SuReLab
Via Teseo Tesei, 1
16126 La Spezia

PROGETTO DIVER +

DELIVERABLE 1 – Stato dell'Arte

Introduzione

La valutazione funzionale di atleti o di appartenenti alle forze armate ha subito una grande accelerazione man mano che la tecnologia legata alla strumentazione da utilizzare ha raggiunto standard sempre più elevati.
Inizialmente era possibile la misura non invasiva in laboratorio di segnali biometrici classici, quali l'elettrocardiogramma (ECG), l'elettroencefalogramma (EEG), lo spirogramma, la misura della pressione e della temperatura corporea mediante apparecchi da studio, spesso ingombranti e vincolati alle fonti energetiche tradizionali. In questa situazione era soltanto possibile registrare i parametri basali e, con l'aiuto di strumenti quali il cicloergometro e il nastro trasportatore, simulare un attività fisica controllata, che, a parte ciclisti e podisti, era spesso molto lontana dal gesto atletico dei soggetti studiati. La misura dei costi energetici veniva attuata raccogliendo l'espirato del soggetto in un sacco gonfiabile e misurandone il contenuto percentuale in ossigeno, che, sottratto al contenuto ambientale, dava l'effettivo consumo del gas respiratorio.
La svolta rispetto a questa tendenza è stata rappresentata dall'invenzione di strumenti portatili, di dimensioni e peso limitati, facilmente indossabili, alimentati a batteria, collegati a sensori sofisticati, miniaturizzati e, ultimamente, interfacciabili con computer, anche a distanza, tramite tecnologia Bluetooth®.
Le ricerche del nostro gruppo, iniziate grosso modo negli anni '80, vertono sull'identificazione di eventuali modificazioni del segnale EEG in operatori subacquei, modificazioni ascrivibili agli effetti che i gas respiratori (azoto N_2 e ossigeno O_2, in respirazione ad aria) inducono sulla corteccia cerebrale, generatore dei ritmi elettrici cerebrali e, come noto, responsabile di tutta la sfera motoria e cognitiva e comportamentale dell'attività umana.
In campo subacqueo, non potendo effettuare misure in acqua, la soluzione è rappresentata dalla camera iperbarica, in grado di comprimere i soggetti a quote predeterminate, simulando l'immersione dal punto di vista pressorio, tanto in discesa quanto in risalita (decompressione). Alle quote raggiunte è anche possibile modificare la miscela respiratoria, passando ad esempio da aria a O_2.
Il razionale dei nostri studi si fonda sul fatto che, in acqua, gli operatori subacquei professionali e militari si immergono respirando aria (sommozzatori e palombari) oppure O_2 puro (incursori). Da tempo sono noti gli effetti fisiopatologici dei gas respiratori: l'azoto (N_2) sotto pressione si distribuisce ai tessuti secondo un coefficiente di ripartizione e con una sua solubilità. In discesa questo accumulo di N_2 porta in genere, a partire dai 25 m di profondità (2.5 atmosfere assolute, ATA), ma, in alcuni casi documentati, anche prima (intorno ai 18-20 m), a uno stato di "narcosi" cosiddetta da N_2 o, in senso lato, da gas inerte. Dal punto di vista EEG la narcosi (torpore, addormentamento) porta a un rallentamento dei riflessi, a uno stato di confusione, alla diminuzione della capacità critica e decisionale, con facilità a compiere errori, ad esempio in operazioni aritmetiche semplici. Essa simula, cioè, lo stato in cui ci si trova poco prima di addormentarsi, che, sul piano del tracciato EEG, mette in luce la presenza di onde di frequenza e ampiezza diverse rispetto allo stato di veglia. Un test in camera iperbarica, respirando aria, può mettere in luce la sensibilità di un soggetto all'azoto e la quota cui compare la narcosi.

In ambiente militare gli Incursori utilizzano l'autorespiratore a ossigeno, a circuito chiuso, che permette di far ricircolare l'ossigeno, mentre l'anidride carbonica prodotta dal soggetto viene captata dalla calce sodata, presente nel circuito. L'ossigeno iperbarico è tossico e sviluppa questa caratteristica ai danni dei polmoni e del cervello; la tossicità si manifesta a partire da una pressione parziale di O_2 di 1.6 ATA e a livello centrale la tipica risposta è la crisi convulsiva, eventualmente preceduta da euforia, stordimento e contrazioni labiali. Un test a ossigeno in camera iperbarica può evidenziare tale suscettibilità, permettendo di sconsigliare l'uso di ossigeno iperbarico, sia puro, sia in aria compressa a quote elevate.
Le ricerche finora condotte si sono focalizzate sull'ossigeno iperbarico e hanno utilizzato dapprima le registrazioni EEG in camera iperbarica, con passaggio a scafo e collegamento via cavo con la strumentazione. In seguito, con l'invenzione dei registratori Holter, la memoria di questi veniva scaricata offline, dopo il test in camera su un computer per la lettura e interpretazione. Da ultimo, con l'arrivo del sistema Bluetooth®, il tracciato EEG poteva essere seguito online in quanto dalla camera il segnale poteva uscire attraverso gli oblò di plexiglass (Figura 1)

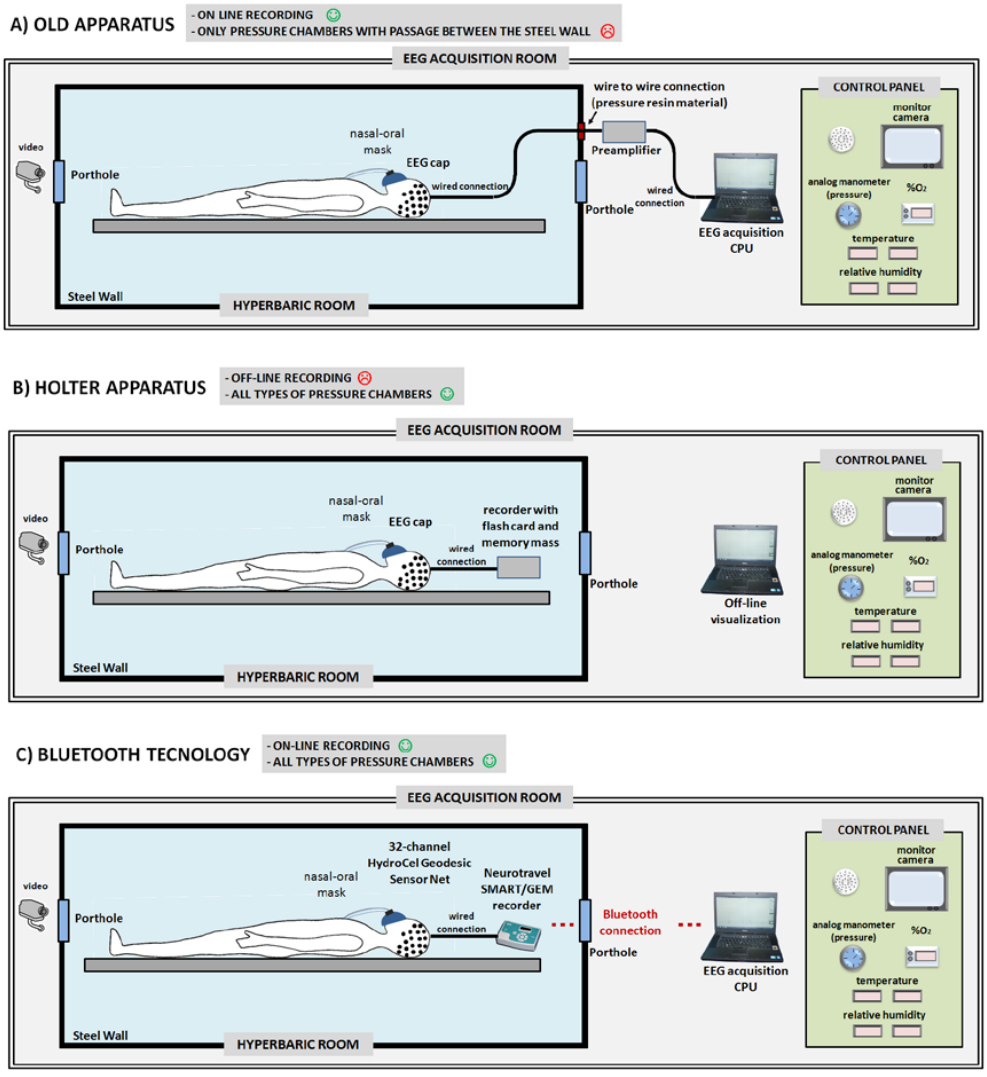


Figura 1

Più recentemente si è cominciato a cercare il modo di registrare segnali EEG (ed ECG) sul subacqueo nel suo ambiente naturale; da questa idea è scaturito il casco PASSOR, che può contenere un registratore EEG Holter miniaturizzato e la cuffia con gli elettrodi. Le specifiche di questo casco saranno descritte altrove.

Elettroencefalografia

Questo capitolo è dedicato alla spiegazione semplificata delle registrazioni elettroencefalografiche.
La corteccia cerebrale, la parte più superficiale, più giovane e più complicata dell'encefalo è sede di strati di cellule, che svolgono i compiti più difficili, raffinati ed elevati della nostra vita di relazione. Essa è sede di cellule motorie, che danno origine, tramite un circuito cortico-spinale, al movimento volontario dei muscoli e quindi degli arti; questi circuiti vanno sotto il nome di efferenze motorie. Vi sono poi cellule punto di arrivo delle informazioni veicolate dalle vie della sensibilità somatica, sensi specifici quali vista, udito, olfatto, tatto, temperatura, dolore, sensazione del corpo nello spazio eccetera che vanno. Nel nostro cervello ci sono cellule che funzionano sempre, che rispondono a circuiti profondi cui siamo insensibili, mentre va da sé che fra gli stati di veglia e di sonno la differenza principale si noterà in quelle cellule che lavorano meno (motorie, sensoriali) o non lavorano del tutto.
Le cellule nervose sono eccitabili e, a riposo, sono caricate negativamente all'interno rispetto all'esterno; il passaggio dal riposo all'attività significa generare una depolarizzazione della membrana cellulare con generazione di un potenziale d'azione, trasmissibile lungo la via nervosa cui la cellula appartiene. Le vie nervose veicolano dunque treni di potenziali che si distinguono fra loro per frequenza; nelle vie motorie maggior frequenza equivale a maggior forza sviluppata da un muscolo; nelle vie sensoriali, maggior frequenza significa sensazione più forte.
La registrazione EEG si attua facendo indossare al soggetto una cuffia (Figura 2) con incorporati gli elettrodi necessari per derivare i segnali dal cuoio capelluto. La resistenza che oppone la scatola cranica al passaggio di correnti elettriche biologiche è tale, che il segnale deve essere amplificato e si misura in μV.

