

EVOLUZIONE DEI DECOMPRESSIMETRI

ARCHIVIO RUOCCO

Ing. L. Sacco

DIRIGENTE ENEL TORINO

CENNI STORICI

La prima ipotesi di progetto di un decompressimetro portatile compare in un rapporto U.S.Navy del Committee for Undersea Warfare and Underwater Swimmers del 1953: 8i tratta di un dispositivo pneumatico che simula, secondo il modello perfusionale, la cinetica dell'Azoto in due tessuti. Lo stesso rapporto propone una versione analogica elettrica che esplica le stesse funzioni.

Il primo decompressimetro viene costruito nel 1955 dalla Foxboro, secondo il progetto pneumatico suggerito dalla U.S.Navy, ma non supera i test di controllo del NEDU.

Quattro anni più tardi De Sanctis e Alinari realizzano in Italia il famoso DCP, decompressimetro pneumatico a un tessuto, che verrà prodotto dalla SOS e sarà, grazie all'affidabilità e al costo contenuto, il primo apparecchio ad incontrare una grossa diffusione in campo sportivo. Può essere interessante notare che una delle caratteristiche messe invariabilmente in evidenza dai detrattori del DCP, lo scostamento dalla curva di sicurezza delle tabelle U.S.Navy per le piccole e le grandi profondità, anticipava invece sorprendentemente le più recenti risultanze dell'applicazione di sofisticate tecniche probabilistiche.

A partire dal 1962 Kidd e Stubb, dell'Institute of Aviation Medicine canadese (più tardi parte della DCIEM), sviluppano una serie sofisticata di decompressimetri analogico-pneumatici a quattro tessuti. Uno degli aspetti interessanti di questa ricerca e la sua evoluzione, che induce i due ricercatori, partiti dalla simulazione di un modello di tipo perfusionale, a preferire un modello diffusionale. Purtroppo, malgrado i soddisfacenti risultati, una serie di problemi tecnici impedirà la realizzazione a prezzi competitivi dei decompressimetri di Kidd e Stubb e, a fine 1971, la società del gruppo De Havilland canadese, cui era stata affidata la fabbricazione, deciderà di sospendere la produzione.

Successivamente anche la General Electric e la Farallon si cimenteranno senza successo commerciale nel campo degli apparecchi analogici pneumatici.

Nel frattempo però la comparsa dei primi microprocessori a basso consumo segna la fine dei tenta-

tivi in campo pneumatico e, nel 1975, la DCIEM inizia lo sviluppo del primo calcolatore digitale portatile. I risultati di questo impegno permettono alla Cybertec canadese di completare, tre anni dopo, la costruzione del primo decompressimetro digitale basato sull'algoritmo di Kidd Stubb.

Nel 1979 anche la Dacor costruisce il primo decompressimetro digitale, un lettore di tabelle USN, ma è costretta a desistere per l'incendio della fabbrica che dovrebbe costruire le batterie speciali per l'apparecchio.

La Newtec canadese, subentrata nel 1980 alla Cybertec, mette sul mercato il CYBERDIVER II! un lettore di tabelle USN che si rivela ingombrante e di difficile taratura. Lo segue il CYBERDIVER-III, un vero decompressimetro basato sull'algoritmo di Kidd e Stubb, che incontra un discreto successo commerciale.

Nel frattempo anche la USN scende in campo, facendo costruire alcuni prototipi, basati sul modello E-L di Thalmann, ma senza arrivare a risultati concreti.

Nel 1983 la Divetronic commercializza il DE-COBRAIN I, lettore digitale delle tabelle di BHULMANN, e L'Orca immette sul mercato l'EDGE, basato sul modello perfusionale messo a punto da Spencer.

Nello stesso periodo l'Oceanic e la U.S.Divers uniscono le forze per avviare un programma di ricerca nel campo dei decompressimetri digitali. Questa cooperazione, sviluppatasi nell'ambito della Pelagic Pressure Systems consociata dell'Oceanic, porta nel 1987 alla commercializzazione del DATA MASTER II dell'Oceanic e del DATA SCAN-2 della U.S.Divers.

Intanto, nel 1985, la Divetronic introduce il DE-COBRAIN II, basato sul modello ZHL-12 di Bhulmann, progettato anche per immersioni in quota.

Sempre nel corso del 1987 l'Orca commercializza lo SKINNY-DIPPER, la Suunto i modelli SME-ML e SME-USN, e l'Uwatec l'ALADIN.

