



**UNIVERSITÀ  
DEGLI STUDI  
DI PADOVA**



**DIPARTIMENTO DI INGEGNERIA DELL'INFORMAZIONE**

**CORSO DI LAUREA IN INGEGNERIA BIOMEDICA**

**BIOMECCANICA DEL NUOTO**

**Relatore: Prof. Sawacha Zimi**

**Laureando: Leonardo Della Mea**

**ANNO ACCADEMICO 2021 – 2022**

**Data di laurea 16.11.2022**



# INDICE

INTRODUZIONE

CAPITOLO 1: METODI E STRUMENTAZIONI

1.1 SISTEMA STEREOFOTOGRAMMETRICO

1.2 SENSORI INERZIALI

1.3 ELETTROMIOGRAFIA DI SUPERFICIE (sEMG)

1.4 DISPOSITIVI PER LA VALUTAZIONE DELLA FORZA

1.5 SENSORI DI PRESSIONE

CAPITOLO 2: SPETTROGRAFIA NEL VICINO INFRAROSSO NEL NUOTO

CAPITOLO 3: ANALISI BIOMECCANICA DEL DRAFTING

CONCLUSIONI

BIBLIOGRAFIA



## INTRODUZIONE

Il nuoto è un'attività che può essere praticata a diversi livelli e con diverse finalità. In campo medico è un'attività ampiamente adoperata nei percorsi di riabilitazione post infortuni, traumi o operazioni chirurgiche. Ciò conseguentemente alle particolari condizioni in cui viene praticato. La presenza dell'acqua ha molteplici effetti; ad esempio contrastando la forza di gravità, attraverso il galleggiamento (principio di Archimede), rende l'attività a basso impatto a livello articolare e muscolare in quanto gli arti sono soggetti a carichi minori ed uniformi; oppure le tensioni uniformemente distribuite permettono uno stretching attivo in quanto i muscoli che si tendono rilassano gli antagonisti favorendo elasticità muscolare e recupero. Quest'ultimo aspetto rende la pratica del nuoto complementare a molte discipline sportive ad alto impatto su muscoli ed articolazioni come corsa o ciclismo; difatti esso viene incluso nei piani di allenamento alla stregua di un recupero attivo in cui si può godere dei benefici sopra descritti lavorando comunque sul metabolismo aerobico.

In ambito sportivo la disciplina del nuoto è una delle più praticate a livello globale e nelle competizioni di élite i podi vengono contesi nell'ordine dei millisecondi. Gli elevati volumi di allenamento sono dunque in parte focalizzati a raffinare tutte quelle determinanti della performance quali tecnica, coordinazione, forza muscolare e capacità aerobica.

A livello tecnico è sicuramente una attività tra le più esigenti rendendo la valutazione biomeccanica dei gesti atletici fondamentale per migliorare le performance sportiva. I parametri cinematici (stroke Index, angolo di attacco della mano, stroke rate, stroke length) ricavati attraverso il motion capture (ottenuti dai sistemi stereofotogrammetrici) o sensori IMU sono variabili affidabili per quantificare e qualificare la tecnica sportiva.

Altre strategie di allenamento sono indirizzate al miglioramento della capacità aerobica ed anaerobica dei nuotatori tenendo conto delle varie specializzazioni competitive degli stessi. Infatti nuotare 50m allo sforzo massimale richiede qualità metaboliche differenti rispetto a gare più lunghe come ad esempio sui 1500m. In entrambi casi l'insorgenza della fatica è un fattore determinante nella prestazione. L'analisi dello spettro del tracciato EMG permette di determinare i muscoli maggiormente reclutati durante l'esecuzione di uno stile oltre che descriverne i trend di affaticamento. Correlando queste conoscenze con variazioni nella cinematica dello stile gli allenatori hanno le conoscenze adatte a strutturare piani di allenamento competitivo specifici.

Non meno fondamentale è la conoscenza e lo studio dei fattori esterni, tipici dell'ambiente acquatico che affettano il movimento del nuotatore e la sua velocità. Ad esempio i moti vorticosi, turbolenti e le forze resistive associate, perturbano la stabilità dei nuotatori e generano forze che si oppongono al moto soprattutto durante uno sprint. Parametri come stabilità e complessità dei movimenti sono stati riconosciuti come caratteristiche che distinguono i nuotatori di élite, i quali adottano un'ampia varietà di pattern motori per gestire i gradi di libertà imposti da tali fenomeni idrodinamici ed ottimizzare la performance [10].

Le variabili cinetiche (forza propulsiva, forze di resistenza attiva e passiva) agenti su un nuotatore libero sono impossibili da quantificare direttamente, si possono esclusivamente stimare per via indiretta. A tale scopo sono stati elaborati metodi sperimentali (e.g. tethered, semi-tethered swimming, sensori di pressione) e numerici (e.g. metodo delle spinte residue: MRT) che però risultano essere sistemi intrusivi che influenzano la performance dell'atleta riducendo così la corrispondenza con la realtà dei dati ottenuti.

La tesi prenderà inizialmente in esame le principali strumentazioni e metodi numerici utilizzati per l'analisi cinematica, cinetica, inerziale e neuromuscolare del nuoto trattando le difficoltà tecniche che si riscontrano per via dell'ambiente acquoso e strategie per risolverle. Saranno evidenziati i parametri che vengono estratti in ciascuno dei casi per la valutazione della performance. Nella seconda parte verranno esposti due studi nei quali l'utilizzo di più strumentazioni e metodi permetteranno di valutare correlazioni tra le varie variabili che entrano in gioco durante il nuoto, fornendo importanti informazioni riguardanti l'effetto dell'ambiente acquoso sulla performance e strategie per le gare in mare aperto.

## CAPITOLO 1: STRUMENTI E METODI

In questo capitolo saranno presentati i principali dispositivi e metodi numerici di elaborazione dei dati utilizzati per la valutazione della performance sportiva nel nuoto. A questo scopo saranno posti in rilievo le specifiche tecniche e i set up sperimentali specificatamente strutturati per l'ambiente acquoso, gli algoritmi di elaborazione dati e variabili/parametri ottenibili da quest'ultimi.

### 1.1 SISTEMA STEREOFOTOGRAMMETRICO

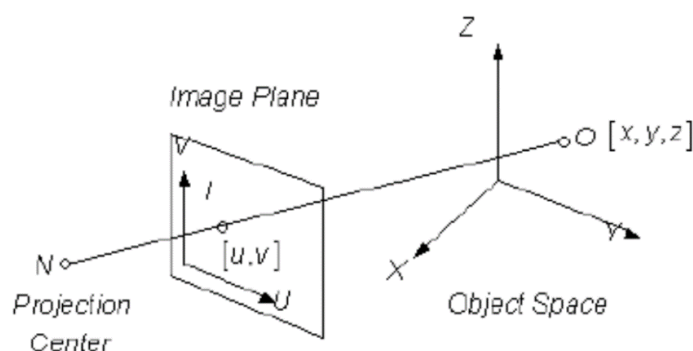
La stereofotogrammetria marker-based è un sistema non invasivo per l'analisi del movimento sia umano che animale. Il set-up sperimentale prevede l'utilizzo di più telecamere o dispositivi optoelettronici che inizialmente vengono calibrati (per la definizione dei parametri interni ed esterni delle telecamere) ed un marker-set attraverso cui costruire dei sistemi di riferimento solidali ai segmenti anatomici interessati dal task, generare un modello computerizzato del soggetto in esame e performarne l'analisi cinematica.

Per ogni frame ottenuto dal sistema stereofotogrammetrico algoritmi di ricostruzione attraverso la triangolazione forniscono la posizione 3D dei marker nel volume di acquisizione e ne tracciano la traiettoria. Dai dati si risale alla posizione dei segmenti anatomici precedentemente associati al marker-set e quindi si performa una ricostruzione del movimento del modello costruito durante la fase di calibrazione anatomica. Lo studio della cinematica del modello avviene estraendo parametri che quantificano e qualificano la performance sportiva fornendo un importante supporto per gli allenatori per il miglioramento della tecnica individuale e per la prevenzione degli infortuni.

### CALIBRAZIONE

La calibrazione è un processo fondamentale per una accurata ricostruzione delle traiettorie dei marker. Durante questa fase vengono definiti i parametri interni della camera, quali lunghezza focale e coefficienti di distorsione, ed esterni, ovvero posizione ed orientazione del piano immagine di ciascuna camera rispetto al sistema di riferimento solidale al laboratorio. Il metodo di calibrazione più utilizzato è il *direct linear transformation* (DLT).

Pin-hole camera:



**Figura:** modello di pin-hole camera.  
[<https://www.researchgate.net>]

Le equazioni riportate di seguito mappano un punto dello spazio  $[x, y, z]$  nelle corrispondenti coordinate sul piano immagine  $[u, v]$ :

$$\begin{cases} u - u_o = -d \frac{r_{11}(x - x_o) + r_{12}(y - y_o) + r_{13}(z - z_o)}{r_{31}(x - x_o) + r_{32}(y - y_o) + r_{33}(z - z_o)} \\ v - v_o = -d \frac{r_{21}(x - x_o) + r_{22}(y - y_o) + r_{23}(z - z_o)}{r_{31}(x - x_o) + r_{32}(y - y_o) + r_{33}(z - z_o)} \end{cases}$$

I parametri incogniti di questo sistema di equazioni sono:

- Posizione della camera:  $[x_o, y_o, z_o]$ ;
- Orientazione della camera: matrice  $[r_{ij}]$ ;
- Distanza focale:  $d$

Il metodo DLT esprime il sistema sopra, non lineare con 7 parametri indipendenti incogniti, con la seguente equazione lineare costituita da 11 parametri ( $L_1 \dots L_{11}$ ) che non sono indipendenti tra di loro e rappresentano specifiche relazioni tra i 7 parametri indipendenti sopra evidenziati.

$$\begin{cases} u = \frac{L_1x + L_2y + L_3z + L_4}{L_9x + L_{10}y + L_{11}z + 1} \\ v = \frac{L_5x + L_6y + L_7z + L_8}{L_9x + L_{10}y + L_{11}z + 1} \end{cases}$$

Durante la calibrazione si presentano alla camera un certo numero di "punti di controllo", i.e. una terna di bacchette ortogonali dotate di punti a distanza nota o una scacchiera, di cui conosciamo sia le coordinate cartesiane  $(x_i, y_i, z_i)$  che le corrispondenti coordinate nel sistema di riferimento della camera  $(u_i, v_i)$ . Siccome ogni punto genera due equazioni ed i parametri incogniti sono 11 il numero minimo di punti di controllo sarebbe 6. Come vedremo nel paragrafo relativo agli errori ed all'accuratezza del sistema stereofotogrammetrico un numero maggiore di punti di controllo e la loro distribuzione secondo specifiche geometrie migliora notevolmente la qualità della calibrazione.

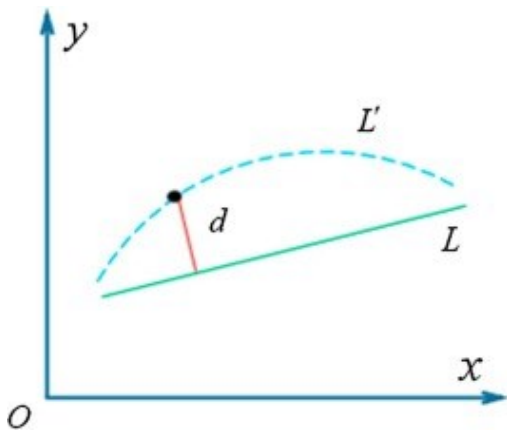
Il modello DLT può essere esteso per includere i tipici fenomeni di distorsione ottica (i.e. distorsione radiale conseguente alla curvatura delle lenti delle camere) introducendo ulteriori parametri incogniti le cui relazioni modellizzano matematicamente il fenomeno di distorsione ottica.

Ad esempio la distorsione ottica radiale può essere rappresentata analiticamente attraverso la seguente formula:

$$\begin{cases} x = x_d + x_d[k_1(x_d^2 + y_d^2) + k_2(x_d^2 + y_d^2)^2] \\ y = y_d + y_d[k_1(x_d^2 + y_d^2) + k_2(x_d^2 + y_d^2)^2] \end{cases}$$

dove  $\mathbf{X}$  e  $\mathbf{Y}$  sono le coordinate sul piano immagine,  $\mathbf{X}_d$  ed  $\mathbf{Y}_d$  sono le coordinate ideali; la seconda componente del membro di destra tiene conto della deviazione dall'idealità dovuta alla distorsione.





In accordo con il principio di invarianza di linea della proiezione prospettica, la proiezione lineare 3D di un'immagine è sempre una linea o un punto.

$L'$  rappresenta la curva di distorsione costituita dai reali punti immagine,  $L$  invece l'ideale linea rettilinea descritta dalla relazione:  $L = kx + b$ . Attraverso il metodo dei minimi quadrati si adattano i punti giacenti sulla curva  $L'$  alla curva  $L$ .

Figura sopra: rappresentazione grafica della curva di distorsione  $L'$  e della curva ideale  $L$ . [2]

Nello specifico si deve risolvere la seguente funzione di costo:

$$\min \sum_{i=1}^n [(kx_i + b) - y_i]^2$$

attraverso cui si ottengono i coefficienti di distorsione necessari alla calibrazione [2].

Come sarà approfondito successivamente la rifrazione dell'acqua viene solitamente introdotta nel modello alla stregua di una distorsione ottica; gli algoritmi per la calibrazione risultanti presentano un'elevata complessità il che contribuisce ad appesantire il processo computazionale ed ad inficiarne la bontà.