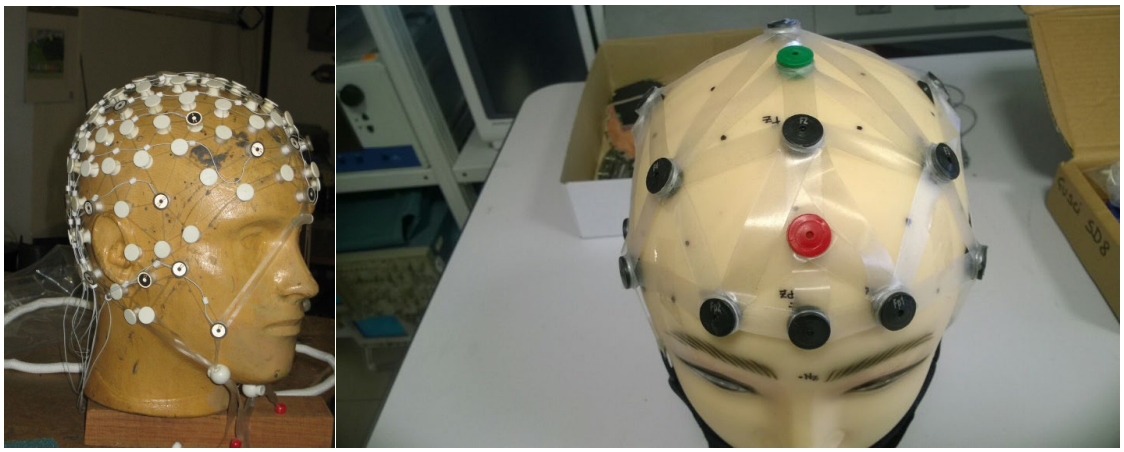


Figura 2 Due tipologie di cuffia geodetica, la seconda con minor numero di elettrodi.

La cuffia è cablata in modo da trasferire i segnali al lettore (ad esempio PC), che, a sua volta, permette di visualizzare il tracciato e, tramite specifici software di analisi, anche statistica, di mappare l'attività elettrica corticale, a seconda delle frequenze dominanti.
La corteccia cerebrale è suddivisa in due emisferi, a loro volta composti da lobi, anatomicamente simmetrici a destra e sinistra, dove l'emisfero sinistro è quello dominante (circa nel 90% della popolazione). Ogni emisfero è costituito da un lobo frontale, cui seguono un lobo parietale, un lobo temporale e un lobo occipitale. Le cellule cerebrali che scaricano nel modo sopra descritto sono così raggruppate (Figura 3): nel lobo frontale si trova la corteccia prefrontale (a funzione associativa),

sede di attività costante, che non si arresta mai. Una registrazione EEG in queste zone mette in luce un ritmo, cioè una frequenza di scarica media dominante fra i 12 Hz e i 35 Hz, detto β. Nella parte posteriore del lobo frontale sono localizzate le cellule motorie primarie (area motoria, giro precentrale) e di servizio (area premotoria). Le vie della sensibilità somatica confluiscono nel lobo parietale (giro post centrale) mentre alcune vie specifiche come l'udito e la vista, raggiungono rispettivamente il lobo temporale e quello occipitale.

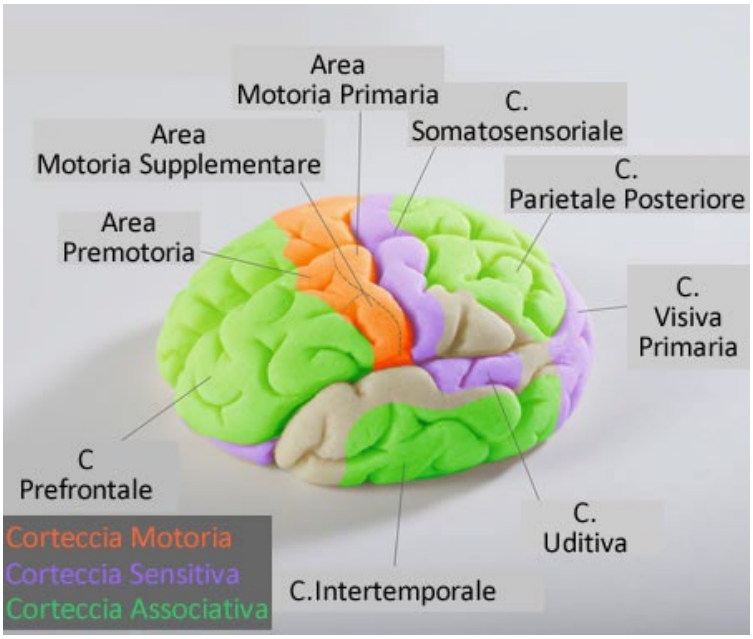


Figura 3

Il ritmo α può essere definito un ritmo artificioso, in quanto ricercato in una persona sveglia, ma cui si chiede di chiudere gli occhi: viene così a mancare una fonte di stimolazione sensoriale come la vista, che attenua il ritmo della veglia, registrato in zona parieto-occipitale, simile al β.
I ritmi theta θ e delta ô, sempre più ampi e meno frequenti, a significare che molte cellule scaricano in fase (sincronizzazione dell'EEG), in quanto non sono bombardate dagli stimoli periferici, si mettono in luce in dipendenza da scariche spontanee provenienti da zone sottocorticali, segnatamente dal tronco encefalico (Figura 4).

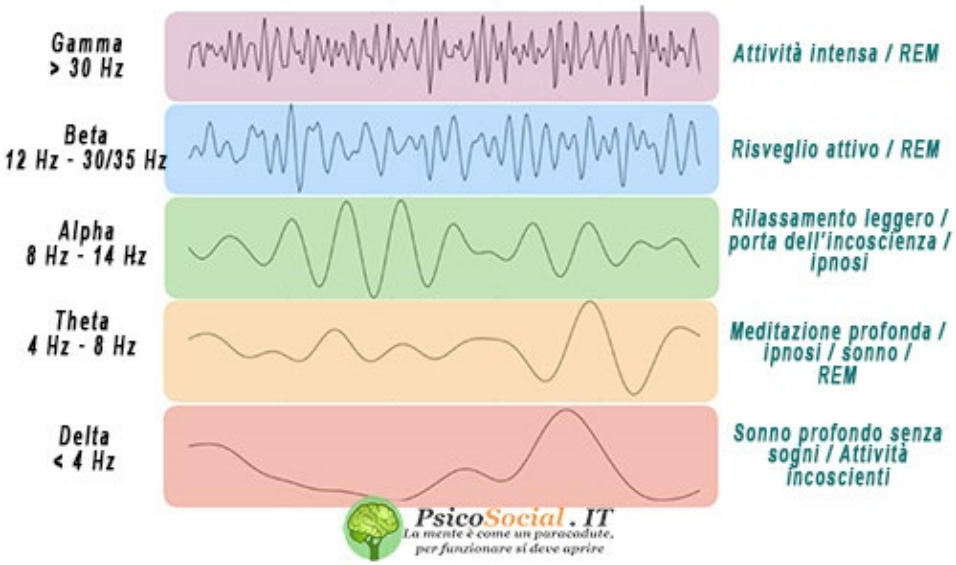


Figura 4

La Figura 5 mostra un tracciato EEG normale: soggetto a riposo, seduto, a temperatura confortevole e ad occhi aperti. Il primo rettangolo azzurro mette in luce un artefatto o disturbo della traccia, dovuto all'attività elettrica dei muscoli, al momento della chiusura degli occhi. Nel secondo rettangolo azzurro si vede il cambio di ritmo da veglia – frequenza maggiore, voltaggio minore – a ritmo α – più ampio e a più bassa frequenza -, mentre nel terzo si ha di nuovo l'artefatto oculare, alla riapertura degli occhi.

