più irregolare. Anche se le indicazioni delle prime tabelle sono già state riviste e corrette in più riprese alla luce di nuovi studi ed esperienze effettuati con l'uso di moderni strumenti che, sfruttando l'effetto doppler, permettono di rilevare in tempo reale la presenza di emboli gassosi nel sangue, è comunque diffusa, negli ambienti subacquei sportivi e professionali, come del resto in quelli medici, la consapevolezza della non totale affidabilità delle attuali metodologie di determinazione delle modalità di decompressione, che vanno ancora migliorate. In effetti, se seguiamo attentamente i processi che hanno portato alla stesura delle tabelle di decompressione, dobbiamo osservare che il fenomeno fisiologico di assorbimento di gas inerti nel corpo del subacqueo è stato studiato e descritto quantitativamente proponendo per esso modelli fisici o meccanici traducibili in formule matematiche, ciascuno dei quali, però, solo con una certa approssimazione riproduce in analogia quel che davvero avviene nel corpo del subacqueo.



In alto, nella figura 1, lo schema semplificato del modello meccanico di cui si parla nell'articolo. Qui sopra, un grafico che rappresenta la velocità di saturazione e di desaturazione a cui si riferiscono le normali tabelle per la decompressione.

La prima approssimazione che viene proposta è quella di considerare perfettamente analogo al fenomeno fisiologico di assorbimento di un gas inerte da parte di un tessuto del corpo umano il fenomeno, non fisiologico ma fisico, di soluzione di un gas puro in un liquido che non reagisce chimicamente con quel gas formando composti; questa approssimazione, intuitivamente accettabile per il sangue, è estesa a tutti gli altri tessuti. Ciò porta a considerare come applicabili al gas inerte assorbito da un tessuto sia la legge di Henry che la legge di soluzione dei gas nei liquidi, la quale, a sua volta, introduce la prassi di misurare la quantità di gas disciolta in un liquido tramite l'entità astratta di "tensione di gas disciolto nel liquido", valutabile in Atm o in qualsiasi altra unità di misura delle pressioni.

In analogia a quanto avviene per un gas che entra in soluzione in un liquido, si ritiene quindi che la velocità con cui il gas inerte presente nella miscela gassosa respirata dal subacqueo va a diffondersi dentro un tessuto del suo

corpo durante l'immersione sia direttamente proporzionale alla differenza istantanea fra la pressione parziale del gas inerte stesso all'interno della miscela respiratoria e la "tensione di gas inerte disciolto nel tessuto", variabile nel tempo. Questa affermazione può essere tradotta in un modello matematico, ovverosia una formula, che, nel linguaggio matematico differenziale, è

$dT/dt = K (P_p - T)$ ove con T si intende la tensione del gas inerte disciolto nel tessuto, con t il tempo, con K un coefficiente numerico caratteristico della particolare coppia gas-tessuto presa in considerazione, con P_p la pressione parziale del gas inerte all'interno della miscela respiratoria.

La veridicità della formula sopra indicata comporta la veridicità della seguente

$T = P_p - (P_p - T_0) e^{-Kt}$ ove con T_0 si intende la tensione del gas inerte disciolto nel tessuto nel momento di inizio dell'osservazione del fenomeno di soluzione e con "e" si intende la base dei logaritmi naturali, cioè il numero reale 2.7182...

Il fenomeno di soluzione così descritto può essere riprodotto anche tramite un modello meccanico, ovverosia una semplice macchina che ne riproduce l'andamento; tale macchina, descritta schematicamente nel disegno 1, è costituita da una camera elastica a forma di palloncino collegata tramite un tubetto calibrato a una camera rigida cilindrica nella quale scorre un pistone spinto verso il tubetto calibrato da una molla. Le due camere sono piene di un liquido, inizialmente sottoposto alla pressione T_0 , ed è possibile misurare la pressione T all'interno della camera rigida con un manometro; esponendo l'apparecchio a una pressione esterna costante maggiore di T_0 e pari a P_p , il liquido contenuto entro la camera elastica assume immediatamente quel valore di pressione e viene spinto attraverso il tubo calibrato dentro la camera rigida spostandone indietro il pistone.