Durante la calibrazione si può procedere con l'acquisizione statica dei punti di controllo utilizzando strutture che si sviluppano nelle 3 direzioni di un sistema di riferimento ortogonale (i.e. una triade di bastoni dotati di punti di controllo a distanza nota [2]) oppure attraverso l'acquisizione di una scacchiera planare inquadrata da almeno 2 angolazioni differenti (Zhang's method [17]). In aggiunta si procede all'acquisizione dinamica di uno o più punti di controllo attaccati ad un bastone mosso da un operatore; questa procedura permette di raffinare la determinazione dei parametri interni della camera [3]. Nel paragrafo relativo all'accuratezza si discuterà come il pattern di movimento della bacchetta risulti influenzare la qualità della calibrazione.

## RIFRAZIONE

Nel nuoto una variabile che influenza notevolmente le prestazioni del sistema è naturalmente l'acqua che dando origine a fenomeni di rifrazione complica l'architettura degli algoritmi DLT con cui performare la calibrazione del sistema rendendoli onerosi computazionalmente e comunque non soddisfacenti nella precisione delle misurazioni.

Nel processo di imaging sott'acqua la luce deve attraversare 4 mezzi prima di raggiungere il piano immagine: acqua, vetro, aria, lente della camera. Come mostrato nella figura sotto la luce emessa dall'oggetto in esame viene rifratta ad ogni superficie di separazione dei mezzi diversi.

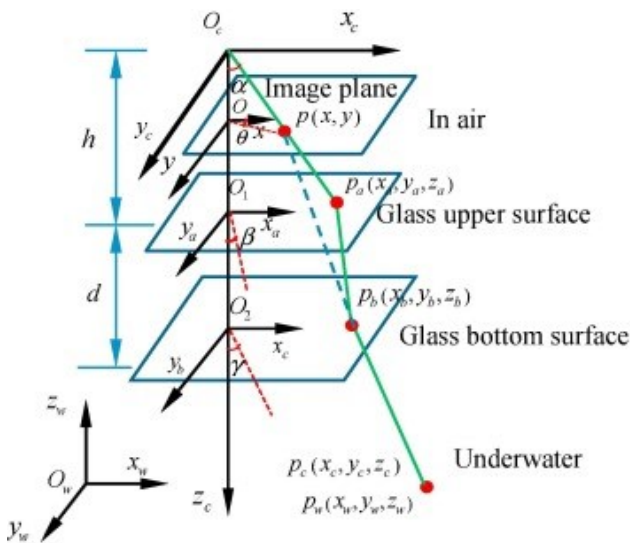


Figura a sinistra: modello del percorso della luce attraverso differenti mezzi. [2]

L'angolo di rifrazione è regolato dalla legge di Snell:

$$\frac{\sin \alpha}{\sin \beta} = \frac{N_g}{N_a} ; \frac{\sin \gamma}{\sin \beta} = \frac{N_g}{N_w}$$

dove  $N_a$ ,  $N_g$ ,  $N_w$  sono gli indici di rifrazione di aria, vetro ed acqua rispettivamente.

Dunque descrivo un punto dalle coordinate spaziali nei termini del sistema di riferimento globale  $P_w = [x_w, y_w, z_w]$  in coordinate nei termini del sistema di riferimento solidale alla camera  $P_c = [x_c, y_c, z_c]$  attraverso la seguente espressione:

$$\begin{cases} x_c = [h \tan \alpha + d \tan \beta + (z - h - d) \tan \gamma] \cos \theta \\ y_c = [h \tan \alpha + d \tan \beta + (z - h - d) \tan \gamma] \sin \theta \end{cases}$$

Dove  $\theta = \arctan\left(\frac{y}{x}\right)$  ;  $\alpha = \arctan\left(\frac{\sqrt{x^2+y^2}}{f}\right)$

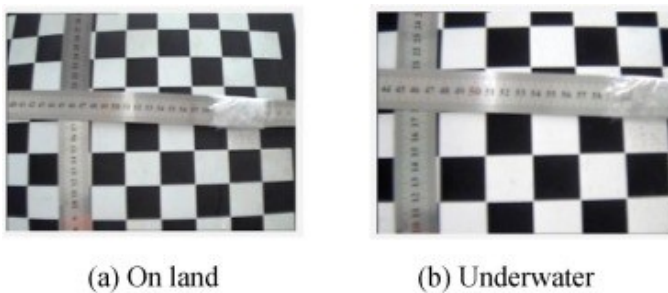
Nelle formule riportate  $x$  ed  $y$  rappresentano la proiezione del punto  $P_c$  sul piano immagine della camera mentre  $f$  rappresenta la lunghezza focale della camera. Dai risultati sopra si può ricavare la matrice omogenea di trasformazione con cui descrivere nei termini del piano immagine  $(x, y)$  un punto  $P_c$  tenendo conto degli effetti di rifrazione. La seguente relazione matriciale trasforma il punto dalle coordinate del sistema di riferimento della camera alle coordinate del sistema di riferimento solidale al piano immagine:

$$\begin{bmatrix} x \\ y \\ 1 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \frac{1}{h/f + (z-h-d) \tan \gamma \times 1/\sqrt{x^2+y^2}} & 0 & 0 \\ 0 & \frac{1}{h/f + (z-h-d) \tan \gamma \times 1/\sqrt{x^2+y^2}} & 0 \\ 0 & 0 & 1/z_c \end{bmatrix} \begin{bmatrix} x_c \\ y_c \\ z_c \end{bmatrix}$$

E' evidente che la relazione sopra riportata tra i due sistemi di riferimento produce un modello di camera subacquea non lineare con un elevato numero di parametri incogniti e quindi un cospicuo numero di calcoli per la calibrazione del sistema. I processi di calibrazione tradizionalmente utilizzati assumono la combinazione dei mezzi acqua/vetro/lente/aria come un insieme di lenti ognuna delle quali distorce differentemente l'immagine. La calibrazione di questo sistema con un elevato ordine di distorsione è computazionalmente onerosa e quindi facilmente inficiabile di errori. La cattiva stima dei parametri interni come vedremo in seguito ha delle importanti ripercussioni nell'accuratezza del tracciamento delle traiettorie dei marker.

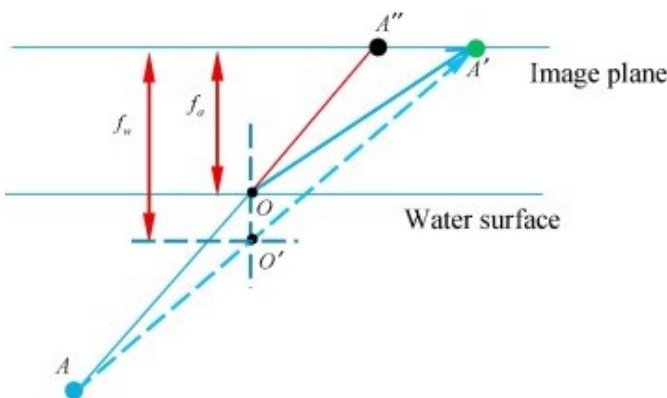
Per superare queste complicazioni è stato proposto un metodo di calibrazione innovativo basato sulla lunghezza focale equivalente. Il metodo assume la distorsione per rifrazione dell'immagine ad opera dell'acqua come una equivalente variazione della lunghezza focale delle camere [2].

La figura sotto mostra due immagini ottenute fissando la tavola di calibrazione e le camere fuori dall'acqua e in acqua rispettivamente; posizioni e distanze sono state mantenute invariate.



*Figura: comparazione delle immagini della tavola di calibrazione a secco (a) e sott'acqua (b) rispettivamente. [2]*

Comparando le due immagini appare evidente come il range dell'immagine cambi risultando essere minore in ambiente acquoso e ciò è dovuto ad una diminuzione del campo ottico della camera. Siccome l'ampiezza del campo ottico della camera è direttamente correlato alla lunghezza focale della stessa il fenomeno è il risultato di un cambiamento nella lunghezza focale della camera.



*Figura: rappresentazione grafica del fenomeno di variazione della lunghezza focale di una pin hole camera immersa in acqua. [2]*

Dalle ricerche di Guiquin et al. la lunghezza focale della camera in aria ( $F_a$ ) e quella in acqua ( $F_w$ ) risultano essere proporzionalmente relazionate:

$$F_w = 1.333F_a.$$

Gli autori del metodo propongono di procedere con i metodi tradizionali di calibrazione del sistema stereofotogrammetrico introducendo nel modello della camera la lunghezza focale equivalente che non renderà necessaria la computazione dei parametri che relativi alla distorsione dell'immagine per rifrazione della luce nell'acqua.

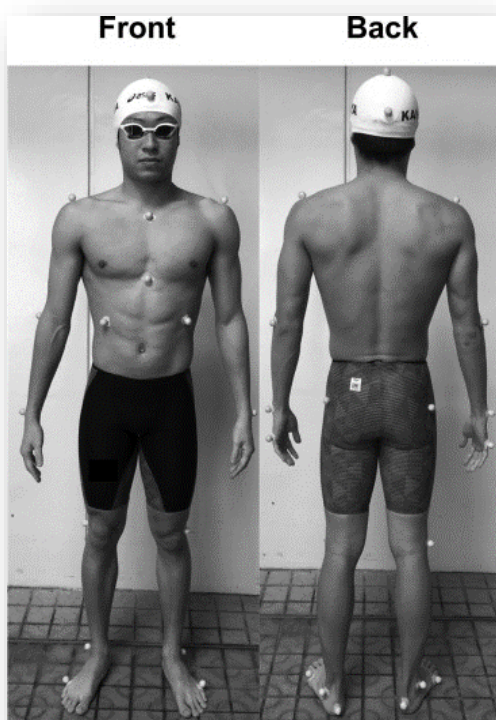
## MARKER-SET

Ad ogni segmento anatomico d'interesse viene definito un sistema di riferimento tecnico (TF) solitamente generato da un cluster di 3 marker non allineati posizionati su punti di repere anatomico (cluster technical frame: CTF). La posizione ed orientamento del CTF solitamente è arbitrario rispetto all'osso del segmento anatomico, per questo motivo certi protocolli definiscono un'ulteriore sistema di riferimento tecnico denominato Sistema di Riferimento Tecnico Morfologico (MFT) legato strettamente alla morfologia dell'osso.

L'acquisizione del MFT avviene separatamente rispetto a quella del CTF secondo una procedura simile alla calibrazione del sistema stereofotogrammetrico denominata calibrazione anatomica. Tale procedura prevede l'identificazione dei punti di repere anatomico (posizionando marker o usando una bacchetta dotata di punti a distanza nota) che poi verranno descritti nei termini del CTF.

In ogni caso la disposizione dei marker deve rispettare le seguenti convenzioni:

- Visibilità da almeno due camere per permetterne la ricostruzione tri-dimensionale;
- Punti di repere facilmente palpabili ed identificabili in modo da rendere la variabilità intra-operatore ed intra-soggetto minima e facilitare l'applicabilità dei marcatori e ridurre il tempo di preparazione;
- Riduzione dell'ingombro dell'apparecchiatura sperimentale;
- Riduzione del tempo di raccolta dei dati.



I protocolli sono dunque finalizzati a definire una procedura di disposizione standard e ripetibile dei marker rispettando le convenzioni sopra descritte. Durante la consultazione degli articoli mi sono imbattuto principalmente in due protocolli per il nuoto anche se solitamente ogni set-up sperimentale definiva dei marker set ad hoc. I protocolli sono: il protocollo Zatsiosky [8] ed il protocollo descritto da Ae et al. [4]

*Figura: disposizione di 25 marker riflettenti. [4]*

La densità dell'acqua è pari  $997 \text{ kg m}^{-3}$  mentre l'aria presenta una densità di  $1,292 \text{ kg m}^{-3}$ . Dunque nel primo ambiente le forze resistive esercitate dal fluido su corpi in movimento (drag forces) hanno un'impatto non trascurabile. Come rilevato da uno studio condotto su quattordici nuotatori l'applicazione dei marker affetta la prestazione degli stessi riducendone la velocità del  $3.3\%$  ( $\pm 1.8\%$ ), la frequenza di bracciata del  $1.2\%$  ( $\pm 2.0\%$ ) e la lunghezza della bracciata del  $2.1\%$  ( $\pm 2.7\%$ ) rispetto alla stessa prova (50 metri a stile libero alla massima velocità) condotta senza marker. La diminuzione di questi parametri è stata imputata all'aggiuntiva resistenza dovuta ai marker, alla cui prossimità verosimilmente si generano moti turbolenti con conseguente dissipazione di energia [4].

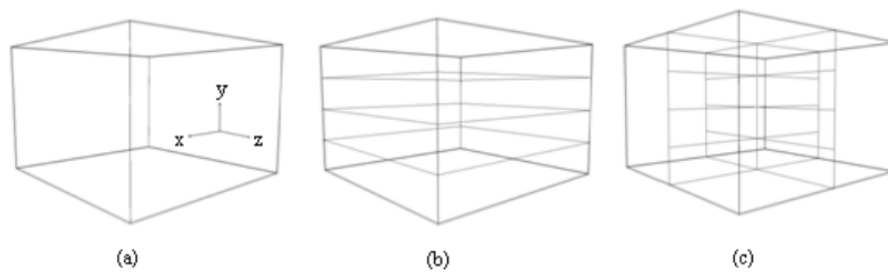
## ERRORI ED ACCURATEZZA

Uno degli aspetti più delicati è l'accuratezza del sistema stereofotogrammetrico nella ricostruzione delle traiettorie dei marker. Le misurazioni sono soggette a numerosi fonti di imprecisione che si riflettono in errori nella determinazione delle coordinate dei marker. Si possono distinguere gli errori in sistematici e casuali.