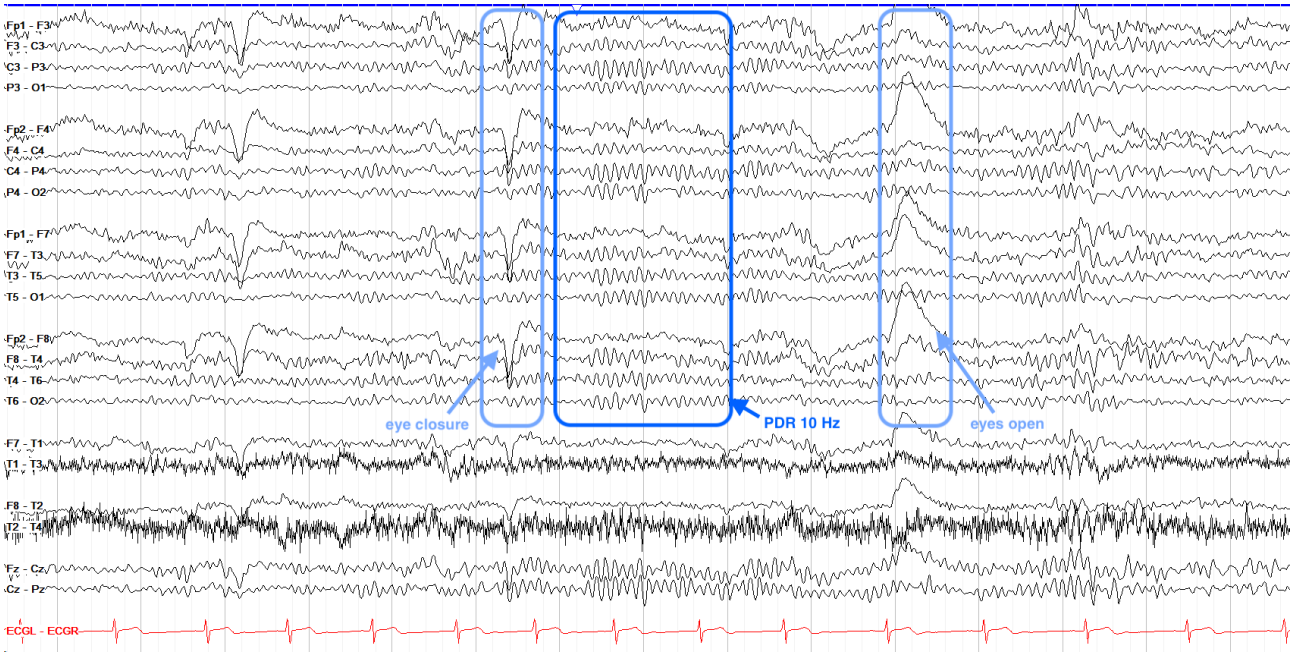


Figura 5

I canali rappresentano le correnti in uscita dagli elettrodi di registrazione, posizionati tramite la cuffia su punti simmetrici del cuoio capelluto, come visibile in Figura 6. per convenzione, le tracce provengono, dall'alto verso il basso, dalle regioni frontali, seguite dalle centrali, temporali, parietali e occipitali.

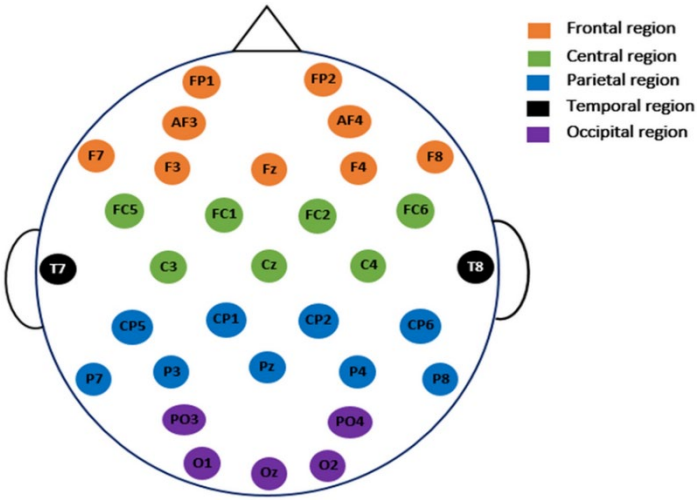


Figura 6 Posizione tradizionale degli elettrodi

In conclusione, dunque, si può dire che un elettroencefalogramma normale prevede di registrare un ritmo β nelle regioni frontali; un ritmo α nelle regioni parieto occipitali, col soggetto a occhi chiusi, che si trasforma in un ritmo della veglia alla riapertura degli occhi; un ritmo θ, presente negli stati emotivi e di affaticamento, nel sonno e nei momenti di concentrazione; un ritmo ô si presenta nel sonno profondo, non in presenza di sogni, e sono destinate a diminuire con l'età. In condizioni di sonno con sogni, si mette in luce il cosiddetto sonno REM (Rapid Eye Movement, rapidi movimenti oculari), in cui, paradossalmente, allo stato di sonno corrisponde un tracciato simile alla veglia. In questa fase i controlli che il sistema nervoso centrale esercita sulle periferie si fanno più imprecisi, mentre prevalgono scariche provenienti dal tronco encefalico che, raggiungendo la corteccia, desincronizzano il tracciato EEG.

Il sistema PASSOR

Veniamo ora all'epoca più recente della ricerca. Dopo anni di simulazione in camera iperbarica si è pensato di mettere a punto un casco che permettesse di contenere una cuffia collegata a un registratore EEG Holter di piccole dimensioni, ,ma ancora piuttosto ingombrante, in grado di registrare su memoria a stato solido i segnali provenienti dagli elettrodi, durante immersione in acqua, così da poterli analizzare una volta terminata l'immersione.
Il problema più importante, nella costruzione del casco, non è tanto l'aspetto della registrazione di per sé, quanto piuttosto di riuscire a creare, fra il casco e la superficie cranica, un ambiente stagno, che non permetta all'acqua di mare di entrare e areato, così da mantenere asciutto il cuoio capelluto. In entrambi i casi l'acqua di mare e la sudorazione manderebbero in cortocircuito il sistema cuffia.
Una prima serie di prototipi è stata sperimentata dagli anni '90 (Figura 7a, 7b, 7c).

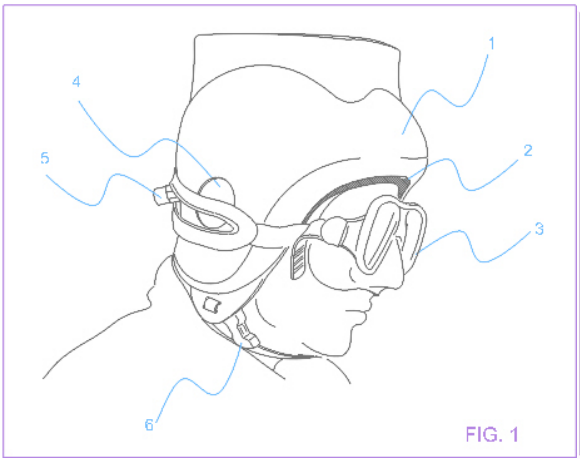
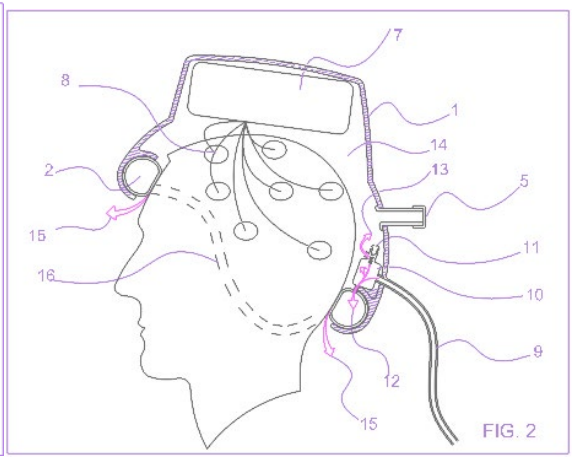


Figura 7a



7b

7c

In seguito, con l'evoluzione di materiali, la diminuzione d'ingombro di cuffie, registratori Holter e altro materiale si è arrivati alla progettazione di un nuovo casco, per cui è stato brevettato il sistema di valvole che consentono l'aereazione dello spazio interno, adeguando contemporaneamente la pressione della guarnizione a quella esterna e mantenendo una sovrappressione all'interno per garantire l'ambiente asciutto.
Questo casco è diviso in due metà, una inferiore che consente la calzata al di sopra delle orecchie, ma lascia scoperti i capelli, su cui si può posizionare la cuffia, i cui elettrodi a cloruro d'argento (AgCl) vanno riempiti con un gel conduttivo; indi si può chiudere il casco con la calotta a tenuta stagna, fissata con galletti e zavorrare il casco per compensare la spinta positiva sott'acqua (Figura 8, 8a, 8b, 8c)

Figura 8 Casco aperto, in azzurro le zavorre di compensazione.

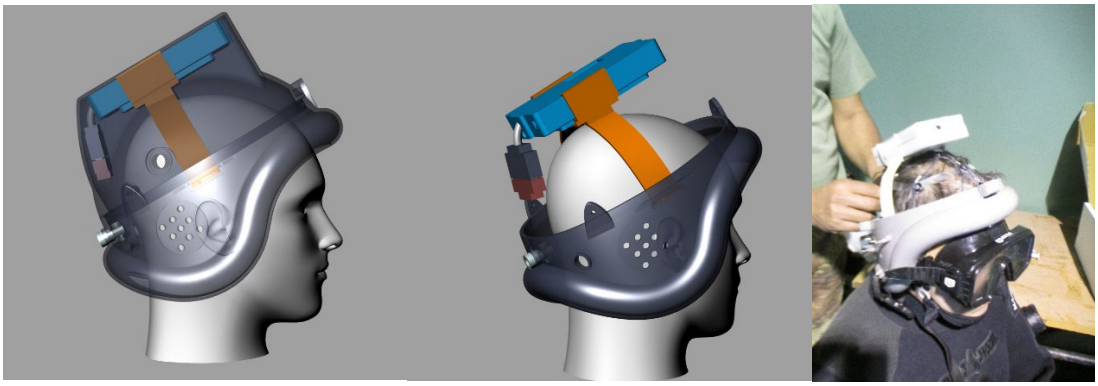


Figura 8a Casco chiuso 8b Casco aperto 8c Posizionamento

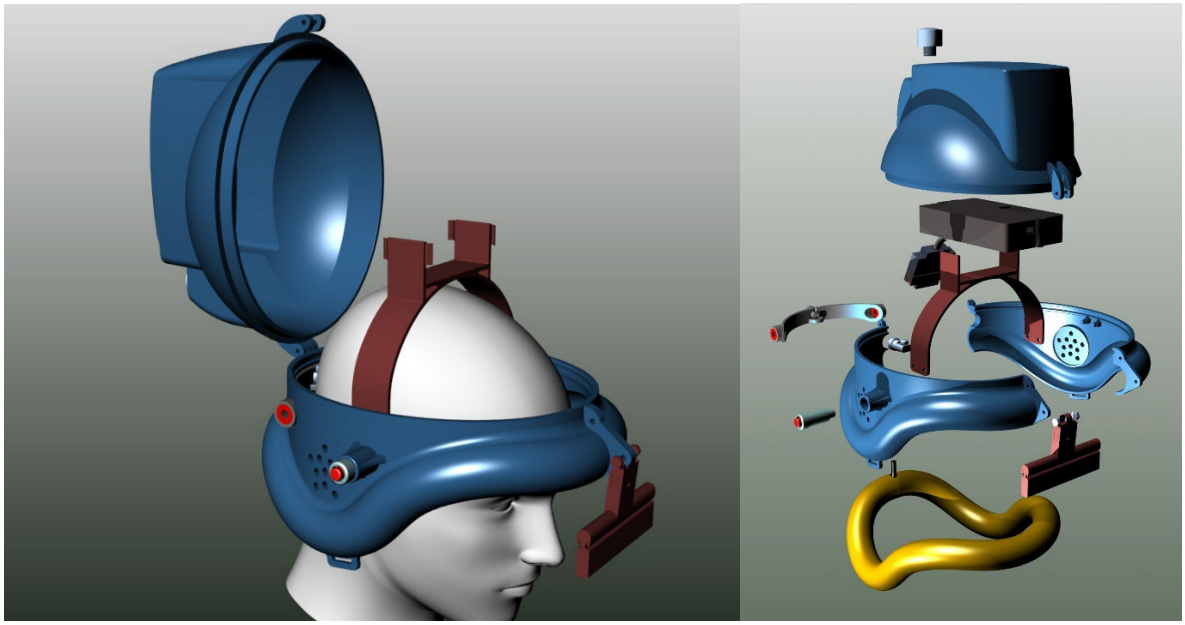


Figura 8d Casco aperto, in rosso la staffa per il registratore 8e Visione esplosa