La pressione T all'interno della camera rigida non assume istantaneamente il valore P_p , dato che il deflusso attraverso il tubetto calibrato è rallentato dalla resistenza che il liquido incontra nell'attraversarlo, ma impiega un certo tempo a raggiungere tale valore; dimensionando il tubetto in modo che il tempo necessario affinché la pressione nella camera rigida eguagli quella nella camera elastica corrisponda proprio al tempo di saturazione completa di un determinato gas inerte in un determinato tessuto, si ottiene che la pressione misurata all'interno della

camera rigida corrisponde alla tensione di quel gas all'interno di quel tessuto in qualsiasi istante del fenomeno di soluzione.

Rappresentando graficamente (figura 2) l'andamento nel tempo della tensione T ottenuta con questo modello matematico e meccanico si ottiene una curva di tipo esponenziale, che mostra il caratteristico andamento del fenomeno di soluzione, rapidissimo nei momenti iniziali e poi sempre più lento avvicinandosi alla saturazione totale, in quanto ogni successivo dimezzamento della differenza fra pressione esterna P_p e tensione T si ottiene esattamente nel "tempo di emisaturazione" e cioè nel tempo che è stato necessario per ottenere il primo dimezzamento; se, una volta raggiunta la saturazione totale, si riporta la pressione P_p al valore iniziale T_0 applicando lo stesso modello matematico e meccanico, si ottiene il caratteristico andamento del fenomeno di desovrasaturazione, esattamente inverso a quello di saturazione (nel grafico la linea spezzata indica l'andamento nel tempo della pressione esterna e la curva quello della tensione T).

Da questa osservazione si deduce la perfetta corrispondenza teorica fra tempo di saturazione completa e desovrasaturazione completa in un ciclo nel quale un gas inerte viene sottoposto a una sovrappressione P_p fino a raggiungere la saturazione completa in un tessuto e poi riportato alla pressione iniziale, e si deduce anche la corrispondenza teorica fra tempo di saturazione completa e desovrasaturazione completa del corpo del sommozzatore. Ma sappiamo che la desovrasaturazione è, in effetti, più lunga. Basterà quindi modificare nella formula sopraindicata il valore della costante K o nel modello meccanico il diametro del tubetto calibrato per simulare in via matematica o meccanica il fenomeno di soluzione di qualsiasi gas inerte in qualsiasi tessuto.

Le attuali tabelle di decompressione sono state ricavate attraverso tale modello matematico, che è stato applicato all'asciutto, tramite elaboratore elettronico, a ipotetici tessuti campione che rappresentano una discretizzazione indispensabile, ai fini della possibilità di effettuare calcoli numerici, del corpo del subacqueo e tutto ciò semplicemente modificando nella formula sopraindicata, per ogni singolo tessuto, il solo coefficiente caratteristico K. Sempre lo stesso modello matematico è usato nei programmi che gestiscono in tempo reale, in immersione, il calcolo delle modalità di risalita nella maggior parte dei decompressimetri elettronici sul mercato. L'equivalente modello meccanico è stato usato utilizzando una sola o unendo diverse macchine del tipo sopradescritto, diversificantesi l'una dall'altra esclusivamente per il diametro del tubetto calibrato, a costituire lo schema degli attuali decompressimetri singoli o multipli a funzionamento idraulico, venuti dopo quelli a funzionamento pneumatico. Ora, tutti questi sistemi, a quanto ci risulta, accettano il modello matematico e meccanico sopra proposto sia per il sangue che per tutti i rimanenti tessuti non liquidi del corpo umano, estendendo la stessa formula, o lo stesso modello meccanico, senza nessuna modifica formale, al generico tessuto e ignorando, quindi, che il comportamento del tessuto sangue durante il fenomeno di soluzione è del tutto diverso da quello degli altri tessuti, non tanto in quanto esso è liquido, ma in quanto è l'unico a svolgere prevalentemente la funzione di trasporto dei gas inerti ai vari altri tessuti. Inoltre, nessuno degli attuali sistemi di determinazione

della decompressione è in grado di tener conto di possibili modifiche da apportare alle modalità di risalita che si siano eventualmente rese necessarie in seguito all'insorgenza dell'affaticamento fisico durante l'immersione e neppure di personalizzare le modalità di decompressione in relazione alla costituzione fisica individuale, ad esempio, per una eccedenza di tessuto adiposo.