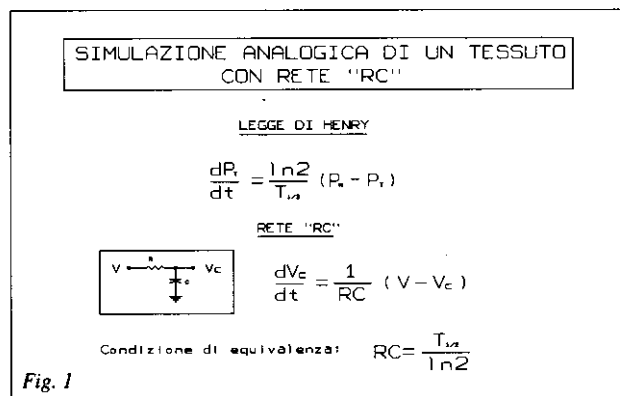
Si può finalmente affermare che i decompressimetri sono entrati nella fase della maturità, i problemi tecnici che ne hanno turbato per tanto tempo la funzionalità e l'affidabilità sembrano definitivamente risolti; l'iniziale diffidenza dei subacquei sportivi è superata, cresce la diffusione e il costo diminuisce.

Dal 1988 i modelli di decompressimetri digitali si moltiplicano e i fabbricanti, finalmente al riparo da banali problemi costruttivi, approfittano dell'enorme versatilità dei microprocessori disponibili sbizzarrendosi nella ricerca per migliorare le caratteristiche dei loro apparecchi.

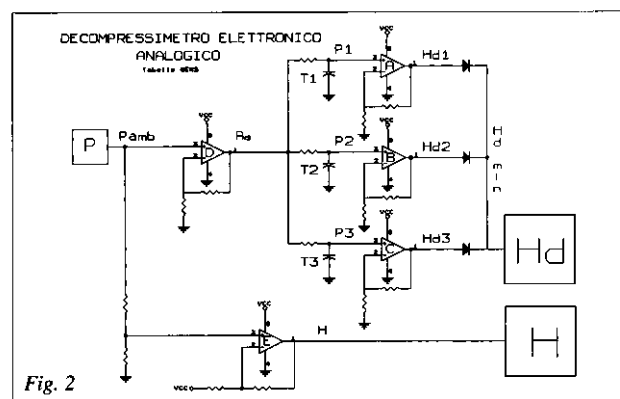
Così i decompressimetri più recenti tendono ad essere operati da funzioni aggiuntive quali il calcolo della velocità di risalita, dell'autonomia, la registrazione del profilo delle immersioni e così via, di indubbia utilità in qualche caso, ma spesso finalizzate più all'acquisizione del mercato che al miglioramento della sicurezza dell'immersione.

EVOLUZIONE TECNICA

Oggi, approfittando della possibilità di simulare la legge di Henry mediante una semplice rete R-C, Fig. 1, un decompressimetro elettronico può essere



costruito molto facilmente. Sono sufficienti un paio di circuiti integrati, pochi componenti discreti, un display LCD e un trasduttore di pressione di tipo piezoresistivo per realizzare un apparecchio che simuli, ad esempio, il modello perfusionale a tre tessuti delle vecchie tabelle francesi del GERS, Fig. 2.



Può quindi sembrare strano che la prima fase dell'evoluzione dei decompressimetri abbia visto tutti gli sforzi tutti concentrati sullo sviluppo di un modello pneumatico malgrado, fin dal 1953, lo stesso rapporto Groves & Monk avesse preconizzato

l'affermazione della soluzione elettronica. In realtà la tecnologia elettronica degli anni 50 disponeva unicamente di componenti discreti, con assorbimenti e ingombri proibitivi, non esistevano trasduttori di pressione, strumenti indicatori e sorgenti di alimentazione di caratteristiche tecnico-economiche adeguate. Fu questa situazione che indirizzò i ricercatori sulla strada della simulazione pneumatica, strada che si sarebbe rivelata ben più ardua del previsto, per le insidiose difficoltà di messa a punto e manutenzione.

Fortunatamente gli straordinari progressi degli anni '70 nel campo dei semiconduttori misero finalmente a disposizione nuovi componenti con caratteristiche più favorevoli, non solo, ma l'avvento dei microprocessori a basso consumo aprì presto la strada della tecnologia digitale alle piccole apparecchiature portatili, permettendo di affidare al software l'incombenza della simulazione di algoritmi diversi e complessi, liberando il ricercatore dai problemi e dalle limitazioni dei progetti analogici.