Il casco

Innanzi tutto è da considerare che l'EEG deve essere registrato solo in un ambiente "secco" dove l'aria permette un isolamento ottimale fra i punti di registrazione.
Per tale motivo, si è pensato a un casco impermeabile, in vetroresina, dove, con un opportuno sistema di valvole, scorra in continuo, un flusso d'aria che renda lo spazio di registrazione asciutto e non umido. Si è utilizzata nello stesso casco la tecnica Holter, che permette di avere una registrazione continua dei segnali che possono essere esaminati in differita alla fine del lavoro subacqueo. Inoltre con la tecnologia Bluetooth® la bontà dei segnali può essere controllata prima dell'immersione senza l'ingombro di fili. Questo ha portato alla risoluzione di vari problemi: il casco deve essere scomponibile in due parti per permettere una messa a punto degli elettrodi prima della registrazione (posizionamento corretto, misura della loro resistenza). In realtà il posizionamento corretto viene risolto ponendo, sempre nella stessa posizione, gli elettrodi nella cuffia precablata, da far poi indossare all'operatore (Figura 8c). Questo posizionamento precostituito ha anche il vantaggio di rendere comparabili registrazioni di diversi operatori, perché eseguite con la stessa modalità. Nei modelli attuali di casco si è adoperata una apparecchiatura Holter costruita per operare in ambienti clinici, quindi ancora piuttosto ingombrante (Figura 8b, registratore di colore azzurro); nei futuri modelli si potrà ovviare a questo inconveniente, avendo a disposizione una apparecchiatura costruita ad hoc.
Il casco in questione, vagamente simile a un casco da motociclista, è realizzato in maniera da poter avere il viso libero, anche se protetto da occhiali o dal classico mascherino subacqueo, in modo da poter utilizzare un comune respiratore fornito di boccaglio; può, così, essere utilizzato da varie categorie di operatori subacquei, sia militari che civili, che operano con finalità diverse, ma adoperano sempre un erogatore ubicato a livello del viso.
Il casco è indossabile da un operatore subacqueo e può effettuare esami EEG (attività elettrica cerebrale) ed ECG (attività elettrica cardiaca) con registrazioni in immersione a diverse profondità.
Esso permette di mantenere la calotta cranica perfettamente asciutta, evitando infiltrazioni di acqua dall'esterno e addensamenti di vapore acqueo all'interno. Inoltre adegua in modo automatico la pressione interna a quella esterna, che varia a seconda della profondità a cui si scende, mantenendo all'interno una leggera sovrappressione per mezzo di un flusso continuo di aria asciutta. Il flusso è fornito dalla stessa bombola che alimenta l'erogatore per la respirazione, in dotazione al subacqueo.

È un apparecchio abbastanza complesso.
La versione attuale è un prototipo, costruito artigianalmente e recentemente migliorato con una nuova guarnizione pneumatica, appositamente costruita, e con nuovi componenti interni. Si potrà arrivare a un prodotto standardizzato appena si disporrà delle adeguate risorse.
La parte bassa, ad anello, accoglie in una scanalatura la guarnizione pneumatica (Figura 8e in giallo), un supporto ad arco per il fissaggio del registratore e vari innesti, valvole e interruttori, per le diverse funzioni. La si indossa, dopo la cuffia con elettrodi precablati (cuffia mod. 10 20 a montaggio ridotto a 15 elettrodi per essere adattata al casco, Fig. 9) e la si posiziona con la guarnizione appena al di sopra delle orecchie per poi essere spinta più in basso.

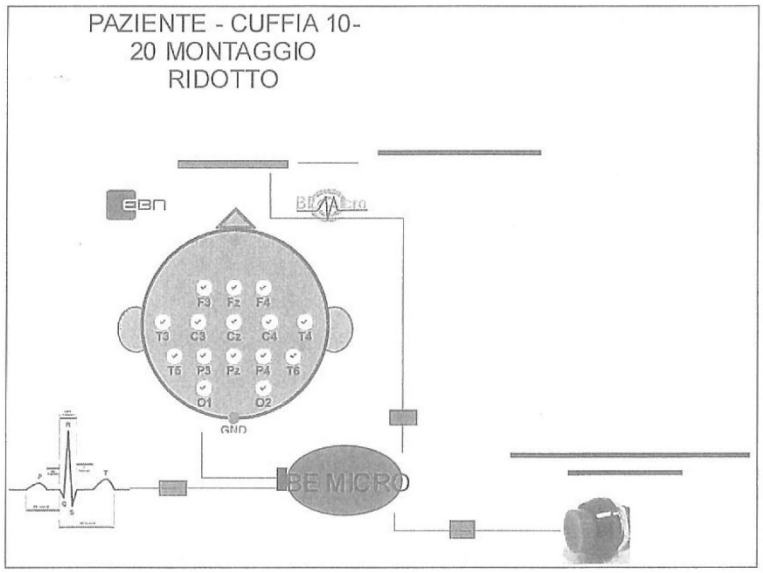


Figura 9 Cuffia con ridotto numero di elettrodi, per registrazione EEG ed ECG.

Il PASSOR è diviso in due parti, per facilitare:
1. la messa a punto degli elettrodi;
2. il collegamento al registratore;
3. la posizione corretta della guarnizione intorno alla testa.
La guarnizione verrà mantenuta in pressione da un flusso d'aria continuo, sempre proveniente dalla bombola; il flusso verrà dosato con una manopola di regolazione fine. L'aria in eccesso verrà scaricata all'interno del casco da un ugello tarato e garantirà una leggera sovrappressione, controllabile da una valvola tarabile situata nella parte superiore del casco.
Prima di chiudere, in modo ermetico grazie a un O-ring, il casco con la sua parte superiore, si potrà verificare, collegandosi alle apparecchiature di controllo, il corretto funzionamento di tutti i componenti elettronici.
Il casco, a causa degli ingombri del registratore (registratore BE-micro EBNeuro Firenze) e dei suoi collegamenti, ha un volume interno che in immersione genera una spinta positiva fastidiosa.
Per ovviare a questo inconveniente, il casco PASSOR è dotato di zavorre in piombo che si applicano prima di scendere in acqua.
La pressione della guarnizione pneumatica e quella interna del casco vanno mantenute costanti con il flusso continuo regolato dalla manopola di alimentazione.
È noto che scendendo in profondità la pressione esterna aumenta, anche in modo considerevole, ma essendo quella interna alimentata dal regolatore di pressione primo stadio (dell'erogatore) si adegua e aumenta in modo automatico, quindi non sarà necessario agire ulteriormente sulla manopola.
Si avrà così sempre la guarnizione gonfiata in modo adeguato e una sovrappressione interna al casco che manterrà l'ambiente interno asciutto e impedirà eventuali piccole infiltrazioni dall'esterno.

Quando si passerà da una profondità di immersione alla superficie o a una profondità minore, il sistema di valvole sopra descritto provvederà a scaricare all'esterno l'eccesso di pressione, senza creare danni all'operatore.
Il sistema di valvole è coperto dal brevetto numero 202017000027263, del 14/03/2017:
"SISTEMA DI VALVOLE REGOLABILI E COORDINATE, APPLICABILI A UN CASCO, INDOSSATO DA UN OPERATORE SUBACQUEO".
Il casco può essere anche dotato di un piccolo schermo a led (Figura 8d, 8e), attivato da un tasto, per poter registrare in acqua un potenziale cognitivo P300 evocato da stimoli luminosi. La scheda di controllo dello stimolatore visivo è dotata di diversi programmi e alloggiata nel supporto del registratore BE Micro. La cuffia impiegata è uguale a quella usata per registrazioni standard EEG.
Per un uso corretto dell'attrezzattura devono essere seguiti i seguenti passaggi:
1) indossare la cuffia con gli elettrodi;
2) indossare la parte inferiore del casco, con la guarnizione sgonfia, e assicurarsi che gli elettrodi non si siano spostati;
3) gonfiare leggermente la guarnizione pneumatica e assicurarsi che si adatti bene alla testa. La guarnizione non dovrà coprire le orecchie ma dovrà essere spinta il più in basso possibile rimanendone sopra;
4) collegare gli elettrodi con la pelle sottostante iniettando del gel con una siringa;
5) inserire nelle apposite sedi il ponticello porta-registratore, collocare il registratore nella sua sede e collegarlo con i fili della cuffia connettendolo al computer esterno per verificare che tutto funzioni.
Durante queste operazioni la guarnizione dovrà essere tenuta gonfia, con un flusso continuo di modo che il casco rimanga solidale con la testa.
L'aria in eccesso verrà smaltita all'esterno attraverso l'ugello calibrato.
A questo punto si potrà chiudere il casco con la calotta superiore e le viti a galletto. Assicurarsi che l'aria in eccesso, che andrà a riempire l'interno del casco esca dalla valvola di sovrappressione, che è regolabile in modo sufficiente a mantenere una pressione interna lievemente superiore all'esterno, ma non eccessivamente.
Grazie al sistema brevettato di coordinamento di valvole di carico e scarico (Figura 10), si potrà scendere in profondità e risalire senza problemi perché le pressioni interne si adegueranno automaticamente a quelle esterne.