Gli errori casuali insorgono durante il processo di digitalizzazione dell'immagine dovuti a fenomeni di marker flickering o durante il processo di quantizzazione dell'immagine. Sono additivi, non correlati ed appartengono ad uno spettro di frequenze differente rispetto a quello dei dati del movimento umano che si assesta a una banda di frequenze relativamente ristretta intorno ai 60Hz. Per ovviare a tali errori sono stati sviluppati approcci nel dominio del tempo e delle frequenze; principalmente filtri passa-basso ottimizzati da algoritmi self-tuning della frequenza di taglio. Frequentemente utilizzati sono i filtri passa-basso Butterworth del quarto ordine con frequenze di taglio di 4Hz [13] oppure di 7Hz [10].

Gli errori sistematici nella ricostruzione tri-dimensionale delle traiettorie dei marker sono strettamente dipendenti dalla qualità con cui è stata condotta la calibrazione del sistema e dall'adeguatezza del modello matematico utilizzato, superficiale ad esempio nel descrivere appropriatamente fenomeni non lineari nell'acquisizione dell'immagine (i.e. la distorsione radiale dell'immagine dovuta alla superficie curva delle lenti).

Nel modello DLT il volume di calibrazione, la configurazione nella disposizione ed il numero di punti di controllo affettano notevolmente la precisione della ricostruzione tri-dimensionale, indipendentemente dall'ambiente in cui viene effettuato. Uno studio ha approfondito tre disposizioni dei punti di controllo in un numero variabile da 8 a 30 punti con il fine di appurare la configurazione che ottimizzasse la procedura di calibrazione di un volume di  $3 \times 2 \times 3$  metri [1].



*Calibration volumes:*

- (a) calibration volume #1 where the control points are distributed on vertical and horizontal rods;*
- (b) calibration volume #2 where the control points are distributed on vertical and horizontal rods and facets;*
- (c) calibration volume #3 where the control points are distributed on crossed horizontal rods.*

*Figura sopra: disposizione dei punti di controllo nelle tre differenti configurazioni.[1]*

Il volume di acquisizione era per metà sott'acqua e metà sopra la superficie monitorato da 4 camere, due per ambiente.

L'accuratezza delle ricostruzioni è stata quantificata attraverso il calcolo dell'indice statistico RMSE (Root Mean Square Error) nella ricostruzione di 12 punti di validazione in posizione nota.

L'espressione dell'indice RMSE è la seguente:

$$Er = \sqrt{\frac{\sum_{t=1}^N (X_{nt} - X_t)^2 + (Y_{nt} - Y_t)^2 + (Z_{nt} - Z_t)^2}{N}}$$

dove  $Er$  è l'errore complessivo risultante;  $N$  il numero dei punti di validazione;  $X_{ni}$ ,  $Y_{ni}$  e  $Z_{ni}$  le coordinate reali;  $X_i$ ,  $Y_i$  e  $Z_i$  le coordinate ricostruite.

*Resultant RMS errors for underwater and above water recordings for the #1, #2 and #3 calibration volumes*

Number of control points	Underwater			Above water		
	#1	#2	#3	#1	#2	#3
8	7.38	6.19	5.69	5.17	5.32	6.19
12	7.01	5.80	5.40	5.25	5.60	4.61
16	6.47	5.97	4.76	5.21	5.44	4.62
20	6.76	5.33	5.34	4.51	4.16	4.69
24	5.34	4.56	4.94	4.06	3.57	5.37
28	4.04	6.51	4.88	4.18	3.64	5.49
30	4.25	6.30	4.92	4.43	3.64	5.58

*Figura: RMS error risultante dalla ricostruzione della posizione del set di 12 marker sia sopra che sotto l'acqua [1].*

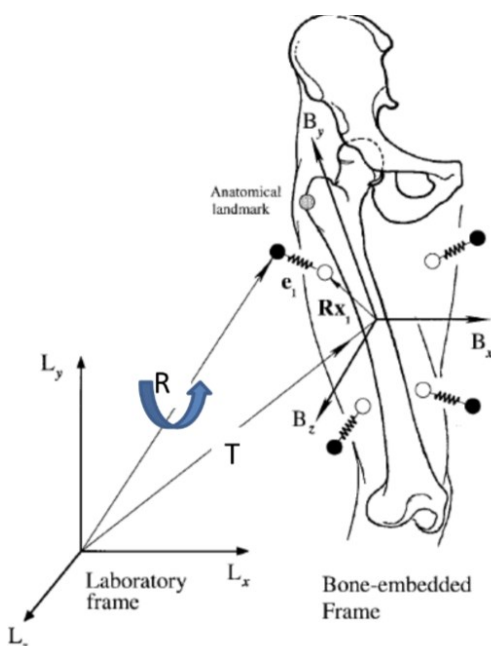
I risultati riportati in tabella dimostrano come generalmente la ricostruzione 3D in ambiente acquoso è affetta da una accuratezza minore rispetto ad una ricostruzione al di sopra della superficie.

Questi risultati sono in accordo con la letteratura che riconosce nella rifrazione della luce una fonte di errore aggiuntiva le cui dinamiche sono già state discusse nel paragrafo relativo alle calibrazioni.

Si evidenzia un incremento apprezzabile dell'accuratezza consensuale all'aumento dei punti di controllo fino ad un valore massimo di 20/24 punti in gli ambienti. Per quanto riguarda la configurazione adottata la #2 risulta dare una ricostruzione migliore per entrambi gli ambienti in cui l'RMSE rappresenta lo 0.2% del volume calibrato.

Una fonte importante di errore sono gli artefatti da tessuto molle. Attraverso i marker si costruiscono sistemi di riferimento locali e solidali al segmento anatomico (CTF) su cui si basa la calibrazione anatomica nella costruzione del sistema di riferimento morfologico (MFT). Dalle posizioni reciproche dei sistemi di riferimento locali di segmenti anatomici adiacenti si descrivono gli angoli di cardano parametri fondamentali nella valutazione cinematica in generale. Idealmente la posizione dei sistemi di riferimento locali (e quindi dei cluster di marker) non varia rispetto all'osso sottostante. Durante lo svolgimento di un task dinamico la condizione di idealità non si realizza in quanto la posizione dei marker non è immobile rispetto all'osso sottostante conseguentemente al movimento della cute. Il fenomeno conosciuto come artefatto da tessuto molle genera errori tempo varianti dotati dello stesso contenuto in frequenza della cinematica articolare e quindi non eliminabili con tecniche di filtraggio.

Il fenomeno può essere così interpretato: viene assunto un modello di cluster di marker in statica (pallini bianchi) che è immobile rispetto all'osso sottostante; i pallini neri rappresentano il cluster in dinamica ad un preciso istante di tempo che saranno in una posizione differente rispetto al modello statico. In questo schema l'errore da tessuto molle è rappresentato dalle molle che si ipotizzano di costante elastica uguale ovvero che l'errore si propaghi secondo la stessa legge su ogni segmento anatomico.



**Figura a sinistra:** rappresentazione grafica del modello a molle con cui interpretare l'errore da tessuto molle.

Progettare un modello di cluster ottimale dunque si riduce nel minimizzare l'energia elastica della molla.

Analiticamente consiste nel minimizzare la seguente funzione di costo:

$$\min_{R,T} \sum_{k=1}^n \|e_k\|^2 = \min_{R,T} \sum_{k=1}^n \|Rp_k + T - l_k\|^2$$

dove:  $P_k$  sono le coordinate locali del modello rigido;  $l_k$  sono le coordinate sperimentali nel sistema di riferimento del laboratorio.

## VARIABILI

Dal tracciamento delle traiettorie dei marker si può performare l'analisi cinematica del movimento estrapolando principalmente i seguenti parametri:

- 1) **Ciclo della bracciata:** generalmente si assume una posizione di riferimento ed il ciclo è completo quando l'arto superiore ritorna nella posizione di riferimento. Frequentemente si assume come ciclo la fase dall'entrata del polso in acqua alla successiva entrata. All'interno del ciclo si distinguono principalmente due fasi: fase propulsiva e fase di recupero. Ovviamente la discriminanti delle fasi sono differenti da stile a stile.
- 2) **Frequenza di bracciata:** calcolata come l'inverso della durata del ciclo.
- 3) **Lunghezza di bracciata:** definita come il rapporto tra velocità e frequenza di bracciata.
- 4) **Indice di coordinazione:** rappresentato dallo sfasamento tra l'inizio della fase di propulsione di un arto superiore e la fine della fase propulsiva dell'arto controlaterale; viene calcolato nel dominio del tempo [10].
- 5) **Indice di sincronizzazione:** descritto come lo shift di coordinazione tra cicli, matematicamente espresso come il rapporto tra tasso di azione degli arti inferiori (frequenza di battuta delle gambe) e la frequenza di bracciata. Al rapporto viene poi sottratto il numero intero più vicino dando come risultato un indice adimensionale compreso tra  $[-0.5, +0.5]$ . Valori positivi o negativi rappresentano ritardi o anticipi rispettivamente nell'azione degli arti inferiori mentre un valore tendente a zero è indice di sfasamento nullo.
- 6) **Stroke Index:** è definito come il prodotto tra la velocità del nuotatore e la lunghezza della bracciata. E' una delle variabili che viene utilizzata per quantificare l'efficienza energetica della performance.
- 7) **Angolo di attacco della mano:** rappresenta l'angolo di entrata in acqua della mano alla fine della fase di recupero; correlato alla forza propulsiva esercitata dalla mano, è stato riscontrato la forza viene impressa massimamente con angoli di attacco compresi tra i  $20^\circ$  e  $50^\circ$  [16].
- 8) **Volume immerso medio:** viene mediato sul ciclo di bracciata e rappresenta il volume del corpo che è immerso. Ogni segmento corporeo del modello anatomico, costruito tramite la calibrazione anatomica (completata con l'aggiunta di dati antropometrici soggetto-specifici), è stato approssimato come simmetrico rispetto all'asse principale e con densità uniforme.  
Il volume di ciascun segmento  $V_{segment}$  è stato derivato attraverso l'elliptical zone method [18]; il metodo utilizza un procedimento modellizzazione geometrica del segmento anatomico suddividendolo in piani ellittici i cui diametri sono stimati attraverso l'elaborazione delle immagini da più punti di vista dei soggetti. Questo parametro si rivela fondamentale nella stime delle forze resistive esercitate dall'acqua sul nuotatore.



## 1.2 SENSORI INERZIALI

Per la valutazione biomeccanica del gesto atletico nel nuoto i sistemi video-based sono i più largamente utilizzati; presentano però dei svantaggi che ne complicano l'installazione e la fruibilità al di fuori di un laboratorio. Ad esempio l'installazione di un sistema stereofotogrammetrico è costosa, complessa ed ha un volume di acquisizione relativamente limitato; la calibrazione è un processo delicato e difficile da cui dipende strettamente l'accuratezza della ricostruzione; l'acquisizione del marker-set è spesso disturbata dal movimento del nuotatore oltre che ne affetta la prestazione [4].

I sensori inerziali (IMU) rappresentano una valida alternativa per la valutazione biomeccanica del movimento. Innanzitutto indossare un piccolo device causa un disagio minore rispetto ad una muta dotata di marker o dei marker direttamente collocati sulla pelle con nastri adesivi; i dispositivi IMU possono archiviare un elevato numero di dati e già processare parte di essi per poi essere caricati ed elaborati su un computer esterno; sono dispositivi sono una soluzione low-cost e utilizzabili facilmente da atleti ed allenatori.

### HARDWARE

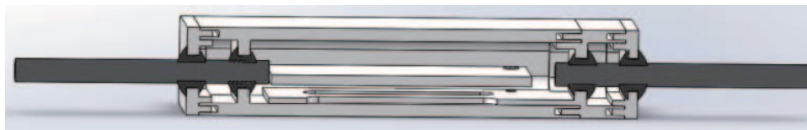
I vantaggi dei dispositivi inerziali sono da ricondurre principalmente alle loro dimensioni e peso ridotti nonostante la sensoristica e le celle a tenuta stagna per lo specifico utilizzo sott'acqua. Queste caratteristiche sono consentite dallo sviluppo dei *microelectromechanical systems* (MEMS) che sono un insieme di dispositivi di scala microscopica interfacciati ad un substrato di materiale conduttore (solitamente il silicio) e coniugano le proprietà elettriche a quelle opto-meccaniche. Ad esempio il dispositivo SwimBit misura 53 x 29 x 5 mm con un peso di 15g mentre con il contenitore ermetico le misure sono di 110 x 105 x 8.5 mm ed un peso di 55g [6]. Il dispositivo progettato dai ricercatori Zhang et al. misura 25 x 22 x 3.5 mm ed il contenitore 71 x 34 x 14 mm [14].

Generalmente un dispositivo IMU si compone delle seguenti parti ( [5], [6], [14] ):

- **Accelerometro tri-assiale:** il sensore rileva l'accelerazione lungo i tre assi attraverso il calcolo della forza rilevata rispetto alla massa del dispositivo;
- **Giroscopio tri-assiale:** è un sensore che rileva e quantifica il moto rotazionale del dispositivo esprimendolo nei termini di velocità angolare;
- **Magnetometro tri-assiale:** il sensore misura direzione ed intensità del campo magnetico terrestre che viene assunto come sistema di riferimento globale e dunque rispetto a questo il dispositivo valuta l'orientamento del sistema di riferimento locale; le informazioni dunque permettono di calcolare per ogni istante di tempo l'inclinazione del dispositivo rispetto agli assi del sistema di riferimento globale.
- **Scheda di archiviazione interna:** la trasmissione dei dati attraverso sistemi wireless in acqua può compromettere i dati stessi soprattutto se la quantità di dati è elevata e se il tasso di

trasmissione è alto. Per questo motivo i dispositivi IMU utilizzati in acqua sono dotati di una memory card in cui vengono archiviati i dati grezzi o parzialmente già elaborati per poi essere caricati su un computer alla fine della prova.