I nuovi dispositivi consentirono così di modificare o sostituire i modelli di calcolo con semplici interventi di programmazione, e offrirono il vantaggio aggiuntivo della possibilità di memorizzare a lungo termine le informazioni sull'immersione, per un eventuale utilizzazione successiva.

Negli anni '90 la fase di ingegnerizzazione dei decompressimetri elettronici ha raggiunto gli obiettivi dell'affidabilità e della funzionalità ma i progettisti, proprio nel momento in cui ritenevano di poter serenamente passare la palla ai costruttori, si sono trovati di fronte alla difficilissima sfida lanciata dai nuovi e più sofisticati modelli di tipo probabilistico, sfida che sta mettendo alla frusta la loro capacità di confinare in un piccolo strumento portatile le enormi capacità di calcolo necessarie.

Il decompressimetro del futuro sarà probabilmente concepito per poter gestire le modalità di risalita in funzione non solo dei parametri tradizionali dell'esposizione iperbarica, tempo e pressione, ma anche del livello di rischio. I modelli più sofisticati potranno permettere la selezione del livello di rischio e la sua eventuale modifica nel corso dell'immersione, ed essere in grado di fornire, in tempo reale, un'indicazione della variazione di rischio conseguente a scostamenti dal profilo di risalita ideale.

Gli stessi strumenti potranno, in prospettiva, essere utilizzati per monitorare e indirizzare anche eventuali trattamenti di decompressione terapeutica.

Tutto questo comporterà probabilmente uno sforzo tecnico economico notevolissimo, sia per il software che per lo sviluppo di microprocessori capaci di supportare, compatibilmente con le esigenze

di "portabilità", le potenze di calcolo necessarie per utilizzare a pieno le possibilità offerte dai nuovi modelli. È pertanto probabile che debba trascorrere ancora parecchio tempo prima che la rivoluzione che sta sconvolgendo il terreno dei modelli di calcolo possa far sentire concretamente la sua influenza anche nel campo commerciale.

ARCHITETTURA

Lo schema a blocchi semplificato di un decompressimetro digitale tipico è riportato in Fig. 3 e, di

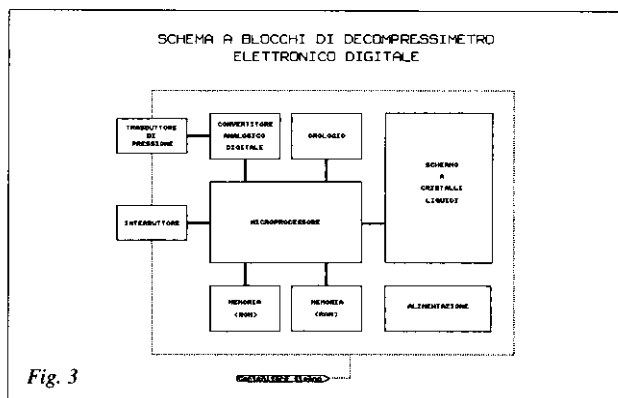


Fig. 3

seguito, sono sommariamente descritte le funzioni dei singoli elementi dello schema:

MICROPROCESSORE - È il cuore dell'apparecchio che elabora, in funzione del tempo, le informazioni che riceve dall'ambiente esterno, pressione e tempo, ed invia i risultati delle misure ed elaborazioni a uno schermo a cristalli liquidi.

TRASDUTTORE DI PRESSIONE - Fornisce all'apparecchio la misura della pressione assoluta nell'ambiente esterno sotto forma di un segnale elettrico analogico.

INTERRUTTORE - Serve a dare il via all'alimentazione elettrica dell'apparecchio e ad inizializzarlo.

CONVERTITORE A/D - Converte il segnale analogico di pressione in segnale digitale, in modo che possa essere acquisito dal microprocessore per le successive elaborazioni.

OROLOGI O - Fornisce i segnali necessari per la misura del tempo e per coordinare le funzioni di misura, gestione ed elaborazione dei dati.

ROM - Memoria che contiene in modo permanente programmi e costanti necessari per l'elaborazione.

RAM - Memoria che contiene temporaneamente, fino a che è alimentata, i risultati delle elaborazioni.

ALIMENTAZIONE - Fornisce la potenza elettrica necessaria per il funzionamento dell'apparecchiatura e per la memorizzazione temporanea delle informazioni, prelevando l'energia necessaria da una batteria.