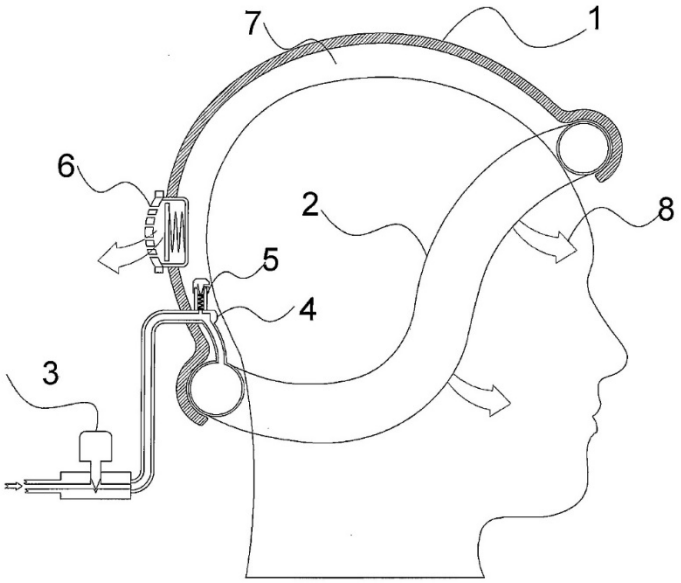


Figura 10 Sezione del casco con i diversi componenti: 1) protezione esterna; 2) guaina di materiale morbido da adattare alla testa dell'operatore; 3-4-5-6) sistema di valvole.

Per effettuare una buona manutenzione dopo le immersioni, specialmente se in acqua salata, è necessario risciacquare bene con acqua dolce, asciugare e ungere con grasso apposito gli O-ring e tutte le parti in metallo interne ed esterne per proteggerle dalla corrosione.

Attività di ricerca negli anni 2010/2017

In questo periodo, grazie alla collaborazione con il Gruppo Operativo Subacqueo (GOS) di COMSUBIN sono avvenute tutte le sperimentazioni in camera iperbarica e in acqua del sistema PASSOR, che hanno consentito di arrivare allo stato attuale del sistema.
I risultati ottenuti sono stati pubblicati su alcune riviste internazionali; ecco la bibliografia più recente.

1. Quantitative EEG during hyperbaric oxygen breathing in professional divers.
   Atti della International Conference on BaCI, Ginevra, 5-8 settembre 2013, P098
   (L.Pastena, E.Formaggio, S.F.Storti, F.Faralli, M.Melucci, R.Gagliardi, L.Ricciardi, G.Ruffino)

2. Tracking EEG changes during the exposure to hyperbaric oxygen.
   Clin Neurophysiol. 2015 Feb;126(2): 339-47.
   (L.Pastena, E.Formaggio, S.F.Storti, F.Faralli, M.Melucci, R.Gagliardi, L.Ricciardi, G.Ruffino)

3. Bluetooth Communication Interface for EEG Signal Recording in Hyperbaric Chambers.
   IEEE Trans Neural Syst Rehabil Eng. 2015 Jul; 23(4): 538-47.
   (L.Pastena, E.Formaggio, F.Faralli, M.Melucci, M.Rossi, R.Gagliardi, L.Ricciardi, S.F.Storti)

4. Alterations of source and connectivity EEG patterns under simulated deep-sea condition.
   Proceedings International Symposium on Biomedical Imaging, vol. 2015: 339-342, 2015

   (S.F. Storti, E. Formaggio, M. Melucci, F. Faralli, L. Ricciardi, G. Menegaz, L. Pastena).

5. Expertise-related global efficiency of functional brain networks in professional and new divers under simulated deep-water. IEEE Trans Neural Syst Rehabil Eng. 2019 Jan 24
   (S.F.Storti E.Formaggio, L.Pastena, M.Melucci, L.Ricciardi, F.Faralli, R.Gagliardi, G.Menegaz)

La qualità dei segnali registrati è sempre stata soddisfacente, sia durante il montaggio dell'apparecchiatura, sia nella lettura dell'Holter (Figura 11).

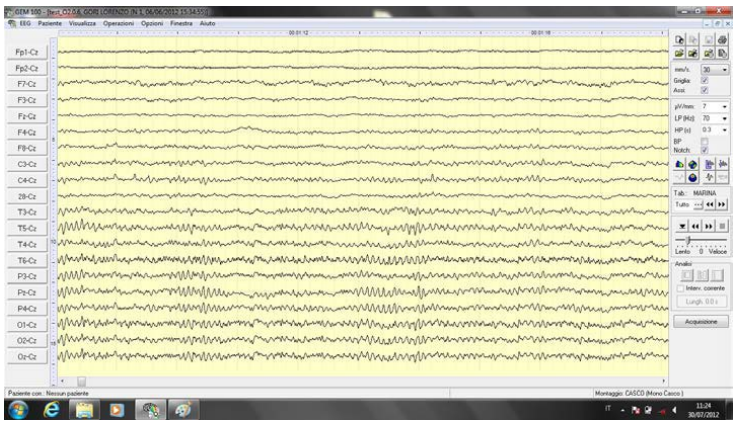


Figura 11 Trasmissione EEG tramite Bluetooth®, da camera iperbarica; qualità del segnale su PC.

Protocollo di ricerca

Per quanto riguarda le registrazioni in camera iperbarica i soggetti studiati sono stati sottoposti a un test a ossigeno, durante il quale veniva registrato l'EEG: tre immersioni in camera iperbarica, il cui profilo era: 20 min ad aria; discesa a 18 m ad aria; test a ossigeno (2.8 ATA) della durata di 20 min; risalita in superficie sempre a ossigeno e successivi 20 min ad aria, per un totale di circa 1 h. Velocità di discesa e risalita 9 m min^{-1} (circa 2 min) (Figura 12). I soggetti studiati in camera iperbarica sono stati circa una dozzina.

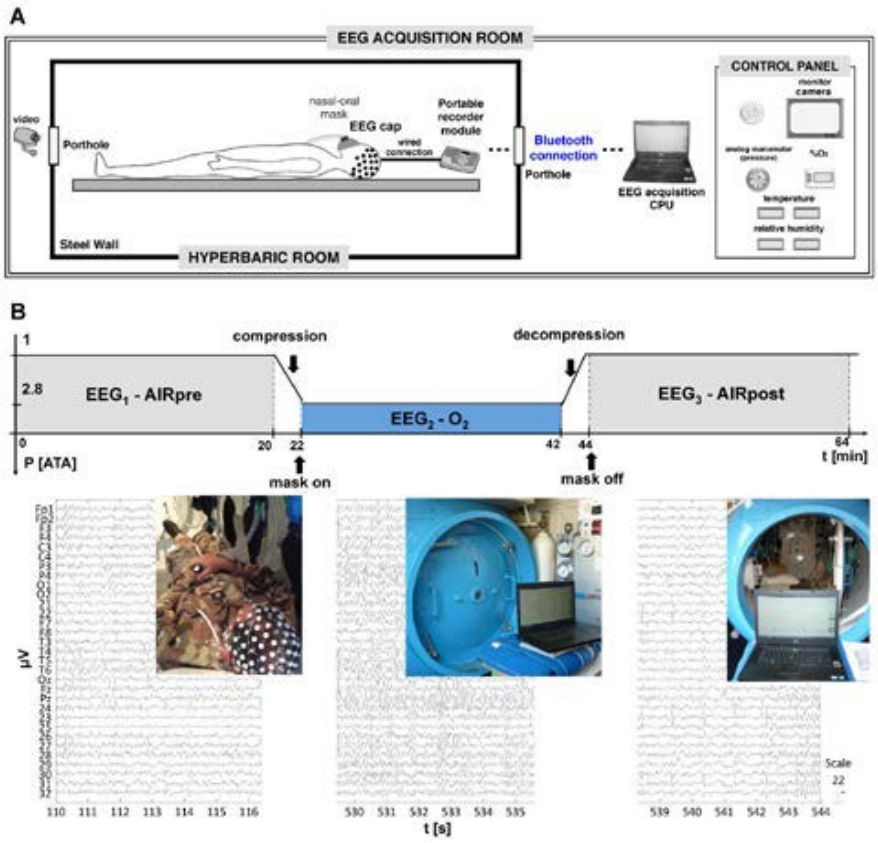


Figura 12 Profilo del test a ossigeno.

Le immersioni con il casco sono state effettuate presso la vasca operativa di COMSUBIN e in mare, nel Seno del Varignano, per un totale di dodici.
Sulla base degli studi effettuati fino agli anni '90 da alcuni di noi presso la Sezione di Fisiologia subacquea di COMSUBIN, la ricerca si poneva l'obiettivo di studiare, con mezzi molto più moderni e sofisticati, le modificazioni cui lo spettro di frequenza dei ritmi EEGrafici va incontro nel passaggio dalla respirazione ad aria a quella in ossigeno puro, eventualmente iperbarico, entro i limiti posti dalle regole di sicurezza per questa attività (12 m ossia 2.2 ATA) o dalle regole dell'ossigeno-terapia iperbarica (18 m ossia 2.8 ATA per brevi periodi, in ambiente presidiato dal punto di vista sanitario). Sono noti gli effetti della tossicità dell'ossigeno iperbarico e la sperimentazione era volta a individuare l'insorgenza di eventuali anomalie elettroencefalografiche di natura fisiopatologica, con l'intento di prevenire manifestazioni francamente patologiche in soggetti esposti a questo genere di rischio.
In sintesi i principali risultati della ricerca sono stati:

1. Il collaudo del sistema di trasmissione Bluetooth® di segnali biologici, molto soddisfacente sul piano della qualità del segnale.