- **Batteria:** per alimentare il dispositivo;
- **Custodie a tenuta stagna:** possono essere dotate di fori sigillati con anelli di guarnizione che permettono di collegare il dispositivo ai cavi di comunicazione. Nel caso di una configurazione a più dispositivi IMU le linee di comunicazione li collegano in serie alla Microcontroller Unit (MCU) che raccoglie, elabora ed archivia i dati.



*Figura: design di una custodia a tenuta stagna per dispositivi IMMU.[14]*

## CALIBRAZIONE

Il processo di calibrazione di un sensore inerziale richiede la comparazione tra gli output dello strumento con delle informazioni di riferimento in modo da determinare i coefficienti che permettano di far combaciare gli output con i riferimenti. I coefficienti quali fattori di scala, ortogonalità, errori di disallineamento ed offset di ciascun sensore compongono il così denominato Sensor Error Model (SEM).

Per l'accelerometro (ACC) il metodo di calibrazione più utilizzato sfrutta la forza di gravità terrestre che affetta il sensore in condizioni statiche. In tali condizioni ci si avvale della conoscenza dell'entità della forza di gravità e l'output registrato dall'ACC in predeterminate orientazioni per performare il calcolo della SEM per il sensore [19].

Per il giroscopio si performano tre rotazioni di 10 secondi l'una attorno agli assi mantenendo, prima di ogni rotazione, il dispositivo in posizione statica per 30 secondi in modo da quantificare i coefficienti di offset. Gli angoli di rotazione sono quantificati attraverso specifica strumentazione come il Fiber Optic Gyroscope (FOG) [19].

## VARIABILI INERZIALI

Per la valutazione biomeccanica si possono utilizzare differenti configurazioni e disposizioni dei dispositivi IMU ognuna delle quali permette di determinare specifici parametri.

Il posizionamento sulla schiena dei nuotatori è stata valutata come la più confortevole e meno invadente dagli stessi [6]. I parametri ricavabili sono i seguenti:

- **Tecnica della bracciata:** l'estrapolazione dell'informazione sulla tecnica adottata si avvale dei dati dell'accelerometro e di specifici algoritmi così strutturati: la prima parte pulisce il segnale attraverso un filtro passa basso per rimuovere i rumori ad alta frequenza (i.e. filtro passa basso Hamming di ordine 48 con frequenza di taglio pari a 0.5 Hz); la seconda parte analizza il segnale dell'asse verticale dell'accelerometro (asse z) per determinare l'orientazione del nuotatore e quindi discriminare lo stile dorso dai restanti; questi ultimi vengono distinti da un classificatore sulla base dei pattern dell'energia del segnale in output dai tre canali dell'accelerometro. L'energia del canale  $E_{channel}$  è computata attraverso la seguente equazione:

$$E_{channel} = \mathit{round} \left( \frac{\sum_{n=1}^N |\mathbf{x}(n) - \bar{\mathbf{x}}|}{N} \right)$$

Il classificatore si avvale di algoritmi di machine learning (i.e. *support vector machine* o l'*artificial neural network*) per discriminare automaticamente gli stili.

- **Elevazione del tronco:** parametro rilevante per gli stili simmetrici quali rana e delfino; viene computato valutando la differenza tra il minimo ed il massimo angolo di beccheggio.
- **Bilanciamento del corpo:** parametro sempre ottenuto dall'analisi dell'angolo di beccheggio ed il valore dipende dal tipo di stile: per gli stili non simmetrici (dorso, stile libero) l'angolo è di circa 0°, mentre per gli stili simmetrici varia notevolmente. È un'importante indicatore in quanto maggiore è l'angolo tanto è la superficie esposta in direzione del moto e quindi all'azione frenante dell'acqua.
- **Rotazione del corpo:** quantificato dall'angolo di rotazione come il precedente il valore dipende strettamente dallo stile: per stili simmetrici tende a 0° mentre per stili asimmetrici varia notevolmente.

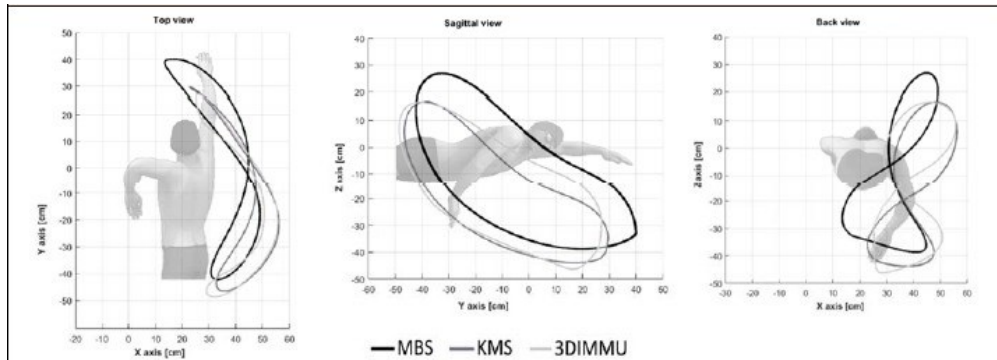
Configurazioni di IMU applicati al polso o di più dispositivi fissati agli arti superiori ed inferiori permette di ottenere una valutazione cinematica comparabile con quella ricavata dai sistemi stereofotogrammetrici. Nell'immagine sotto sono comparate le traiettorie medie del polso da diversi piani. Lo studio si prefissava di determinare l'accuratezza della stima del modello cinematico a partire dai dati di 5 sensori IMU applicati sul torace, avambracci e bracci dei nuotatori. Come gold standard sono stati utilizzate le informazioni ricavate dal un sistema stereofotogrammetrico marker-based.

Sono state applicate 3 diverse metodologie per nell'elaborazione dei dati:

- **Marker-based model (MBS):** si basa sulla computazione delle traiettorie dei marker acquisite dal sistema stereofotogrammetrico
- **Kinematic chain model (KMS):** dai dati del sistema stereofotogrammetrico si considera la catena cinematica di tre segmenti rigidi (torace, avambraccio, braccio) di cui è stata appurata

la lunghezza nella fase di calibrazione anatomica; la computazione consiste nella discriminazione della posizione relativa ed orientazione dei segmenti.

- **Dati dei sensori IMMU (3DIMMUs):** è stato utilizzato sempre il modello della catena cinematica.



**Figura:** rappresentazione grafica sui piani sagittale, frontale e trasverso della media delle traiettorie registrate durante una prova da un sensore IMMU legato alla mano destra.[5]

I risultati evidenziano un elevato coefficiente di correlazione  $r$  tra i metodi estimativi (KMS e 3DIMMUs) ed il gold standard (MBS):  $r=0.99$  per MBS vs KMS,  $r=0.94$  per MBS vs 3DIMMUs. Anche visivamente si può confermare una somiglianza nella morfologia dei tracciati; dunque si possono ragionevolmente utilizzare i sensori IMU per performare l'analisi cinematica del movimento dell'atleta ricavando tutte le variabili cinematiche (temporali e spaziali) già discusse nel paragrafo 1.1.

Nelle configurazioni multiple di sensori IMU si possono estrarre informazioni aggiuntive riguardanti gli angoli articolari valutando la posizione ed orientamento relativi tra IMU posizionati nei segmenti distale e prossimale della giunzione articolare. Ad esempio l'angolo articolare del gomito durante ciascuna delle fasi nel ciclo della bracciata viene valutato in base alla posizione relativa dei sensori posizionati sul braccio ed avambraccio [5], oppure l'angolo del ginocchio valutando la posizione degli IMU posizionati all'altezza di tibia e femore, importante per la valutazione della tecnica nello stile rana.

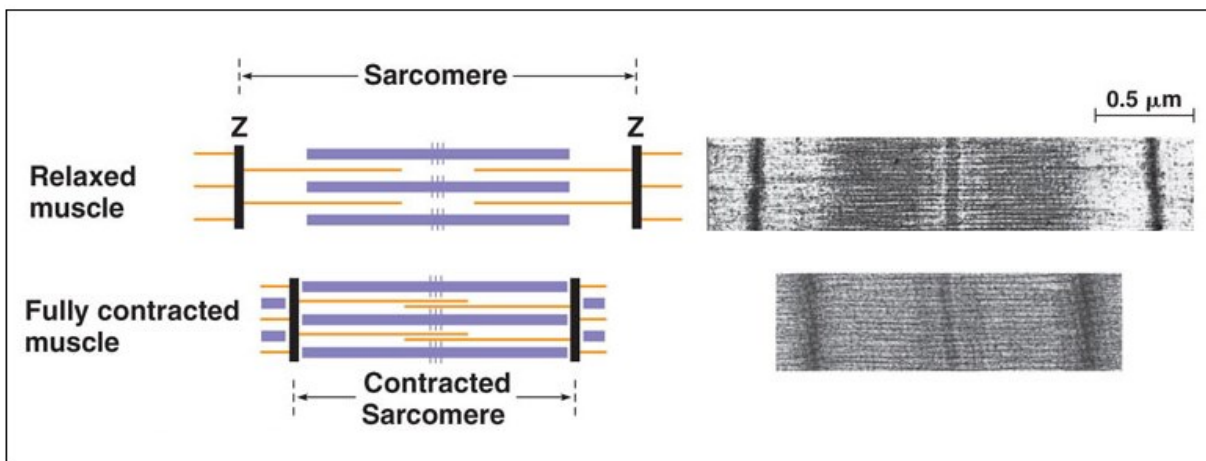
### 1.3 ELETTROMIOGRAFIA DI SUPERFICIE

L'elettromiografia di superficie è uno strumento utilizzato per monitorare l'attivazione muscolare, per discriminare i gruppi muscolari più coinvolti durante l'esecuzione del task e per riconoscere l'insorgenza della fatica muscolare.

#### FISIOLOGIA DEL MUSCOLO SCHELETRICO

Il muscolo striato scheletrico è responsabile delle attività motorie volontarie. Le cellule, denominate fibre muscolari, sono disposte parallelamente all'asse del muscolo oppure inclinate rispetto un angolo detto angolo di pennazione e si presentano come cellule polinucleate nel cui citoplasma sono presenti strutture allungate disposte longitudinalmente rispetto all'asse della fibra dette miofibrille. Le miofibrille sono a loro volta composte da serie di sarcomeri; questi sono l'unità contrattile fondamentale del muscolo e sono costituiti da filamenti di actina e miosina

Lo stimolo nervoso raggiunta la giunzione neuromuscolare si propaga nel muscolo. Il potenziale d'azione determina un aumento delle concentrazioni di calcio in ambiente intracellulare promuovendo l'interazione tra le teste globulari dei filamenti di miosina con la struttura di actina (dinamica cross-bridge). L'interazione determina l'idrolisi dell'ATP che con rilascio di energia ed una molecola di fosfato si trasforma in ADP, l'energia promuove scorrimento dei filamenti e dunque l'accorciamento del sarcomero. Macroscopicamente questa dinamica si traduce nella contrazione muscolare.



*Figura: grafica rappresentativa e immagine ottenuta al microscopio elettronico del sarcomero nella condizione rilassata e contratta. [https://aworldofbiology.weebly.com]*

Possiamo distinguere due tipologie di contrazioni:

- **Contrazione isometrica:** alla contrazione non si ha una macroscopica diminuzione della lunghezza del muscolo (i.e avviene durante il sollevamento di un peso sproporzionato rispetto alla forza esprimibile dal muscolo).

- **Contrazione isotonica:** contrazione che avviene a carico costante.

Solitamente le dinamiche di contrazione coinvolgono entrambe le tipologie: inizialmente il muscolo entra in contrazione senza accorciarsi poi quando la forza espressa supera la resistenza che si oppone il muscolo si accorcia.

Possiamo inoltre distinguere le contrazioni tra volontarie e stimulate differenziate dai pattern di stimolo delle fibre. Nel primo caso il numero di fibre reclutate e la frequenza di scarica sono controllate dal sistema nervoso centrale: in base all'intensità della contrazione si passa gradualmente al reclutamento di fibre sempre più grandi con attivazioni asincrone. Nel secondo caso l'attivazione dei motoneuroni è stimolata da elettrodi cutanei; in questo caso i potenziali d'azione sono sincroni e sovrapponibili. Le due contrazioni offrono metodi d'indagine differenti soprattutto durante la procedura di normalizzazione del segnale.

## MODELLO DI HILL

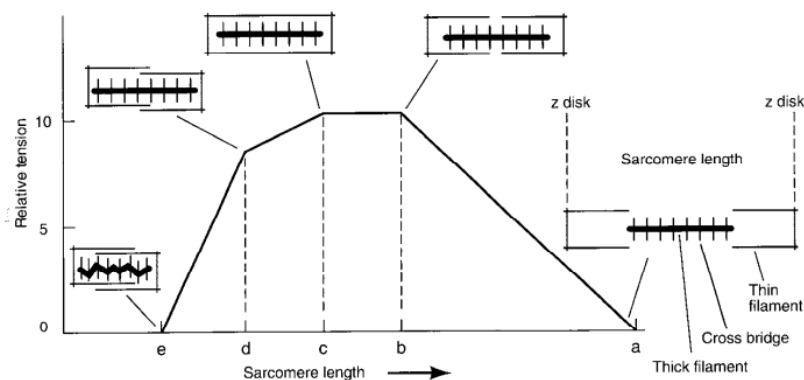
La forza generabile dal muscolo dipende da due fattori. Una determinante è il numero di sarcomeri disposti in parallelo e la sezione fisiologica media (PCSA), ovvero il rapporto tra il volume del muscolo e la lunghezza delle fibre a riposo. Dunque esprimiamo la forza come:

$$F = k \cdot \text{PCSA}$$

Se il muscolo è pennato allora la forza esercitata lungo l'asse longitudinale del muscolo dipende dall'angolo di pennazione:

$$F_{\text{utile}} = F \cdot \cos \alpha$$

La forza contrattile di un muscolo è inoltre influenzata dalla lunghezza iniziale dei sarcomeri e quindi dal numero d'interazioni cross-bridge tra i filamenti. Nella figura sotto è rappresentato il grafico caratterizzante la relazione forza-lunghezza in cui ogni linea retta definisce uno specifico stato di sovrapposizione dei segmenti di actina e miosina.