SCHERMO A CRISTALLI LIQUIDI - Presenta, in forma digitale e grafica, le informazioni necessarie per una corretta risalita ed eventuali informazioni ausiliarie.

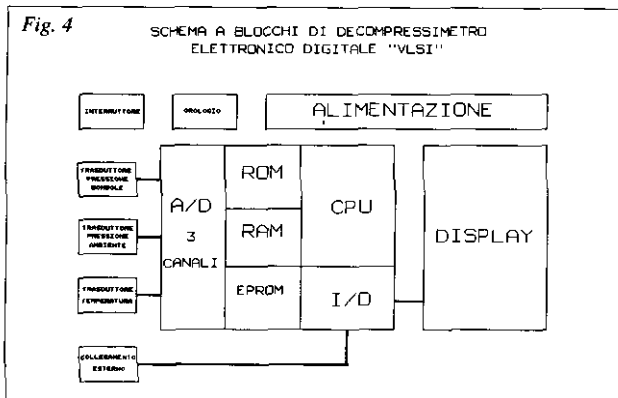
I moderni microprocessori CMOS sono caratterizzati da un consumo modestissimo, ulteriormente contenibile sfruttando una specifica funzione di autolimitazione dell'assorbimento durante gli stati di attesa. Essi possono inoltre integrare convertitori A/D, memorie di vari tipi e la sezione di controllo dello schermo. Vale la pena notare che fra le memorie di tipo permanente integrabili sono comprese le EEPROM (Electrically Erasable Programmable Read Only Memories), facilmente riprogrammabili, che consentono l'aggiornamento dell'algoritmo di calcolo a un costo molto contenuto.

Non meno sofisticati i trasduttori di pressione dell'ultima generazione, spesso basati su un singolo piezoresistore al Silicio, che possono integrare tutte le funzioni necessarie a condizionare il segnale, in modo da fornire al convertitore A/D un ingresso già linearizzato, compensato in temperatura, amplificato e con un rapporto disturbo segnale sorprendentemente buono.

Il problema delle batterie, tradizionale spina nel fianco dei progettisti elettronici, perennemente alle prese con la necessità di conciliare autonomia, prestazioni, assorbimento e ingombro, è stato elegantemente risolto con le batterie al Litio (in particolare al Litio-Biossido di Zolfo o Litio-Cloruro di Tionile), che consentono un miglioramento della densità di energia del 300-400% e possono essere immagazzinate, con trascurabili diminuzioni di capacità per tempi superiori a dieci anni. Queste batterie possono funzionare correttamente in un ampio campo di temperatura (anche a valori bassissimi) e sono molto affidabili e robuste.

Fra i motivi che avevano inizialmente orientato i ricercatori verso la soluzione pneumatica uno dei più importanti era certamente costituito dall'indisponibilità di adeguati strumenti indicatori di tipo elettrico/elettronico. Successivamente i primi decompressimetri digitali avevano potuto beneficiare della tecnologia degli indicatori numerici tipo LED, ma a prezzo di una pesante penalizzazione dell'autonomia per gli assorbimenti elevati. Tutti questi inconvenienti sono stati definitivamente superati dagli schermi a cristalli liquidi che, per basso consumo! facilita a rappresentare informazioni sia in forma alfanumerica che grafica, affidabilità e versatilità, costituiscono lo strumento indicatore ideale.

In Fig. 4 è riportato lo schema tipico di un decompressimetro realizzato con un microprocessore dell'ultima generazione che integra un convertitore



A/D a tre canali, una ROM, una RAM, una EPROM e la sezione di controllo I/O dei collegamenti con l'indicatore e con un canale esterno di comunicazione. Il convertitore è interfacciato con il trasduttore che misura la pressione ambiente e con altri due trasduttori che rilevano la pressione nelle bombole e la temperatura esterna, grandezze con cui i più recenti decompressimetri "self-Adapting" correlano i valori di alcuni dei parametri dei loro algoritmi. Il canale di comunicazione esterno consente il collegamento del decompressimetro a un PC per eventuali trasferimenti di dati, simulazioni, funzioni di controllo diagnostico o interventi di aggiornamento degli algoritmi di calcolo.

MODELLI DI CALCOLO

Gli apparecchi messi in commercio finora hanno quasi esclusivamente utilizzato modelli di tipo deterministico, basati su variazioni più o meno conservative del metodo originariamente proposto da Haldane, e gli algoritmi necessari per il controllo in tempo reale delle modalità di decompressione risultano molto semplici e richiedono capacità di calcolo e memorizzazione piuttosto limitate.