Il grafico mostra la differenza delle curve di desaturazione tra il normale modello matematico e quello appena proposto nel servizio di queste pagine.

Alla luce di queste considerazioni, nel tentativo di rendere ancora più sicura la decompressione, abbiamo messo a punto un nuovo modello matematico, fondato sulla considerazione che il sangue è l'unico tessuto a venire effettivamente in contatto, a livello degli alveoli polmonari, col miscuglio gassoso respirato e quindi col gas inerte in questione. Tutti gli altri tessuti non vengono mai in diretto contatto con il gas inerte libero presente nella miscela gassosa respirata, bensì solo con quello già disciolto in soluzione nel sangue, che, trasportandolo fino a essi e irrorandoli, può esser definito "tessuto prevalentemente vettore di gas inerte", mentre tutti gli altri sono solo "tessuti prevalentemente ricettori di gas inerte", che non hanno quindi possibilità di assorbirlo o cederlo direttamente scambiandolo con la miscela gassosa e neppure, in prima approssimazione, di scambiarlo fra loro. Riteniamo, di conseguenza, decisamente più rispondente alla realtà fisiologica pensare che la velocità con cui il gas inerte già disciolto nel sangue va a sciogliersi nei vari tessuti sia proporzionale non alla differenza fra pressione parziale del gas inerte presente nella miscela gassosa respirata e tensione del gas inerte disciolto nel singolo tessuto, ma alla differenza fra tensione del gas inerte disciolto nel tessuto vettore sangue e tensione del gas inerte disciolto nel singolo tessuto ricettore. Questo comporta, ovviamente, che la formula che descrive l'andamento del fenomeno di soluzione nel sangue non può avere la stessa forma matematica di quella che descrive il fenomeno di saturazione negli altri tessuti.

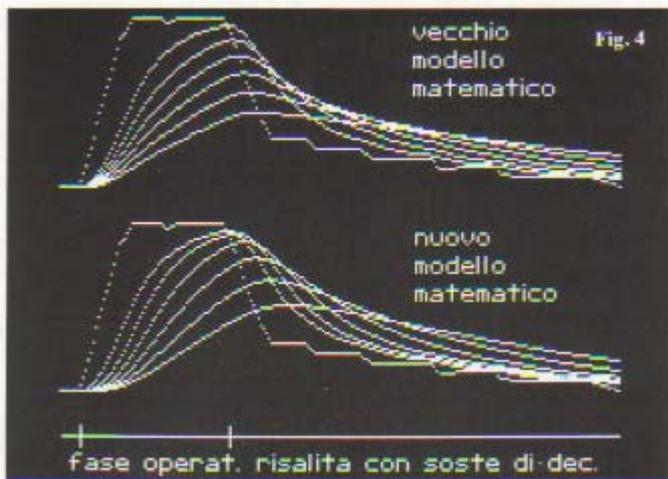
Il nostro modello matematico può anche tener conto di eventuali interazioni e scambi di gas inerti fra tessuto e tessuto, ma, a quanto ci risulta, non esistono attualmente studi che ne abbiano valutato quantitativamente l'entità. Le differenze fra il modello matematico finora usato e quello che proponiamo si evidenziano nella rappresentazione grafica (figura 3) in cui sono riportati gli andamenti nel tempo delle tensioni nel tessuto vettore (traccia inizialmente più alta) e in altri cinque tessuti ricettori (tracce più basse) calcolati, nella parte superiore del grafico, col vecchio modello matematico universalmente adottato e, nella parte inferiore, con il nuovo modello che proponiamo, durante un ciclo in cui la pressione esterna, partendo da un valore iniziale pari alla pressione atmosferica, viene repentinamente portata a un valore maggiore e mantenuta a tale valore per un certo intervallo di tempo; dopo di che, altrettanto repentinamente, viene riportata al valore iniziale, mantenendovela per un uguale intervallo di tempo. Si nota subito come, nel vecchio modello matematico, il momento in cui diminuisce la pressione esterna corrisponda al momento in cui le tensioni nei vari tessuti iniziano tutte contemporaneamente a diminuire, mentre, nel nuovo modello matematico le tensioni relative ai tessuti ricettori continuano ad aumentare anche dopo la diminuzione della pressione esterna, iniziando a diminuire solo nel momento in cui il valore della tensione nel tessuto vettore è diventato inferiore al loro (graficamente si nota come la curva della tensione nel tessuto vettore corrisponda all'insieme dei punti di massima tensione nei tessuti ricettori).