2. L'invenzione, la messa in opera e il collaudo del casco subacqueo dedicato, molto soddisfacente per qualità di tenuta stagna e resistenza alla pressione; forse un poco meno sul piano della maneggevolezza, nella sua forma attuale.
3. La messa a punto di un programma computerizzato di lettura, confronto, mappatura dei segnali, con possibilità di vedere gli spostamenti degli spettri di potenza dei ritmi dominanti nelle varie regioni dell'encefalo (Figura 13) e le cosiddette sorgenti (sources) del segnale elettrico (Figura 14). Il programma permette inoltre di seguire le variazioni della connettività intracerebrale in funzione della respirazione di aria normobarica e ossigeno iperbarico (Figura 15).

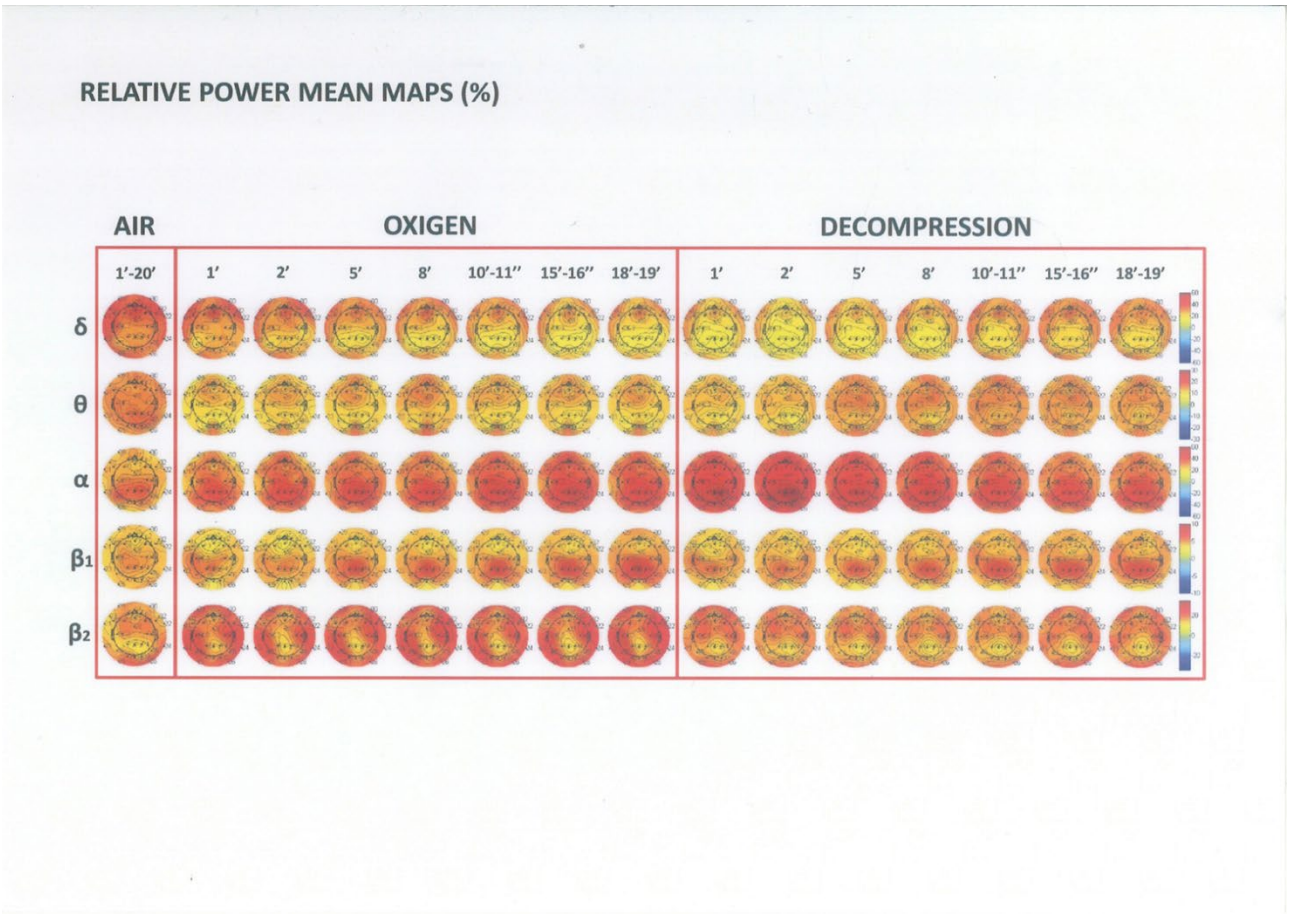


Figura 13 Mappa della distribuzione della potenza media del segnale in percentuale, nelle tre condizioni del test a ossigeno in camera iperbarica.

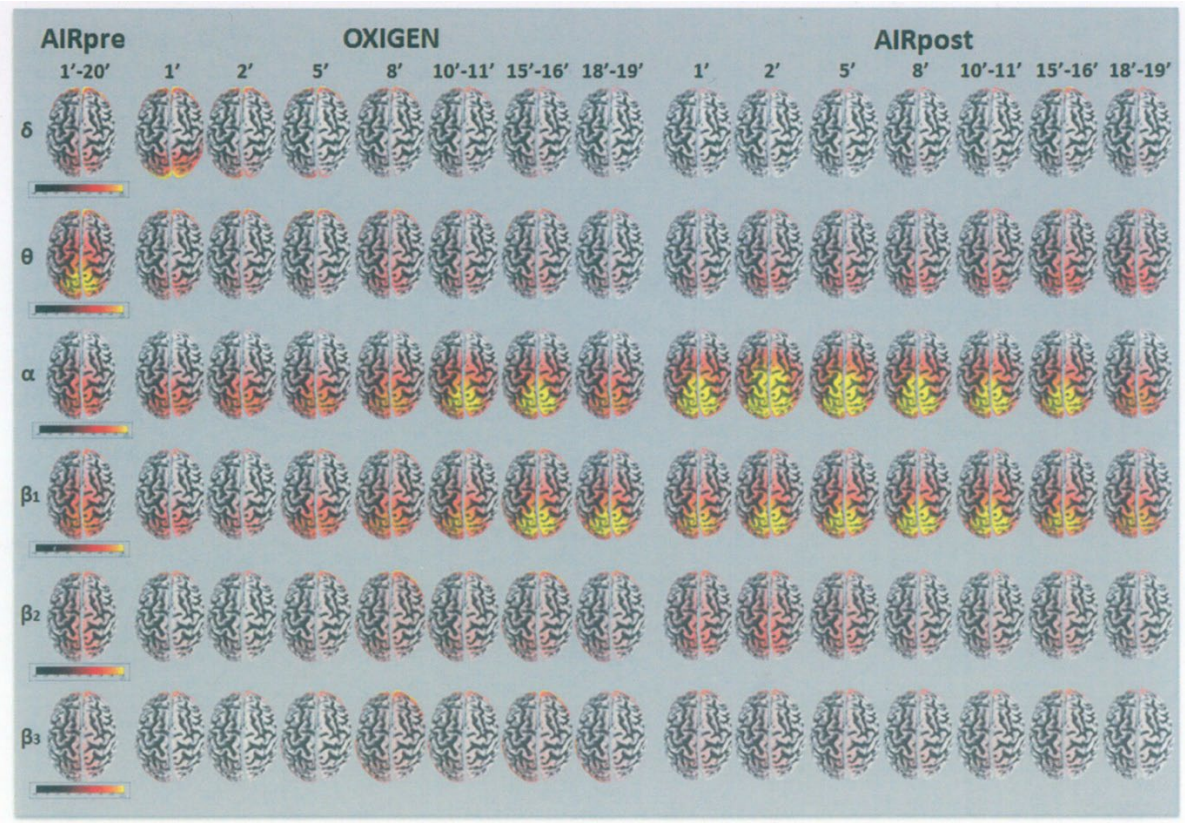


Figura 14 Sorgenti del segnale elettroencefalografico per ogni banda di frequenza e per le varie condizioni (ossigeno, aria prima e dopo).

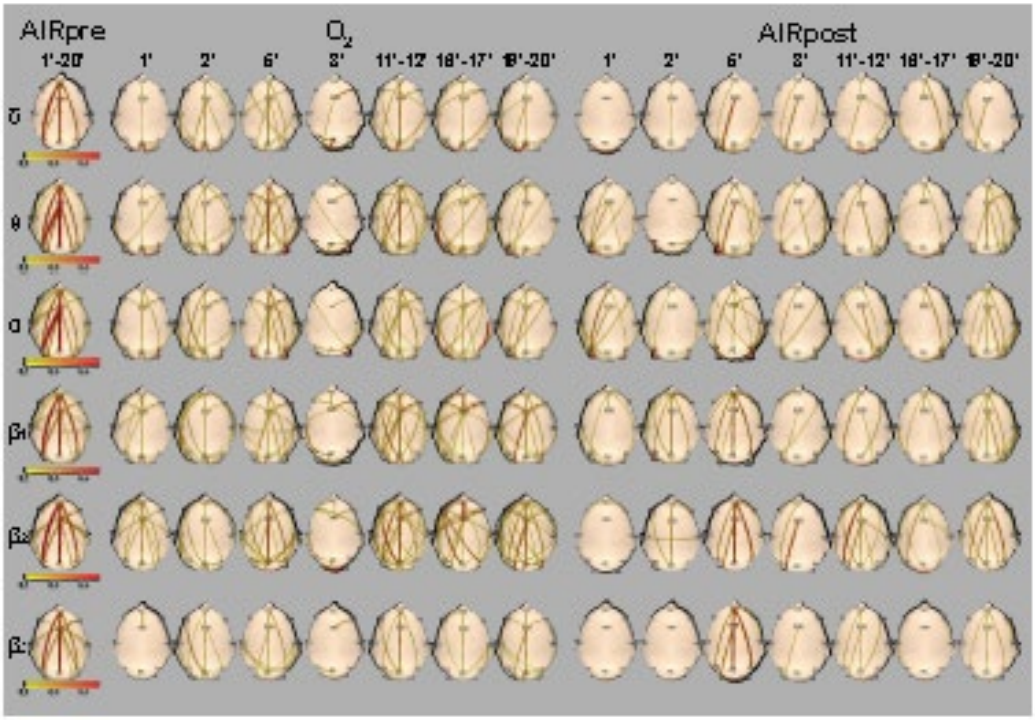


Figura 15 Profilo medio della connettività intracerebrale per tutte le frequenze, nei tre stadi del test a ossigeno.