Infatti se si esamina l'espressione che la legge di Henry, in condizioni isobariche, fornisce per l'andamento temporale della pressione parziale del gas inerte in un generico tessuto di semiperiodo T:

$$P = P_o + (P_s - P_o) * (1 - \exp(-((t - t_o) * \ln 2 / T)))$$

In cui

P = pressione parziale del gas inerte nel tessuto al generico istante t

P_o = pressione parziale del gas inerte nel tessuto all'istante iniziale t_o

P_s = pressione di saturazione costante

Si può notare che, approssimando il profilo dell'immersione con una sequenza di intervalli di tempo di durata (t-t_o) a pressione costante, il termine $K = (1 - \exp(-((t - t_o) * \ln 2 / T))$ diventa anch'esso costante e l'espressione di P si semplifica ulteriormente nella:

$$P = P_o + (P_s - P_o) * K$$

I valori di K, che caratterizzano ogni singolo tessuto, possono essere permanentemente memorizzati nella ROM mentre i valori di P_o, risultato del più recente calcolo di P e di P_s, ricavato dalla misura della pressione ambiente, vengono aggiornati all'inizio di ciascun ciclo e memorizzati nella RAM. I valori di P vengono quindi confrontati con i valori massimi consentiti in funzione della profondità, memorizzati nella ROM oppure correlati con la pressione ambiente da una funzione di tipo lineare. In questo modo si può ricavare la quota minima di decompressione.

La permanenza a una determinata quota di decompressione è condizionata dalla riduzione di P, per ciascun tessuto, al valore consentito per la quota successiva. Un breve calcolo aggiuntivo è infine necessario per individuare la prima quota di decompressione e prevedere il tempo di decompressione totale, ma si tratta di impegni di elaborazione piuttosto limitati.

I recenti modelli di tipo probabilistico seguono criteri analoghi per il calcolo degli scambi gassosi, ma utilizzano un approccio sostanzialmente diverso per individuare il profilo di risalita ottimale. In particolare il modello USNavy, che è alla base delle tabelle di imminente pubblicazione, introduce una cosiddetta "Funzione di rischio" r(t), che correla il rischio istantaneo con il livello di sovrasaturazione:

$$r(t) = (P - P_b) / P_b$$

In cui:

P(t) = pressione parziale del gas inerte nel tessuto al generico istante t

P_b = pressione ambiente

e, integrandola col tempo, calcola la probabilità finale di MDD P(MDD):

$$P(MDD) = 1 - \exp(-\int r(t) * dt)$$

Le integrazioni sono limitate agli intervalli per cui la funzione r(t) è positiva.

Il modello, in sostanza, assume che il rischio sia la risultante dell'accumulo degli infiniti livelli di rischio istantaneo associati allo specifico profilo di decompressione.

È chiaro che il rischio finale, secondo questa impostazione, dipende dall'intero profilo di risalita, pertanto quest'ultimo potrà essere ricavato esclusivamente per tentativi individuandolo, in funzione del rischio, fra quelli cui corrisponde il minor tempo totale di decompressione. In pratica occorrerà definire un ragionevole livello di discretizzazione dello spettro degli infiniti profili di risalita possibili ed escogitare le procedure di calcolo più efficaci per consentire di minimizzare le iterazioni necessarie, (Fig. 5).

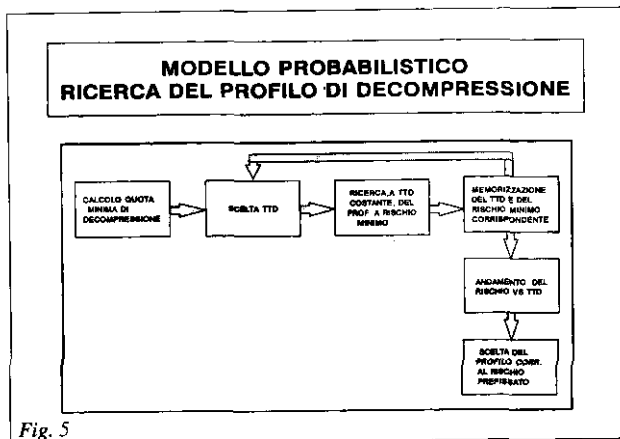


Fig. 5

È facile intuire che, se non si vuole scadere a livelli di discretizzazione eccessivamente penalizzanti, il numero di operazioni richieste per ciascun aggiornamento del profilo potrà raggiungere valori vertiginosi.