Con immediata estensione al caso di una immersione subacquea, risulta che, se si accetta il vecchio modello, si accetta anche il concetto, a nostro avviso non rispondente alla realtà fisiologica, che, nel momento in cui un subacqueo, finita la fase operativa dell'immersione, comincia a risalire verso la superficie, immediatamente tutti i

tessuti del suo corpo cominciano a liberare i gas inerti in essi disciolti. Noi riteniamo, invece, e il nostro modello ben lo evidenzia, che solo il sangue inizi quasi immediatamente a liberare i gas inerti, mentre tutti gli altri tessuti, anche durante le prime fasi della risalita e decompressione, continuano a saturarsi di gas inerti loro ceduti dal sangue, iniziando a liberarsene solo dal momento in cui la tensione di gas disciolto nel sangue diventa inferiore a quella del gas in essi disciolto.

Come ben risulta dal grafico (figura 4), le indicazioni fornite dal vecchio modello si differenziano più sensibilmente rispetto al nuovo durante la fase di diminuzione della pressione, che corrisponde, nell'immersione subacquea, proprio alla delicatissima fase della risalita, durante la quale le tensioni, e quindi le quantità di gas inerti disciolti nei tessuti, risultano più elevate se calcolate con il nuovo modello matematico, che porta quindi a prescrivere soste di decompressione più lunghe. Il nuovo modello, infine, fornisce il criterio matematico per dimostrare la già sperimentalmente riscontrata maggior durata della fase di desovrasaturazione completa, rispetto a quella di saturazione completa che l'ha preceduta.

Riteniamo, in definitiva, che mentre i fisiologi da tempo hanno sufficientemente bene inquadrato e descritto qualitativamente il fenomeno di soluzione di un gas inerte nel corpo del



Le indicazioni fornite dal "vecchio" modello si differenziano più sensibilmente rispetto al nuovo nella delicata fase della risalita verso la superficie.

subacqueo, qualcosa si può ancora fare nella formulazione dei modelli matematici, in modo che siano ancora più rispondenti alla realtà fisiologica e possano tener conto anche di eventuali interazioni, non solo fra sangue e singolo tessuto, ma anche fra tessuto e tessuto, della funzione di vettore assolta dal sangue e del rallentamento della velocità di emissione di gas inerti da parte degli altri tessuti durante la risalita.

Le nostre affermazioni richiedono comunque una necessaria considerazione: l'aver sfruttato, tramite elaboratore elettronico, un modello matematico migliorabile nel calcolo delle attuali tabelle di decompressione non comporta alcun incremento di rischio per il sommozzatore che le applica, in quanto le indicazioni riportate dalle tabelle, calcolate tramite tali formule applicate a immersioni tipo effettuate con velocità di discesa e risalita costanti e soste a quote costanti, eliminando cioè ogni irregolarità di variazione della pressione di immersione, sono successivamente state ricontrollate e corrette a seguito di numerose verifiche pratiche, finendo quindi con il tener conto implicitamente della funzione di vettore assolta dal sangue. Il discorso cambia se si usa un decompressimetro meccanico o elettronico che, utilizzando lo stesso modello matematico, viene però applicato a una situazione in cui la pressione di immersione è soggetta a irregolarità. Nelle simulazioni che abbiamo effettuato su computer, applicando agli stessi profili reali e discontinui di immersione i due modelli, vecchio e nuovo, abbiamo verificato regolarmente che non trascurabili per-centuali della fase di risalita, descritte dal vecchio modello come fasi di desovrasaturazione, sono invece descritte dal nuovo come fasi di saturazione. Le differenziazioni di indicazione fra i due modelli sono più evidenti per i tessuti lenti a saturarsi e restano notevoli anche nelle immersioni successive.