Dall'analisi dei risultati si evince quanto segue:

1. La qualità del segnale registrato in camera iperbarica con tecnologia Bluetooth® è ottimale, in quanto è meno soggetta a interferenze ambientali ed è wireless.
2. La registrazione in camera nelle tre condizioni studiate mostra che le sorgenti corticali e il profilo di connettività sono influenzati dalla respirazione di ossigeno per almeno 20 min.
3. La fase in ossigeno era caratterizzata da un marcato aumento d'ampiezza nelle sorgenti alfa e beta1 nelle aree parietali e occipitali e una diminuzione di ampiezza nelle sorgenti delta e theta occipitali, con una parallela disconnessione dei circuiti fronto-parietali nei primi minuti della respirazione in ossigeno.
4. I risultati sono a favore dell'ipotesi che un'iperossia prolungata in questi soggetti sani induca vasocostrizione seguita da vasodilatazione, con aumento dell'attività alfa nelle regioni posteriori, aumento delle connessioni occipitali e diminuzione delle connessioni fronto-occipitali.

In breve, durante la respirazione con ossigeno, l'attività cerebrale ha mostrato una rapida diminuzione precoce del ritmo delta nelle regioni posteriori, con un aumento sincrono e significativo dell'alfa nelle stesse regioni. Dopo la decompressione, la diminuzione della potenza relativa del delta è stata distribuita uniformemente sulla corteccia cerebrale fino all'ottavo minuto, e la potenza relativa alfa è stata massima nelle regioni posteriori durante i primi 2 minuti. Questi risultati potrebbero essere rilevanti per stabilire un punto di riferimento su soggetti sensibili all'ossigeno che hanno segnalato problemi durante le immersioni con ossigeno o immersioni profonde con aria compressa.
Cambiamenti significativi nella potenza relativa dell'EEG suggeriscono che potrebbe essere possibile definire e riconoscere punti di riferimento dell'attività cerebrale indotta dall'ossigeno, il che sarebbe utile nel trattamento medico dei soggetti che segnalano problemi di tossicità dell'ossigeno correlati alle immersioni.
Un'altra modalità di registrazione dell'attività elettrica corticale, che necessita di un amplificazione particolare, è la misura dei cosiddetti potenziali evocati; si tratta di derivare nella zona di una determinata sensibilità, l'attività elettrica scatenata da uno stimolo specifico. Nel caso del test in camera iperbarica possono essere utili stimoli uditivi; nel caso dell'attività subacquea sono utili stimoli visivi. Abbiamo costruito un piccolo visore con led a luci bianche, capace di emettere stimoli luminosi singoli o appaiati, in sequenza randomizzata. Al soggetto viene richiesto di tener conto, ad esempio, soltanto di quelli singoli in un determinato periodo e di riportarne il numero al termine del test. La respirazione di miscele iperbariche, la fatica fisica e mentale, la narcosi da inerte sono possibili fattori che inducono in errore il soggetto. Il registratore memorizza la forma e l'ampiezza di queste risposte, che si sanno essere influenzate dalla pressione ambientale (Figura 16).

Figura 16 In evidenza il lettore mobile a LED per la stimolazione visiva (potenziali evocati).

Elettrocardiografia (ECG)

L'elettrocardiografia dinamica secondo Holter (1961) permette di derivare i segnali elettrici provenienti dal muscolo cardiaco (miocardio) secondo un protocollo standardizzato e, per le nostre necessità, semplificato. Si possono usare quattro elettrodi posti sul dorso, due alla radice degli arti superiori e due al di sopra delle articolazioni sacro-iliache. I cavi che collegano gli elettrodi con il registratore (posizionato nel casco) debbono necessariamente uscire dalla muta stagna per entrare nel casco e, per questo motivo, è stato ideato un connettore specifico (Figura 17) stagno e pressoresistente.

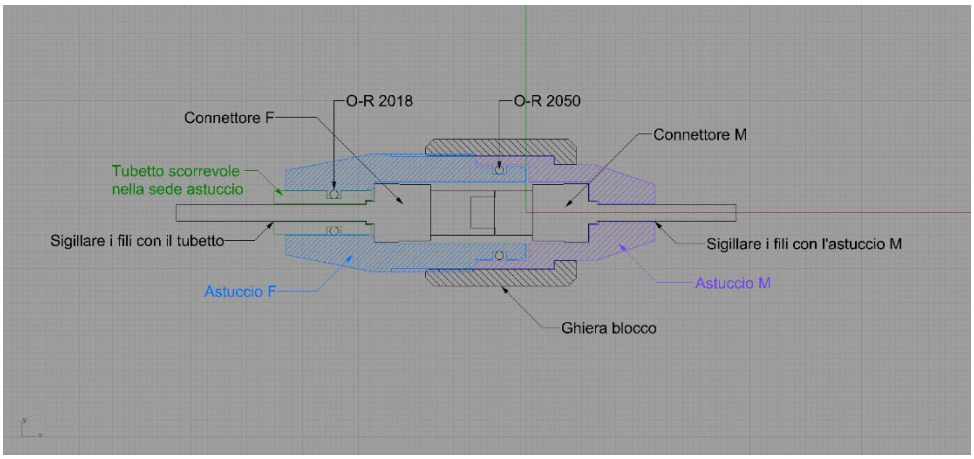


Figura 17 Connettore per terminale ECG.

Il tracciato ECG permette di conoscere, tramite una sola derivazione, il profilo dell'attivazione e disattivazione elettriche del cuore. L'ampiezza del segnale è dell'ordine del mV, quindi necessita minor amplificazione rispetto all'EEG. Il complesso elettrocardiografico permette anche di conoscere la frequenza cardiaca, sulla stessa base tempi di quello elettroencefalografico, con cui compare nella stessa schermata (Figura 18). La lettura dei segnali consente di individuare eventuali modificazioni del segnale, collegabili all'attività del soggetto.

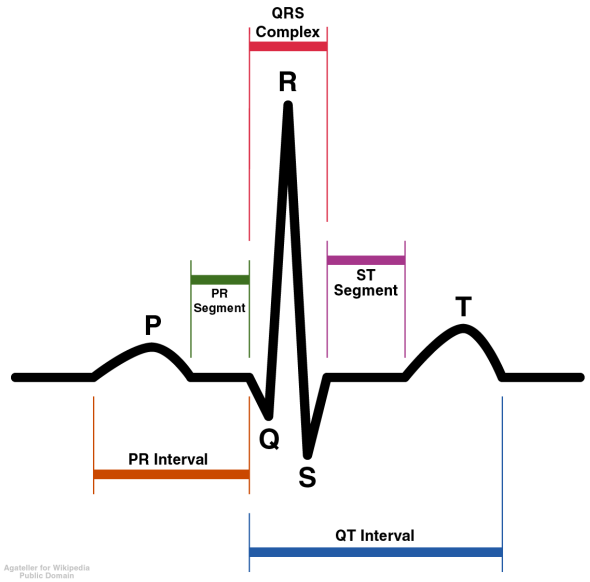


Figura 18 Tracciato ECG normale, a riposo. La durata del segnale dipende dalla frequenza cardiaca.

Elaborazione segnali EEG ECG

Fino agli anni 70 l'unico modo per valutare i tracciati EEG è stato quello ispettivo basato sul riconoscimento di alcuni tratti morfologici e soprattutto sull'esperienza dell'esaminatore. Questo implicava un margine di arbitrarietà ed una mancanza di qualunque forma di quantificazione.
La digitalizzazione del segnale EEG ha permesso una successiva elaborazione ed una sua valutazione quantitativa.
A tale scopo il tracciato EEG composto di varie tracce viene filtrato con filtro passa banda da 1° a 30 Hz per eliminazione di artefatti muscolari e cardioballistografici molto evidenti.
Il tracciato viene poi segmentato in epoche di due secondi, vengono eliminate le epoche che presentano artefatti. Viene eseguita analisi spettrale di Fourier su segmenti di due secondi .La trasformazione di Fourier permette di estrarre da un andamento nel tempo il suo contenuto spettrale, cioè l'intensità delle componenti alle varie frequenze.
Viene eseguita una media degli spettri delle diverse frequenze delta (1-4 Hz), theta (5-7 Hz), alpha (8-10 Hz), beta (13-15 Hz), beta2 (15-30 Hz) per i vari tempi scelti (1 minuto, 2 minuti, 5 minuti, 12 minuti).
Dei diversi valori viene eseguita poi una mappa colorimetrica associando un certo tono di colore ad un determinato valore spettrale; si ottiene così una visione topografica del tracciato EEG che permette anche di visualizzare un certo "pattern", cioè una certa sequenza di mappe colorimetriche del segnale EEG. I vari pattern di segnale EEG, ottenuti da sperimentazioni simili vengono poi studiati con vari test statici (ANOVA, pari test con modifica del Bonferroni Z test che permette il confronto statistico fra un singolo soggetto e un gruppo).
L'elaborazione del segnale ECG, viene eseguita per due canali ed esaminata per le stesse finestre temporali del segnale EEG, tramite un programma automatizzato di proprietà della ditta EBNeuro di Verona.
L'analisi del segnale ECG permette non solo di seguire eventuali modificazioni della forma del segnale stesso, ma anche di seguire gli intervalli temporali utili ed eventualmente critici dal punto di vista clinico. L'intervallo R-R, cioè il tempo che intercorre fra due onde R consecutive, oltre a permettere la misura di frequenza cardiaca, può essere studiato nella sua variabilità (HRV) nel tempo. Variazioni a bassa frequenza indicano una prevalenza del sistema ortosimpatico nel controllo cardiaco, mentre variazioni ad alta frequenza suggeriscono il prevalere del tono parasimpatico vagale. È influenzato dalla capacità aerobica. Altri fattori che influenzano la variabilità della frequenza cardiaca sono l'età, la genetica, l'ora del giorno e lo stato di salute. Un valore HRV alto indica un cuore sano. Durante l'esercizio, la HRV diminuisce all'aumentare della frequenza cardiaca e dell'intensità dell'esercizio. Il valore HRV diminuisce in periodi di forte stress mentale
L'analisi dell'intervallo R-R viene abitualmente compiuta nei cardiofrequenzimetri e computer subacquei, ad esempio Suunto e si basa anch'essa sull'analisi spettrale.
L'intervallo P-R più lungo di 200 msec ci sottolinea un ritardo nella conduzione atrioventricolare.
L'intervallo Q-T non deve superare 500 msec.
L'intervallo S-T deve essere isoelettrico.
Per quanto riguarda gli altri dati biometrici è stato fatto un "rapido" riferimento perché, come ad esempio per il connettore ECG, alcuni strumenti possono essere inscatolati o embedded nella resina e resi pressoresistenti. I dettagli tecnici sono reperibili presso le singole ditte, sui rispettivi websites.
A questo proposito la serie MK3 di Garmin propone sensori particolari per la saturazione di ossigeno e il sistema Subwave™ di comunicazione subacquea.
Chi scrive non ha esperienza di sensori carbon black per segnali biologici, comunque, al momento, questa nanotecnologia sembra utile per l'analisi dell'attività contrattile ed elettrica del muscolo cardiaco in vitro e per altre indagini microscopiche di tipo clinico (ad esempio catecolamine urinarie e altre sostanze circolanti).