Una rappresentazione semplificata delle modalità di gestione, su decompressimetro elettronico, di un algoritmo probabilistico del tipo USNavy è riportata in Fig. 6. La fase di "aggiornamento del profilo a rischio costante", che in analogia a quanto fat-

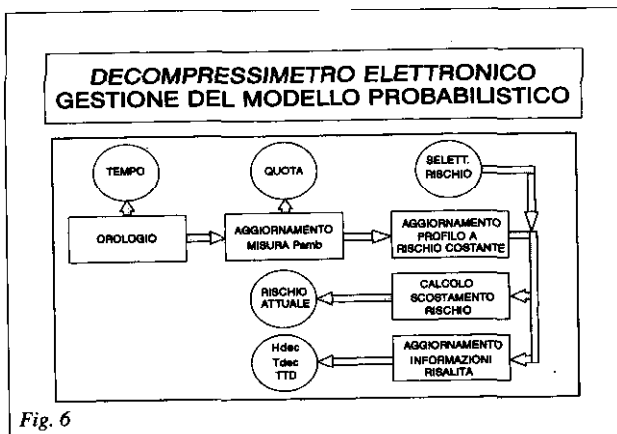


Fig. 6

to per i decompressimetri attuali potrà disporre di un tempo massimo non superiore a 10 secondi, richiede ogni volta un calcolo estremamente complesso del rischio associato agli innumerevoli profili di risalita compatibili con il livello di discretizzazione prescelto.

L'implementazione di questi modelli su un piccolo apparecchio portatile costringerà certamente a uno sforzo notevolissimo, sia per l'ottimizzazione del software sia per lo sviluppo di un microprocessore in grado di fornire le potenze di calcolo e di memorizzazione necessarie.

CONCLUSIONI

L'annosa polemica su decompressimetri e sicurezza e sul presunto dualismo "computer-tabelle" continua a vivacizzare le discussioni tra subacquei e a polarizzare l'attenzione di convegni e congressi.

Senza voler entrare nel merito di questa problematica se ne possono intravedere più origini indipendenti; il convincimento inveterato di chi continua a far riferimento a tabelle tradizionali, in particolare le vecchie USN, come a una pietra di paragone sopra ogni sospetto, la disinvoltura con cui alcuni ricercatori presumono di poter estrapolare la validità dei loro modelli ad ambiti non sufficientemente verificati, i fabbricanti che non definiscono i limiti di utilizzo dei loro apparecchi.

In realtà la fisiologia iperbarica non è ancora riuscita a verificare direttamente la relazione causa-effetto per la MDD e non ha quindi potuto fornire un'interpretazione soddisfacente dei meccanismi che la giustificano. Per questo i ricercatori iperbarici hanno finora basato le loro teorie su meccanismi fisiologici presunti utilizzando, per assegnare i valori ai parametri degli algoritmi, i risultati di rilievi sperimentali. Pertanto i loro modelli dimostrano generalmente una buona validità nell'ambito utilizzato per valorizzarne i parametri, anche se le loro prestazioni variano in ragione inversa all'estensione di tale ambito, mentre non sono più in grado di fornire risultati affidabili se si azzarda l'estrapolazione ad ambiti non sperimentati.

Il campo in cui i rilievi sperimentali sono di gran lunga più agevoli e disponibili è evidentemente quello delle esposizioni di tipo "quadrato", mentre il campo delle multilivello e delle ripetitive risulta molto più difficilmente verificabile; ne consegue un maggior rischio in queste aree, che sono quelle che i decompressimetri permettono di esplorare con relativa facilità. Le tabelle, al contrario, non consentono, o consentono con molta maggior difficoltà, il controllo di tali tipi di esposizione. Se poi si considera che la necessità di discretizzazione delle tabelle costringe ad introdurre, nel campo delle ripetitive, particolari semplificazioni conservative degli algoritmi, è naturale dedurre che l'abusato confronto "computer-tabelle" risulta generalmente improponibile.

Oggi molte speranze sono riposte nei nuovi modelli probabilistici che, utilizzando metodi di indagine più obiettivi, hanno ridimensionato le limitazioni imputabili ad interpretazioni pseudofisiologiche e sembrano riuscire ad interpretare soddisfacentemente basi dati anche molto estese, fornendo contemporaneamente informazioni preziose sul livello di rischio.