**Figura:** andamento della relazione forza-lunghezza nella dinamica di contrazione muscolare.

[<https://www.researchgate.net>]

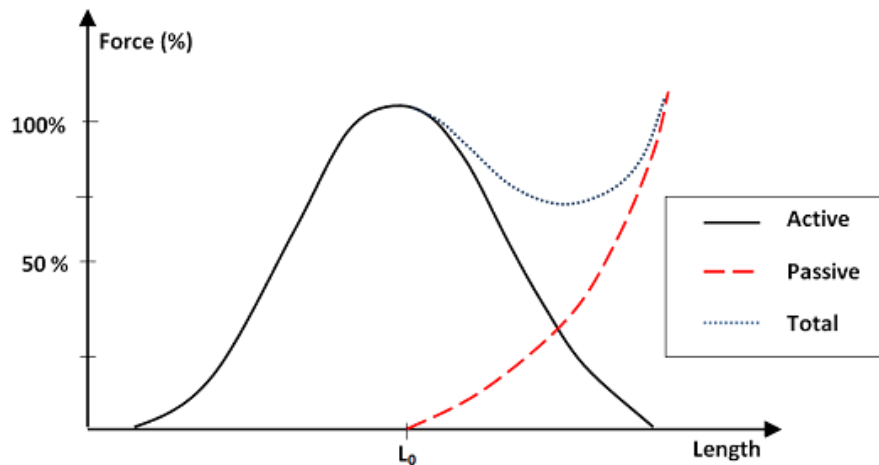
La relazione forza-lunghezza dell'intero muscolo ha lo stesso tipo di andamento però con le curve smussate in quanto per una specifica lunghezza non tutti i sarcomeri sono nello stesso stato.

Ad esempio nella configurazione a) il muscolo essendo eccessivamente tirato non permette l'interfaccia tra i filamenti e quindi la forza esprimibile è nulla; nella configurazione e) la sovrapposizione totale delle due strutture preclude la presenza di siti liberi per lo scorrimento e quindi la contrazione è nulla. La fase di plateau tra i punti c) e b) rappresenta le condizioni in cui il muscolo esibisce le massime prestazioni in termini di velocità e forza generabile.

La forza totale espressa dal muscolo in contrazione consta in due contributi:

- **Forza attiva:** generata dalla contrazione dei sarcomeri e quindi soggetta al controllo volontario
- **Forza passiva:** generata da fenomeni elasto-plastici che interessano il tessuto connettivo delle fibre e non sono modulabili in forma volontaria

Nel modello di Hill il muscolo viene caratterizzato dalla presenza di un elemento contrattile attivo che esprime la forza attiva (EC) e da due elementi elastici EES, EEP rappresentanti delle forze visco-elastiche passive non lineari della struttura del sarcomero e del tessuto muscolare rispettivamente. Il primo elemento è posto in serie alla struttura contrattile mentre il secondo è posto in parallelo al ramo precedente.



*Figura: andamento della relazione forza-lunghezza nella dinamica contrattile tenendo conto delle forze passive esercitate dal tessuto connettivale. [https://www.researchgate.net]*

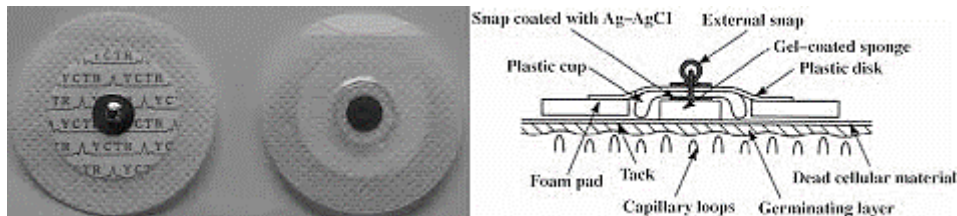
Le curve della figura sopra sono rappresentative della relazione forza-lunghezza tenendo conto del contributo non lineare, velocità dipendente, che il tessuto connettivale esibisce quando soggetto a trazione dall'attività dell'elemento contrattile (forza passiva).

Analiticamente sono state proposte diverse formulazioni per descrivere la relazione forza-lunghezza (o forza-velocità). Tra queste cito:

- La relazione di Fenn & March (1935):  $V = V_0 e^{P/B} - KP$   
In cui  $V$  e  $V_0$  sono le velocità d'accorciamento del muscolo ad un qualsiasi carico e a carico nullo rispettivamente;  $P$  la forza;  $B$  e  $K$  delle costanti.
- La formulazione di Hill (1938):  $(P + a)(V + b) = (P_0 + a)b$   
Dove  $P_0$  è la massima tensione isometrica;  $a$  è il coefficiente del calore di contrazione;  
 $b = a * V_0/P_0$ ;  $V_0$  la velocità massima a tensione nulla

## ELETTRODI DI SUPERFICIE

Gli elettrodi tipicamente utilizzati sono del tipo Ag/Ag-Cl o Al/Ag-Cl [9], usa e getta, stabili e a basso rumore; sono ricoperti da un trasparente film adesivo per garantirne l'impermeabilità (i.e. Opsite Flexifix [9] o Hydrofilm [8]) e solitamente stabilizzati con una muta da nuoto. Conseguentemente alle particolari condizioni di operatività i dispositivi EMG che raccolgono il segnale prelevato dagli elettrodi sono posizionati all'interno di una sacca impermeabile e comunicanti con il PC attraverso sistemi wireless oppure archiviano i dati in una memory card.



**Figura:** elettrodi di superficie per analisi elettromiografica (a sinistra); rappresentazione grafica della struttura di un elettrodo superficiale (a destra). [<https://www.researchgate.net>]

Le modalità di prelievo si distinguono in differenti configurazioni:

- **Monopolare:** un elettrodo posizionato sul muscolo ed un altro da un'altra parte del corpo. E' molto sensibile al rumore proveniente dalle zone limitrofe e risulta essere poco specifico per porzioni muscolari piccole.
- **Bipolare:** due elettrodi posizionati sul muscolo che rilevano due potenziali diversi rispetto ad un riferimento di massa, i potenziali vengono quindi sottratti ed il segnale risultante amplificato. La sottrazione permette di annullare i rumori comuni ai due elettrodi migliorando la qualità del segnale prelevato [8].



- **Doppio differenziale:** tre elettrodi equi-spaziati disposti sullo stesso muscolo; la configurazione viene impiegata per avere una risoluzione spaziale migliore e/o per valutare la velocità di conduzione dello stimolo elettrico nel muscolo.

L'attività delle unità motorie (MUAP) è modulata da stimoli elettrici veicolati dalla cellula nervosa al muscolo attraverso la giunzione neuromuscolare successivamente alla quale si propagano depolarizzando le fibre muscolo e promuovendone la contrazione. L'elettromiografia di superficie (EMGs) misura le variazioni dei potenziali elettrici che si realizzano durante la contrazione di un gruppo di unità motorie. Numerosi sono i fattori che determinano la forma del segnale EMGs: punto di innervazione di ogni fibra, velocità di propagazione dello stimolo, distanza delle fibre dagli elettrodi, dislocazione delle fibre rispetto agli elettrodi di prelievo e modalità di prelievo. Ampiezza e densità del segnale elettromiografico sono caratteristiche determinate invece dal numero di MUAP reclutate e dalla frequenza di sparo.

## RELAZIONE TRA FATICA E VARIABILI EMG

L'elettromiografia oltre ad essere utilizzata per determinare il grado di coinvolgimento muscolare durante l'esecuzione di un task ha anche il fine di studiare i fenomeni di fatica neuromuscolare. Questa la possiamo suddividere in fatica centrale (o meccanica) e periferica (o metabolica)[8]. La prima si manifesta con una diminuzione dell'attivazione muscolare volontaria conseguentemente al decremento del numero di unità motorie reclutate e della frequenza di sparo. La fatica periferica coinvolge cambiamenti nella trasmissione neuromuscolare, propagazione del potenziale d'azione nel muscolo, e decremento della tensione contrattile delle fibre muscolari. Questa è dovuta da deficit nella dinamica della relazione tra eccitazione e contrazione muscolare per effetto di anomalie nelle concentrazioni di ioni calcio, accumulo di fosfati e/o decremento nelle scorte di ATP.

Durante una contrazione prolungata del muscolo il tracciato EMG passa progressivamente dalle alte alle basse frequenze conseguentemente alle dinamiche di fatica periferica. Per questo motivo sono largamente utilizzati gli indici che caratterizzano l'evoluzione temporale dello spettro di potenza:

- Frequenza mediana (Fmed) = 
$$\frac{1}{2} \int_{f_{c1}}^{f_{c2}} PSD(f) df$$

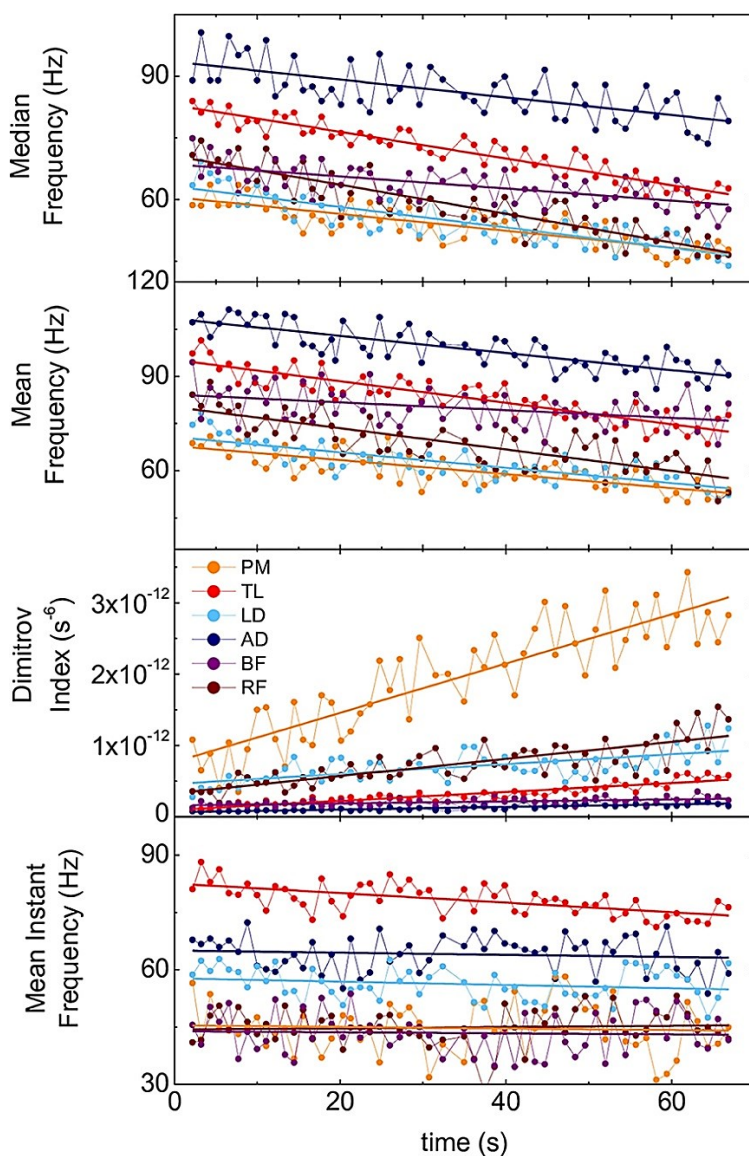
- Frequenza media (Fmean) = 
$$\frac{\int_{f_{c1}}^{f_{c2}} f \cdot PSD(f) df}{\int_{f_{c1}}^{f_{c2}} PSD(f) df}$$

- Indice di Dimitrov (DI) = 
$$\frac{\int_{f_{c1}}^{f_{c2}} \frac{1}{f} \cdot PSD(f) df}{\int_{f_{c1}}^{f_{c2}} f^5 \cdot PSD(f) df}$$

- $$\text{Frequenza media istantanea (Fmi)} = \frac{\int_{t_{in}}^{t_{fin}} IF(t) dt}{t_{fin} - t_{in}}$$

$Fc1$  ed  $Fc2$  sono le frequenze di taglio utilizzate nel filtro Butterworth mentre  $IF(t)$  rappresenta la frequenza istantanea.

Tra tutti gli indici il più sensibile al fenomeno della fatica muscolare è l'indice di Dimitrov [21]; nello specifico mostra una variazione pari a 6 volte rispetto alla frequenza media e mediana e di 15 volte rispetto alla frequenza media istantanea. La prerogativa è dovuta alla descrizione matematica dell'indice che enfatizza il passaggio dello spettro da alte a basse frequenze per l'incorrere della fatica muscolare. Il termine al numeratore dà rilievo all'incremento delle basse ed 'ultra-basse' frequenze nello spettro EMG come conseguenza dell'incremento del periodo di ripolarizzazione durante la fatica. Il termine al denominatore rimarca il decremento delle alte frequenze; a livello fisiologico ciò è da ricondurre all'aumento della durata del potenziale d'azione intracellulare e del decremento nella velocità di conduzione dello stesso [21].