L'applicazione dell'elettronica nel calcolo in tempo reale delle modalità di decompressione apre, comunque, nuove e importanti prospettive non ancora sfruttate, quali, per esempio, quella di determinare in immersione, tramite appositi sensori, la eventuale insorgenza dell'affaticamento, misurando il battito cardiaco o, più semplicemente, il consumo istantaneo della miscela respirata e modificando poi immediatamente le modalità di decompressione in considerazione dello stato di affaticamento riscontrato. Un'altra possibilità non ancora

sfruttata è quella di personalizzare le modalità di decompressione in relazione alle caratteristiche fisiche individuali del sommozzatore. Con il nuovo modello matematico da noi proposto, e utilizzando un sensore del consumo istantaneo, funziona un "Dispositivo elettronico subacqueo per la determinazione in tempo reale delle modalità di risalita ottimali per la sicurezza del sub, in considerazione anche del suo stato di affaticamento e della quantità di miscela gassosa di cui dispone". Il dispositivo è stato brevettato nel 1984 e sfrutta un procedimento che, partendo dalla misurazione diretta di pochi parametri fisici fondamentali, effettuata con idonei sensori, calcola l'entità di altri parametri fisici e valuta in analogia, secondo un modello matematico originale, l'entità di parametri fisiologici determinanti per la sicurezza del subacqueo che si immerge con autorespiratori a ciclo aperto. I parametri calcolati sono: profondità di immersione, velocità di variazione di quota, pressione media di immersione, consumo istantaneo, medio e totale di miscela gassosa disponibile, riserva di miscela gassosa necessaria per la risalita in sicurezza (cioè evitando la comparsa di forme patologiche di tipo embolico), peso della miscela gassosa, quantità stimata di gas inerti disciolti in tessuti campione del corpo del subacqueo, modalità di decompressione senza soste, ma con velocità di risalita variabile con continuità, oppure, in alternativa, numero, profondità e durata delle soste di decompressione eventualmente necessarie, insorgenza di eventuali situazioni di affaticamento e altri ancora. I parametri misurati direttamente sono invece: la pressione a cui è sottoposto il corpo del subacqueo, la pressione della miscela gassosa respirabile che si trova nelle bombole dell'autorespiratore e la temperatura. La loro entità numerica viene determinata istante per istante durante l'immersione attraverso due trasduttori di pressione e una termocoppia connessi al dispositivo elettronico che, collegato alle bombole dell'autorespiratore tramite un tubo ad alta pressione, determina le modalità di risalita ottimali per poter riemergere senza forme emboliche, ma sfruttando al massimo la quantità di miscela gassosa di cui dispone.

Immediatamente, tramite semplici segnali luminosi e sonori, vengono trasmessi al subacqueo ordini elementari, che permettono di ottimizzare la risalita. Ad esempio: risali, scendi, sosta a quota costante, riprendi il controllo della respirazione. I primi tre ordini possono essere anche trasmessi a una idonea apparecchiatura di risalita, che provveda automaticamente a riportare il subacqueo in superficie secondo le modalità ottimali. A immersione terminata, il dispositivo elettronico può essere collegato, tramite un'apposita interfaccia, a un comune personal-computer e può fornire in forma grafica e numerica, su monitor o su stampante, l'andamento nel tempo di tutti i parametri controllati; quindi, fungendo da "scatola nera" in caso di incidente, può evidenziare eventuali comportamenti scorretti e pericolosi riscontrati nell'immersione già effettuata, nonché fornire utilissimi dati statistici sulla fisiologia dell'immersione.

Francesco Di Pisa

Mario Giuseppe Leonardi