Obiettivi

Gli studi fin qui portati avanti si sono limitati a esaminare operatori subacquei militari, ma questo tipo di analisi dei segnali biologici può essere molto utile anche ai subacquei commerciali o professionali. A questo proposito facciamo riferimento a una breve memoria recentemente scritta per dare una succinta visione d'insieme del progetto e che qui riportiamo per esteso.

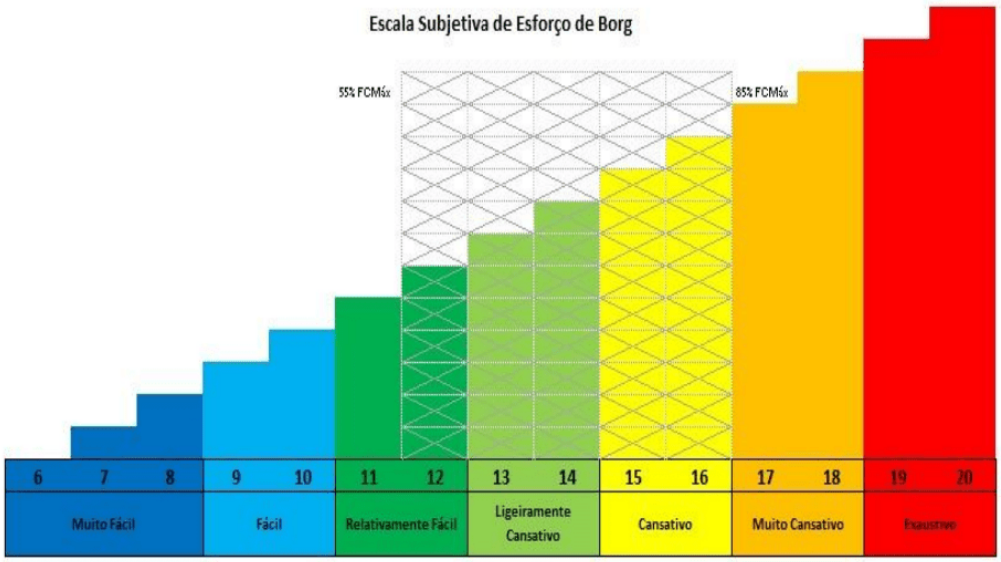
Nell'ottica della valutazione funzionale di un operatore subacqueo professionale, in sede di certificazione idoneativa, oltre alle consuete visite mediche e agli esami prescritti, si potrebbero trarre ulteriori informazioni sul piano operativo con l'utilizzo di un apparecchio che possa controllare parametri biomedici a riposo e in esercizio, o dopo esercizio, strettamente legati alla specifiche caratteristiche dell'immersione subacquea. Si tratterebbe, cioè, di ricondurre a una stazione di rilevazione telemetrica o a un device del genere computer subacqueo, o altro ancora, la visione alfanumerica o colorimetrica di alcune grandezze collegate ai gas respiratori sotto pressione, all'ambiente e alle funzioni dei tessuti eccitabili dell'organismo (generatori di energia elettrica registrabile in superficie corporea), quali la corteccia cerebrale e il cuore.
Per partire dalle grandezze relativamente più semplici da registrare, in quanto esistono già da tempo apparecchiature dedicate e miniaturizzate, possiamo fare riferimento a:

1. *ECG derivato Holter (ad es. con quattro elettrodi sul dorso oppure solo frequenza cardiaca con cardiofrequenzimetro) e registrazione della frequenza cardiaca. Ultimi ritrovati OHR Polar (Optical heart rate), lettura ottica della frequenza cardiaca da orologio (illuminazione dei vasi del polso).*
2. *Frequenza respiratoria e, dopo taratura, misura della capacità viale e di altri parametri ventilatori, tramite fascia impedenzometrica toracica (v. Astroskin by Hexoskin https://hexoskin.com/pages/astroskin-vital-signs-monitoring-platform-for-advanced-research).*
3. *Temperatura cutanea di superficie con termocoppia o altro, v. sempre Polar oppure Hexoskin. Eventualmente da mettere in relazione con sensore di temperatura esterna dell'acqua in cui si è immersi.*
4. *Saturazione arteriosa dell'ossigeno (SaO_2) per illuminazione con luce rossa e infrarossa e riflessione su sensore (v. orologio Polar o Hexoskin).**

**I fasci di luce rossa e infrarossa oltrepassano il dito, attraversando tutti i tessuti e le strutture che lo compongono, fino ad arrivare al rivelatore posto all'altra estremità della pinza. Durante questo passaggio, i fasci di luce vengono assorbiti dall'emoglobina legata all'ossigeno (ossiemoglobina o HbO_2) e dall'emoglobina non legata (Hb). Più nel dettaglio, l'ossiemoglobina assorbe soprattutto nella luce infrarossa, mentre l'emoglobina non legata assorbe soprattutto nella luce rossa.*
Il pulsossimetro è in grado di calcolare la saturazione di ossigeno proprio sfruttando questa differenza nella capacità delle due diverse forme di emoglobina di assorbire la luce rossa o infrarossa.

Nel caso di registrazione di segnali più complessi e che necessitano, peraltro, di una notevole amplificazione, come l'EEG -l'ampiezza dei segnali si misura in μV - la sperimentazione finora condotta tramite casco PASSOR ha permesso di concludere che la respirazione di ossigeno iperbarico (ARA o ARO o palombaro leggero) modifica

i ritmi di base dell'EEG, il che significa modificare possibilmente la normale reattività agli stimoli, il normale stato di veglia, il livello di attenzione e di allerta ecc.
Questi ritmi presentano frequenze medie di un ordine che va da 0 a 30/40 Hz; se ne deve valutare la loro combinazione (attività alpha da 8 a 12 Hz, attività theta da 4 a 8 Hz, attività delta da 0 a 3 Hz, attività beta da 13 a 40 Hz.)
Monitorare gli effetti dell'ossigeno iperbarico (tossicità dell'ossigeno a partire da 1,4 bar in esercizio e 1,6 bar a riposo) ed eventualmente dell'azoto iperbarico (effetto narcotico a partire sicuramente da 4 ATA, ma visibile in alcuni soggetti anche da 2,8-3 ATA) può servire a conoscere la sensibilità del singolo operatore a questi due gas respiratori, a vedere cosa cambia durante o dopo un circuito di lavoro subacqueo predisposto in termini di fatica fisica e mentale e, a questo proposito si ricorda che, da tempo (1982), esiste la scala di Borg della fatica, che, se debitamente istruito, l'operatore può utilizzare con facilità, specie se è stato prima sottoposto a una prova da sforzo in laboratorio, dove è in grado di sentire il livello di sforzo progressivo e valutarlo.



Fonte: BORG (2000)

Abbiamo usato questa immagine perché pare la più chiara, in scala colorimetrica e nell'aggancio al lavoro compreso fra 55 e 85 % della Frequenza cardiaca massima teorica (valore empirico: 220 – età in anni).
Un sistema che possa allertare il soggetto sulla base delle variazioni sopraddette nei suoi ritmi cerebrali dominanti, dovrebbe tenere conto del fatto che la corteccia cerebrale si suddivide, simmetricamente a dx e sn, in lobi: frontali, parietali, temporali e occipitali. Sul piano della sensibilità somatica, le informazioni visive vengono convogliate nei lobi occipitali, tutte le informazioni somatiche (tatto, dolore, temperatura, propriocezione ecc.) vengono convogliate ai lobi parietali, quelle acustiche in una zona parieto/temporale. I lobi frontali – sempre ad alta frequenza – esulano da questi studi. E' quindi primariamente dalla zona parieto/occipitale che si

devono derivare i segnali utili a sottolineare la presenza di ritmi anomali, rispetto a quelli attesi. Dal punto di vista EEG le variazioni, se ci sono, conseguenti alla fatica, sono tutte da studiare ed evidenziare.

In questo testo compaiono altre grandezze biologiche misurabili e le tecnologie di riferimento. E' fuori di dubbio che alcune di queste grandezze possano avere un più efficace significato pratico per l'operatore stesso, mentre i segnali complessi dalla corteccia e dal cuore hanno una maggiore importanza clinica, ad esempio in fase di reclutamento di personale o di indagini per il mantenimento del brevetto.

Specifiche e aspetti tecnici

I software per la lettura dei tracciati EEG e per l'analisi statistica sono disponibili.