*Figura: comparazione dell'andamento temporale degli indici (frequenza mediana, frequenza media, indice di Dimitrov, frequenza media istantanea) di 6 gruppi muscolari (PM, pectoralis major; TL, triceps lateralis; LD, latissimus dorsi; AD, anterior deltoid; BF, biceps femoris; RF, rectus femoris.) durante l'esecuzione da parte del soggetto del protocollo Swim Fatigue Test. [21]*

## ELABORAZIONE SEGNALE EMG

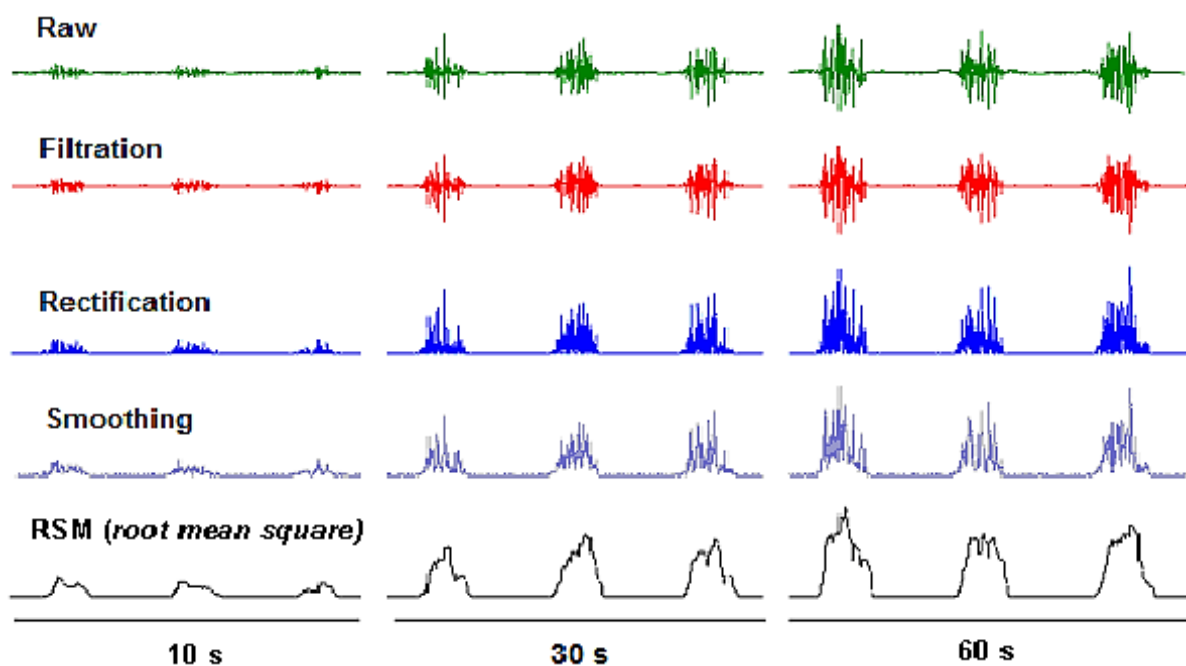
Il segnale grezzo acquisito dagli elettrodi subisce un iniziale elaborazione che ne permetterà l'estrazione di importanti informazioni riguardo la morfologia, lo spettro di frequenze, ampiezza. Possiamo riassumere il processo nei seguenti punti:

- **Amplificazione:** passaggio che avviene a monte del processamento vero e proprio del segnale e che permette una miglior plasmabilità del segnale nei successivi passaggi.
- **Filtraggio:** attenua i rumori migliorando il rapporto segnale rumore. I rumori possono essere dovuti ad attività elettriche non correlate alla contrazione del muscolo interessato ( i.e. attività elettrica di muscoli limitrofi, ECG, attività di rete) il cui spettro è caratterizzato da alte frequenze; inoltre si possono aggiungere al segnale registrato anche gli artefatti da movimento che hanno frequenze più basse rispetto a quelle del segnale utile. Perciò la tecnica di filtraggio più efficace è nel dominio delle frequenze attraverso un filtro di tipo Butterworth del quarto ordine passa-banda con frequenze di taglio intorno ai valori di 10Hz e 450 Hz. Ad esempio 20-500Hz nello studio [15] oppure 20-800Hz in un filtro Butterworth del second'ordine nello studio [16]. Nella fase preparatoria per l'acquisizione del segnale è buona prassi seguire definiti protocolli per minimizzare a monte l'entità dei rumori: un robusto fissaggio adesivo degli elettrodi sulla cute, cavi ben schermati per evitare interferenze, l'amplificatore almeno a distanza di 10cm dagli elettrodi un'accurata preparazione della pelle che prevede depilazione, strofinamento con della carta vetrata per rimuovere parte di pelle morta e pulizia con alcol [8].
- **Rettificazione:** passaggio in cui i contributi negativi del segnale vengono resi positivi calcolando il valore assoluto del segnale.
- **Root Mean Square (RSM):** definisce la radice quadrata della potenza media del segnale in un definito intervallo di tempo e plottato mostra il profilo di attività del segnale. Lo si calcola attraverso la seguente formula:

$$RMS(k) = \sqrt{\frac{1}{N} \sum_{i=0}^{i=N} X(k-i)^2}$$

Dove N rappresenta la finestra temporale.

- **Inviluppo lineare (smoothing):** permette di ricavare il profilo di attività del muscolo; si ottiene applicando un filtro passa-basso (del tipo Butterworth del quarto ordine con frequenza di taglio a 5Hz) al segnale rettificato.



*Figura: rappresentazione degli effetti sul segnale durante le varie fasi di elaborazione.*

[<https://www.researchgate.net>]

## NORMALIZZAZIONE

La normalizzazione del segnale EMG è un procedimento essenziale per la comparazione tra individui, prove e/o muscoli coinvolti in definiti parametri. Nel nuoto i studi che si avvalgono dell'elettromiografia hanno utilizzato come riferimento per la normalizzazione sia una contrazione volontaria massimale eseguita a secco (MVIC) sia il metodo di picco dinamico; in alcuni studi la normalizzazione non è stata eseguita. Il procedimento consiste nel dividere il segnale EMG del task o evento con il pattern EMG di una contrazione di riferimento ottenendo una misura relativa (%) e confrontabile. Nel metodo MVIC il segnale EMG viene diviso per il valore di picco dell'EMG ottenuto dall'esecuzione di una prova isometrica massimale volontaria a secco. Nel metodo del picco dinamico il tracciato EMG del task viene diviso per il valore di picco misurato nell'arco della prova stessa differenziandosi dal primo metodo in cui un unico valore di picco veniva comunemente utilizzato per normalizzare tutti i cicli/prove. Dunque siccome il picco dinamico può differire da ciclo a ciclo questo potrebbe potenzialmente influenzare la variabilità dei parametri nel confronto tra individui, gruppi muscolare o tra le prove.

## 1.4 DISPOSITIVI PER LA VALUTAZIONE DELLA FORZA NEL NUOTO

La velocità nel nuoto è determinata principalmente da due fattori: propulsione e forza resistiva al moto esercitata dall'acqua. In condizioni di velocità stazionarie la propulsione media e resistenza media sono costanti mentre per aumentare la velocità è necessario aumentare la forza propulsiva e/o diminuire la resistenza. La misura diretta di entrambe le forze è ancora impossibile conseguentemente alla complessità dello studio della meccanica del movimento umano nel fluido. Sono stati sviluppati diversi metodi e dispositivi per cercare di stimarle che saranno presentati nei paragrafi successivi.

### FORZE PROPULSIVE

La stima delle forze propulsive è ancora un'open-challenge nell'ottica della prestazione sportiva in quanto la misura diretta risulta essere ancora impossibile. I dispositivi utilizzati si compongono di un sistema di pulegge e pesi posizionati a bordo vasca e collegati al nuotatore attraverso un cavo inestensibile. La corda viene legata con un cintura al nuotatore che performando la prova alza uno dei pesi permettendo di quantificare la forza espressa. In alternativa il sistema di pesi e pulegge è sostituito con una cella di carico che permette una misura più precisa della forza. Due sono gli aspetti negativi di tali dispositivi: il sistema di più pulegge impedisce una determinazione oggettiva della forza esercitata ed l'assenza di fotocellule non permette di determinare il tempo necessario al nuotatore vincolato ad un certo carico per percorrere una data distanza. Inoltre non possono essere ignorate altre due conseguenze del nuoto vincolato: l'influenza del cavo e cintura nella performance ed il fatto che durante il nuoto "libero" il soggetto si muove relativamente al fluido il quale conseguentemente alla sua densità oppone una resistenza "attiva"; i nuotatori si adattano da un punto di vista cinematico per mantenere la stabilità nonostante le turbolenze generate dal movimento del corpo nel fluido; contribuendo inoltre a minimizzare gli effetti della forza resistiva. Dunque la performance del soggetto vincolato può solo essere considerata solo a livelli indicativi.

E' stato proposto recentemente il dispositivo SwimOne che si propone di risolvere almeno in parte alcune di queste problematiche. [11]

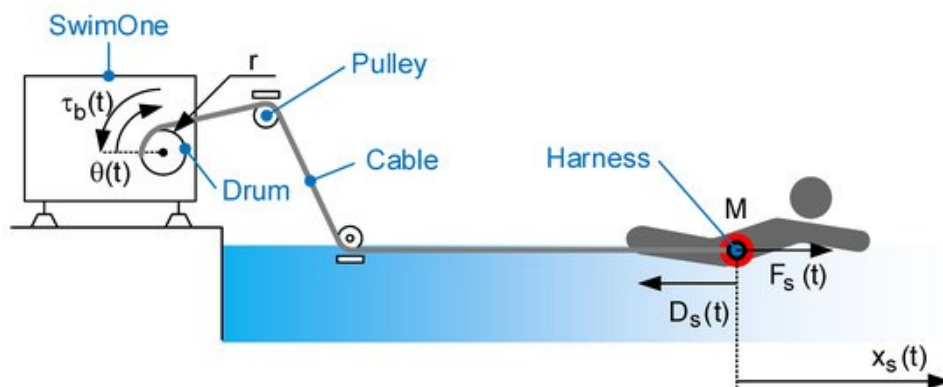


Figura: design concettuale del dispositivo per la valutazione della forza SwimOne. [11]

Durante l'avanzamento del nuotatore il cavo si srotola dal cilindro; da questa dinamica il dispositivo stima lo spostamento  $x_s(t)$ , e la forza istantanea  $F_s(t)$ , attraverso cui determinare la potenza istantanea espressa durante la prova.

$$x_s(t) = r * \theta(t)$$

dove  $r$  è il raggio del cilindro mentre  $\theta(t)$  è l'angolo di rotazione del cilindro determinato da un rotatory encoder.

Il dispositivo è inoltre in grado di generare una forza resistiva (non trainante) al nuotatore permettendo di valutare la massima forza resistiva che il nuotatore riesce a superare. La forza denominata  $F_b(t)$  è impressa attraverso l'applicazione di un momento torcente al cilindro:

$$\tau_b(t) = F_b(t) * r .$$

Dunque l'equazione dinamica del moto del nuotatore può essere così espressa:

$$M * \ddot{x}_s(t) = F_s(t) - \frac{\tau_b(t)}{r} - D_s(t) \quad D_s(t) = K * \dot{x}_s(t)^2$$

Con  $M$  la massa del nuotatore,  $D_s(t)$  la resistenza esercitata dall'acqua che si oppone al movimento del nuotatore e  $K$  una costante che dipende dallo stile adottato.  $\ddot{x}_s(t)$  è l'accelerazione del nuotatore e  $\dot{x}_s(t)$  la sua velocità. Analiticamente per l' $i$ -esimo campione esprimo questi parametri attraverso la seguente derivazione discreta nel dominio del tempo:

$$v_s(i) = \frac{x_s(i) - x_s(i-1)}{t(i) - t(i-1)} \quad a_s(i) = \frac{v_s(i) - v_s(i-1)}{t(i) - t(i-1)}$$

La tensione del cavo istantanea  $T_c(t)$  è valutata attraverso un torsiometro ed analiticamente espressa come:

$$T_c(t) = M * \ddot{x}_s(t) - F_s(t) + D_s(t)$$

Dalla quale facilmente ricavo la forza istantanea esercitata dal nuotatore:

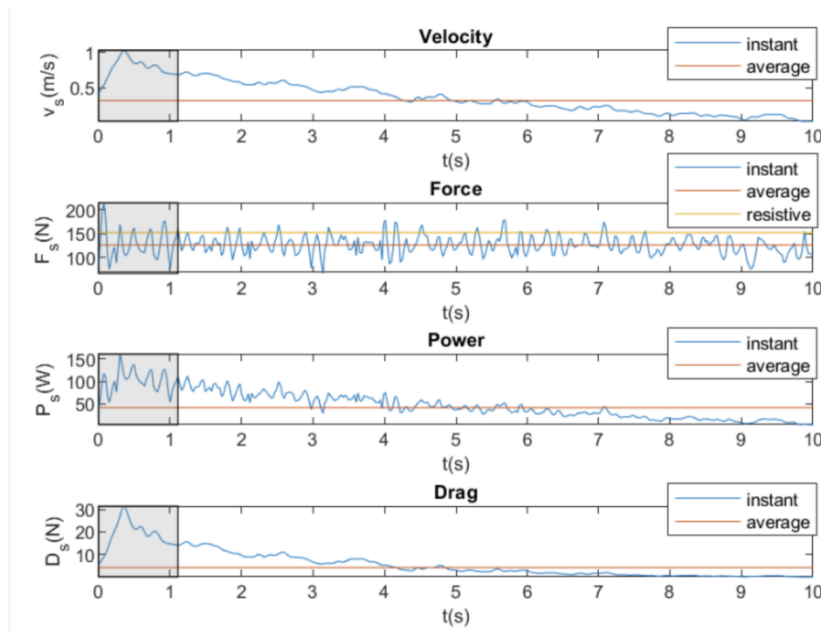
$$F_s(t) = M * \ddot{x}_s(t) + D_s(t) - T_c(t)$$

La potenza istantanea la definisco dunque come:

$$P_s(t) = F_s(t) * \dot{x}_s(t)$$

Nell'immagine successiva sono mostrati i grafici relativi alle variabili prima discusse che possono essere ricavate dal dispositivo SwimOne. Nello specifico il nuotatore stava performando lo stile libero alla presenza di una forza frenante pari a  $F_b(t) = 152.96\text{N}$ ; maggiore rispetto alla forza prodotta dal nuotatore. Per cui la velocità, la resistenza prodotta dall'acqua e la potenza

diminuiranno fino a che il nuotatore non genererà alcuno spostamento in quanto non riesce a prevalere sulla forza resistiva.

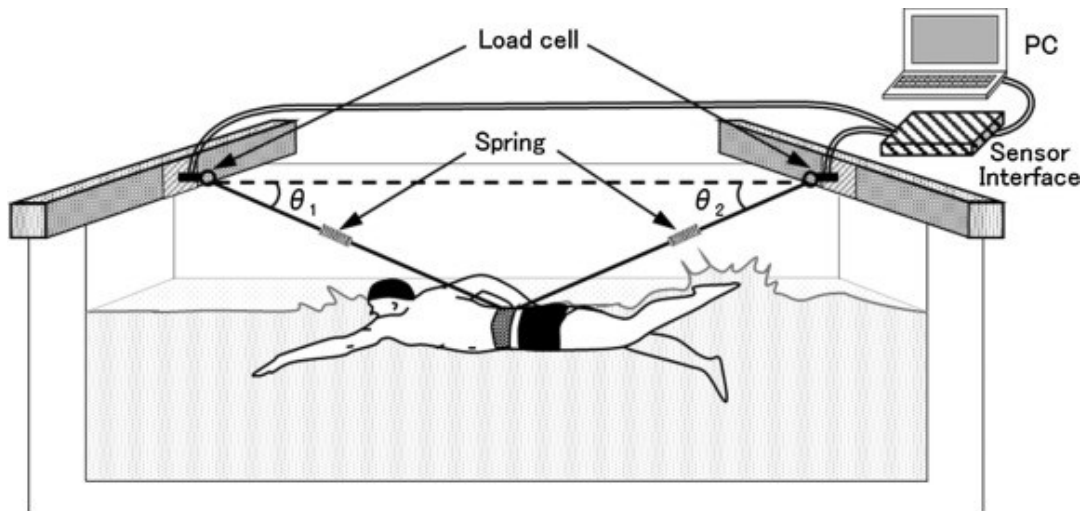


*Figura: velocità, forza espressa dal nuotatore, potenza e forza resistiva durante una prova a stile libero con forza frenante esercitata dal dispositivo di 152,96N. [11]*

## FORZE RESISTIVE

L'acqua presenta una densità notevolmente maggiore rispetto all'aria ( $1000 \text{ kg/m}^3$ ) per cui la resistenza esercitata al movimento del nuotatore attraverso essa (drag force) ha la maggior influenza sulla performance. Dunque la valutazione di questa forza e le sue relazioni con il movimento del soggetto sono un aspetto cruciale da valutare nella caratterizzazione della performance. Per darne una valutazione accurata sarebbe necessario misurare tutta la distribuzione sia della pressione superficiale del liquido sul corpo sia le frizioni di attrito viscoso all'interfaccia corpo-acqua senza al contempo influenzare la performance. Appare evidente che per ora non disponiamo delle tecnologie e metodi per ottenere queste misure. Solo alcuni metodi sono stati sviluppati per stimare la resistenza attiva, ovvero quella esercitata dall'acqua nelle condizioni in cui il nuotatore sia in movimento. Tra questi si possono citare il metodo MAD che però si limita a descrivere una condizione in cui solo gli arti superiori si muovono che è poco realistica; il velocity perturbation method e l'assisted towing method che richiedono prove a velocità massimali e dunque non è consono per la valutazione della resistenza attiva a velocità sub-massimali. Recentemente è stato sviluppato un metodo per la stima della resistenza attiva che si avvale dei valori della propulsione residua (MRT) raccolti da un sistema di celle di carico vincolato al nuotatore attraverso corde inestensibili; il

soggetto è immerso in un water-flume ovvero una vasca in cui si può generare una corrente a velocità controllata ( $U$ ) [12]. Le celle di carico registrano la forza propulsiva generata dal nuotatore e la forza resistiva esercitata dal flusso d'acqua. Nel metodo, che sarà successivamente descritto in dettaglio, sotto determinate assunzioni verrà calcolata la propulsione residua come differenza tra le due forze a differenti velocità del fluido; attraverso tecniche di regressione lineare si possono poi stimare i valori di alcuni coefficienti fondamentali nella descrizione matematica delle due forze.



**Figura:** schematizzazione della strumentazione utilizzata per la valutazione delle forze resistive tramite il metodo MRT. [12]

In un water-flume la forza propulsiva  $P$  e quella resistiva  $D$  possono essere così descritte:

$$P = k_D * U^2$$

$$D = k_P * U_P^2$$

I termini  $k_P$ ,  $k_D$  sono coefficienti che per semplicità si ritengono costanti durante la prova;  $U_P$  rappresenta la velocità di movimento virtuale del corpo del nuotatore rispetto alla corrente, generata dalla propulsione degli arti superiori ed inferiori. Quindi se il nuotatore si mantiene in una posizione fissa nel water-flume la cui corrente è pari a  $U$  allora posso definire la velocità virtuale come:

$$U_P = V_P - U$$

Con  $V_P$  che rappresenta la velocità di movimento del nuotatore relativamente ad un sistema di riferimento solidale al water-flume (non rispetto all'acqua).

A livello pratico le due forze saranno quantificate attraverso le celle di carico tenendo conto degli angoli d'inclinazione delle corde rispetto all'asse longitudinale allineato al nuotatore.

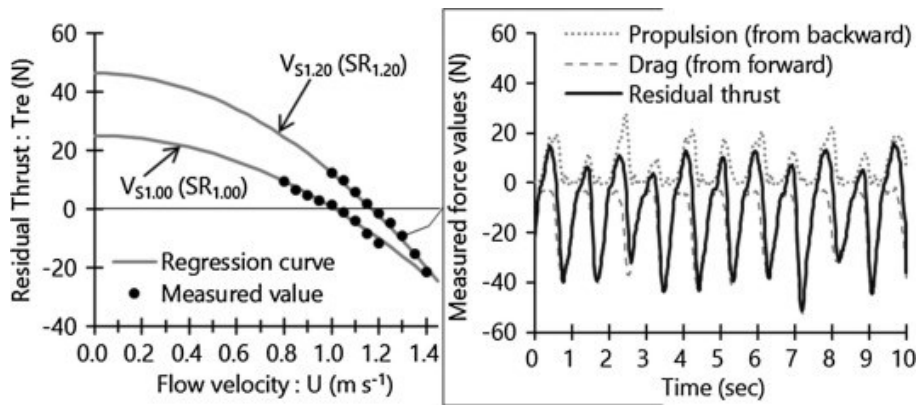
Se il nuotatore mantiene la stessa tecnica, posizione del corpo e cinematica quando la velocità della corrente cambia si può ragionevolmente assumere che i parametri  $k_D$ ,  $k_P$ ,  $V_P$  rimangano invariati. Dunque la forza di propulsione e di resistenza dipendono esclusivamente dalla velocità del flusso  $U$ . Se il soggetto ad una data velocità rimane in una condizione di stazionarietà nel water-flume allora le



due forze sopracitate saranno bilanciate; le condizioni cinematiche (e.g. frequenza di bracciata) a questa velocità, che denotiamo con  $V_{si}$ , saranno assunte come riferimento per valutare le dinamiche d'interazione tra soggetto e l'acqua ad altre velocità di flusso  $U$ , e stimare i coefficienti  $k_D, k_P, V_P$ . Ad esempio se  $U > V_{si}$  allora la forza resistiva esercitata dall'acqua risulterà prevalere sulla forza propulsiva generata dal nuotatore che per ipotesi mantiene sempre la stessa tecnica e cinematica. Si può concludere che al variare di  $U$  si evidenzia una differenza tra forze propulsiva e resistiva, differenza che denoteremo con  $T_{re}$  e definiamo in notazione estesa come:

$$T_{re} = (k_P - k_D)U^2 - 2 * k_P * k_D * U + k_P * V_P^2$$

Attraverso i valori misurati dalle celle di carico di forza propulsiva e resistiva a differenti velocità si calcolano i valori dei parametri  $k_D, k_P, V_P$  avvalendosi del metodo dei minimi quadrati con cui poi quantificare **P** e **D**. Un esempio di risultati è mostrato nella figura seguente:



**Figura:** relazione tra velocità del fluido  $U$  e propulsione residua  $T_{re}$  (a sinistra); andamento delle forze (a destra). [12]

A sinistra è mostrata la relazione tra la velocità del flusso  $U$  e  $T_{re}$  a diverse velocità di riferimento. A destra invece la misura della forza propulsiva (curva punteggiata) e forza frenante (curva tratteggiata) e la propulsione residua (curva continua) a velocità del flusso pari a  $U = 1.30 \text{ m s}^{-1}$ .



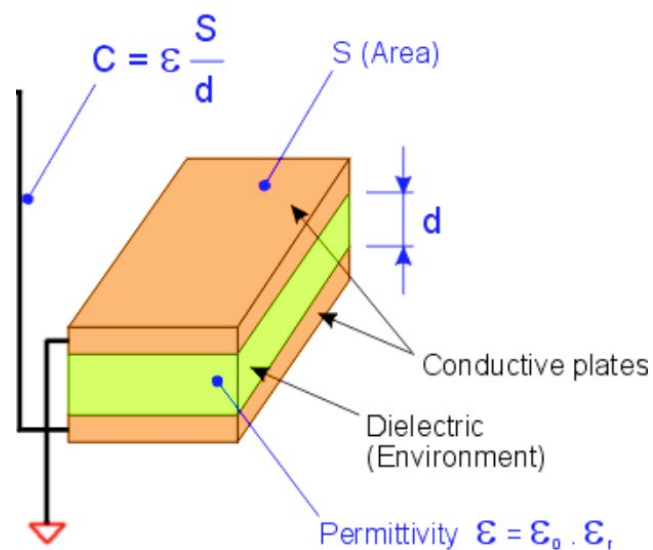
## 1.5 SENSORI DI PRESSIONE

Ad eccezione dello stile rana la maggior parte della forza propulsiva nel nuoto è prodotta dalle mani ed avambracci. Per migliorare la tecnica e rendere più efficiente la propulsione è importante valutare il movimento della bracciata da un punto di vista qualitativo ed anche analizzare la forza idrodinamica generata dalla mano del nuotatore dalla prospettiva quantitativa.

### STRUTTURA SENSORI

Generalmente i sensori di pressione sono di due tipologie:

- **Capacitivi:** la struttura comprende due piastre metalliche conduttive inframezzate da materiale dielettrico comprimibile. Applicando una pressione cambia la distanza tra le armature e di conseguenza la capacità. La variazione della capacità si traduce in un mutamento della tensione in uscita nel circuito. Attraverso opportuni algoritmi ed una precisa calibrazione del sensore si descrive la variazione dell'output di tensione in pressione.



*Figura: Schematizzazione di un sensore di pressione capacitivo. [https://www.touchsemi.com]*

Come mostrato in figura la capacità del condensatore può essere così definita:

$$C = \epsilon \frac{S}{x}$$

Dove  $\epsilon$  è la costante permittività dielettrica,  $S$  la superficie delle armature,  $x$  la distanza tra le stesse.

Come specificato precedentemente la distanza rappresenta la variabile del misurando  $C$ . Inoltre la relazione sopra non è lineare; dunque si procede con la linearizzazione (nel punto di lavoro) rispetto alla distanza  $x$ :

$$\frac{dC}{dx} = -\varepsilon \frac{S}{x^2} = -\frac{C}{x}$$

Dunque la variazione relativa di capacità che viene poi tradotta in pressione applicata la definiamo come:

$$\frac{dC}{C} = -\frac{dx}{x}$$

- **Resistivi:** questi sensori trasducono una variazione della resistenza di un materiale conduttore soggetto a deformazione in unità di pressione. Applicata una pressione il conduttore si allunga/accorcia in funzione della tensione meccanica applicata. La relazione tensione meccanica – resistenza è la seguente:

$$R = \rho \frac{l}{S}$$

Dove  $R$  è la resistenza,  $\rho$  la resistività caratteristica del materiale,  $l$  la lunghezza del conduttore,  $S$  sezione del conduttore.

Deformando il materiale conduttore variano la lunghezza, sezione ed anche resistività dello stesso determinando una complessiva modifica del misurando  $R$ ; si osserverà dunque una variazione nell'output di tensione che sarà poi espressa in unità di pressione.

Analiticamente:

$$dR = \frac{\partial R}{\partial \rho} d\rho + \frac{\partial R}{\partial l} dl + \frac{\partial R}{\partial S} dS$$

Risolvendo formalmente ed isolando la variazione relativa di resistenza:

$$\frac{dR}{R} = \frac{d\rho}{\rho} + \frac{dl}{l} - \frac{dS}{S}$$

Se si ipotizza la sezione circolare allora:  $\frac{dS}{S} = \frac{d(\pi r^2)}{\pi r^2} = 2 \frac{dr}{r}$

Introducendo il coefficiente di Poisson:  $\nu = -\frac{dr/r}{dl/l}$

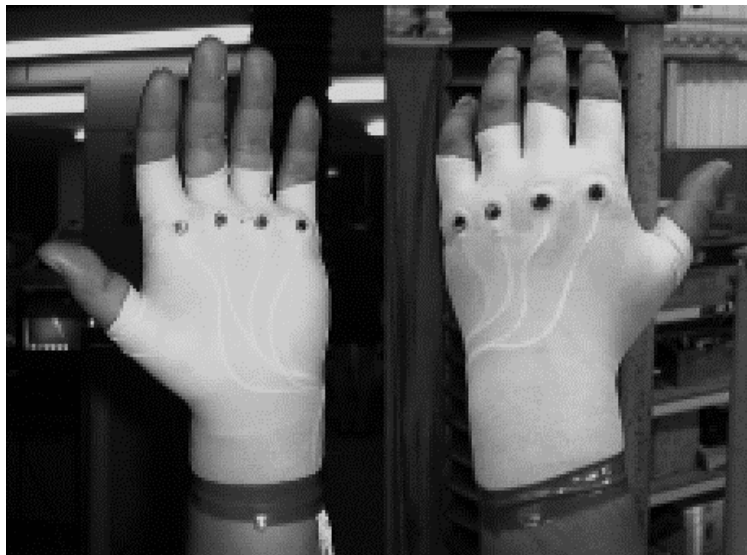
La relazione sopra la riscrivo come:

$$\frac{dR}{R} = (1 + 2\nu) \frac{dl}{l} + \frac{d\rho}{\rho}$$

I sensori vengono integrati nei ponti di Wheatstone, configurazioni circuitali che vengono bilanciati in base alle caratteristiche del sensore e permettono di compensare gli ingressi indesiderati relativi alla tensione di offset o alla temperatura che determinano derive di zero nel segnale acquisito.

### VALUTAZIONE VARIABILI.

Si possono citare due metodi per stimare la forza idrodinamica: attraverso tecniche di video-analisi tri-dimensionale ed il metodo che valuta le differenze tra le pressioni superficiali sul dorso e sul palmo della mano. Nel primo caso la metodologia è alquanto inconveniente nel dare un feedback a nuotatori ed allenatori in quanto è richiesto tempo per la digitalizzazione dei punti sulla mano per determinare l'orientazione della mano rispetto alla direzione del moto nei termini del sistema di riferimento globale. Nel secondo caso ci si avvale di sensori di pressione attaccati direttamente alla mano solitamente all'altezza dell'articolazioni metacarpo-falangee (MP) e coperti da un guanto in nylon per assicurarne la stabilità [22], come mostrato nella figura sotto.



*Figura: guanti in nylon dotati di sensori di pressione disposti all'altezza delle articolazioni metacarpo-falangee.[22]*

I valori di pressione misurati dai sensori constano in due contributi:

$$P_{mesured} = P_{effect} + P_{potential}$$

Il primo termine, denominato pressione effettiva, rappresenta la pressione agente perpendicolarmente sulla superficie del sensore e riflette i cambiamenti dell'energia nel fluido come conseguenza del moto della mano; il secondo termine, pressione potenziale, è rappresentativo della pressione per effetto del cambiamento del potenziale (i.e. profondità del sensore). Per semplicità si assume che tutti i sensori sulla mano siano alla stessa profondità.

La forza pressoria è definita come la differenza tra le pressioni agenti sul palmo e sul dorso della mano moltiplicate per l'area della stessa. L'area della mano viene segmentata in 4 sezioni corrispondenti

alla dislocazione dei sensori ed il calcolo della forza viene effettuato per ogni segmento per poi sommare i contributi come mostrato nella relazione seguente:

$$Hand\ pressure\ force = \sum_{i=1}^4 (P_{palm\_i} - P_{dor\_i}) * A_i$$

Dove  $A_i$  indica l'area dell'  $i$ -esimo segmento;  $P_{palm\_i}$  e  $P_{dor\_i}$  le misure di pressione dell' $i$ -esimo segmento dalla parte del palmo e dorso rispettivamente.

Dall'analisi dei dati si possono estrarre i seguenti parametri:

- **La forza pressoria della mano** che essendo riferita alla forza idrodinamica agente perpendicolarmente alla superficie della mano la si calcola come il vettore con la medesima direzione del versore ortogonale al piano della mano.
- **La forza propulsiva** che rappresenta la componente della forza pressoria della mano allineata all'asse Y del sistema di riferimento globale, che si assume essere la direzione del moto del nuotatore. Dunque analiticamente si moltiplica vettorialmente il vettore forza pressoria della mano per il versore allineato all'asse Y. Per ogni ciclo di bracciata la forza propulsiva è rappresentata dalla somma dei contributi della mano destra e della mano sinistra.
- **Il rateo di propulsione** che indica quanto della forza pressoria della mano è utilizzata per spingere la mano stessa; è calcolato dal rapporto tra la forza propulsiva e la forza pressoria della mano.

Lo studio citato [16] ha identificato i fattori responsabili per un'elevata forza propulsoria nei nuotatori che raggiungono elevate velocità e ha stimato le relazioni tra le forze idrodinamiche e la cinematiche della mano.

	Mean swimming velocity	Stroke frequency	Stroke length	Mean hand pressure force	Mean hand propulsive force	Propulsion ratio	Mean hand speed	Mean angle of attack	Mean $P_{palm}$	Mean $P_{dor}$	Stroke time underwater	Travel distance underwater
Mean swimming velocity		0.135	0.509*	0.687**	0.751**	0.15	0.881**	0.142	0.269	-0.676**	-0.328	0.282
Stroke frequency			-0.780**	0.054	0.182	0.292	0.395	0.03	0.137	-0.416*	-0.857**	-0.737**
Stroke length				0.371	0.294	-0.168	0.213	0.059	0.047	-0.053	0.522**	0.800**
Mean hand pressure force					0.873**	-0.228	0.676**	0.355	0.736**	-0.566**	-0.22	0.269
Mean hand propulsive force						0.269	0.696**	0.444*	0.512*	-0.656**	-0.287	0.202
Propulsion ratio							0.08	0.216	-0.395	-0.179	-0.199	-0.184
Mean hand speed								0.19	0.324	-0.720**	-0.569**	0.097
Mean angle of attack									0.471*	0.149	-0.044	0.098
Mean $P_{palm}$										-0.129	-0.311	-0.118
Mean $P_{dor}$											0.486*	0.023
Stroke time underwater												0.760**
Travel distance underwater												

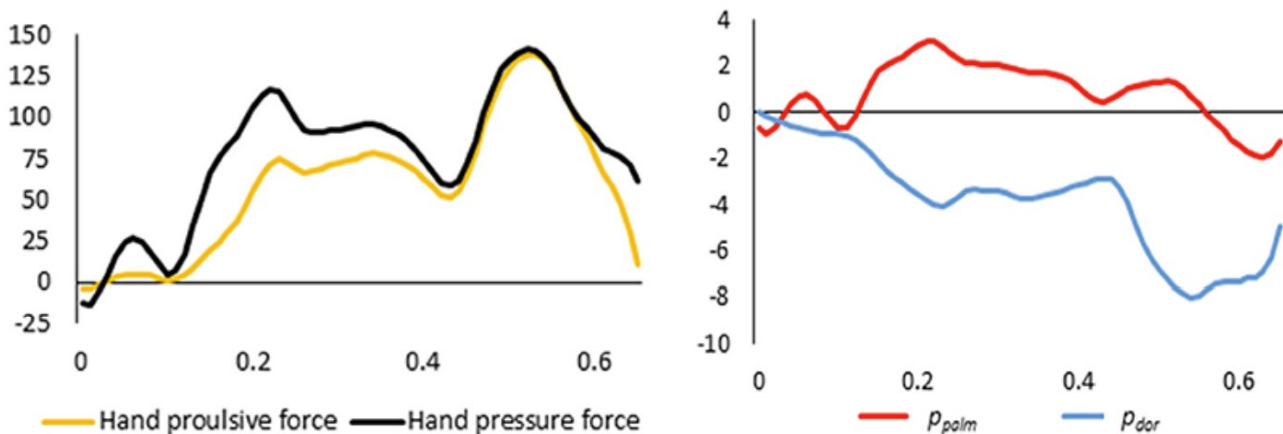
\* $p < 0.05$ , \*\* $p < 0.01$ . Gray shades indicate that the correlation is significant.

**Tabella:** coefficienti di correlazione per ciascuna variabile; l'ombreggiatura grigia evidenzia le variabili la cui correlazione è significativa. [16]

Nell'immagine precedente i valori evidenziati rappresentano le variabili più significativamente correlate.

La velocità del nuotatore è correlata alla velocità della mano, forza propulsiva e forza pressoria, con coefficienti di correlazione pari a  $r = 0.881, 0.751, 0.687$  rispettivamente. In altre parole più la mano si muove velocemente maggiore è la forza idrodinamica esercitata contribuendo alla velocità.

La forza pressoria per come è definita risulta proporzionale alla differenza tra le pressioni agenti sul palmo e dorso della mano.  $P_{dor}$  mostra un'elevata correlazione negativa con la velocità della mano ( $r = -0.720$ ), forza propulsiva ( $r = -0.656$ ) e velocità del nuotatore ( $r = -0.676$ ). Quindi all'aumentare della velocità della mano, la pressione dorsale decrementa mentre la forza propulsiva aumenta favorendo la velocità del nuotatore. In prossimità del dorso della mano si generano dei moti vorticosi che riducono la pressione risultando in un valore negativo ed in termini assoluti molto più elevato rispetto alla pressione registrata sul palmo. La dinamica è stata confermata da studi indipendenti che hanno osservato il comportamento dell'acqua in prossimità della mano appurando la presenza di strutture vorticosi sul lato dorsale nei punti in cui la posizione della mano cambiavano. I valori di pressione medi registrati sono  $P_{palm}: 1.17 \pm 0.50$  kPa e  $P_{dor}: -2.83 \pm 0.39$  kPa. La significativa diminuzione di quest'ultimo termine è il principale contributo all'incremento della forza idrodinamica. Si può dunque concludere che la forza generata dalla mano è primariamente dovuta all'accelerazione dell'acqua sul dorso della mano piuttosto che la spinta generata dal palmo al contrario di quanto si possa essere intuitivamente pensare.



**Figura:** variazione rispetto al tempo di: forza propulsiva della mano (curva gialla), forza pressoria esercitata dalla mano (curva nera), pressioni del palmo e dorso della mano (curva rossa e blu rispettivamente).[16]

Il grafico a destra rappresenta l'andamento in un ciclo completo della forza pressoria della mano (curva nera) e la componente propulsiva di tale forza (curva gialla). Nel grafico a sinistra sono mostrati sempre in un ciclo i valori delle pressioni effettive registrate sul palmo della mano (curva rossa) e sul dorso (curva blu).



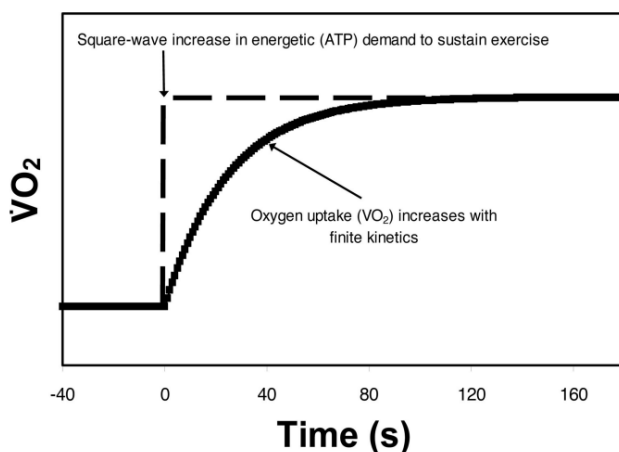


## CAPITOLO 2: SPETTROGRAFIA NEL VICINO INFRAROSSO NEL NUOTO

La spettroscopia nel vicino infra-rosso (NIRS) è una metodica di diagnostica non invasiva che consente la valutazione del livello di ossigenazione di diversi tessuti come quello muscolare o cerebrale. Come sarà affrontato più nel dettaglio in seguito la tecnologia si basa sui differenti profili di assorbimento di emoglobina ossigenata e desossiemoglobina che ne permettono di ricavarne le concentrazioni relative nel tessuto in esame. In ambito sportivo la saturazione di ossigeno nel muscolo rappresenta lo stato di equilibrio dinamico tra il rifornimento di ossigeno al muscolo attraverso il sistema circolatorio ed il consumo da parte delle cellule muscolari per la produzione di ATP ed è indicativo del livello di attività del muscolo stesso. Questi dispositivi leggeri e di contenute dimensioni sono applicabili al soggetto durante l'esecuzione del task senza che interferiscano con il movimento; permettono dunque una valutazione real-time della variazione della saturazione tissutale di ossigeno dati che danno importanti informazioni in ambito terapeutico e per i programmi di allenamento.

### CINETICA DEL CONSUMO DI OSSIGENO DEL MUSCOLO

Precedentemente si è discusso del ruolo nella contrazione dello stimolo elettrico che raggiunge il bottone sinaptico e poi si diffonde lungo la membrana depolarizzandola; quest'ultima fase viene indagata dall'elettromiografia di superficie per quantificare e qualificare la contrazione muscolare durante l'esecuzione di un task. Nel caso della metodica NIRS la dinamica esaminata è il consumo di ossigeno da parte delle cellule muscolari che determina una variazione nelle componenti dell'emoglobina totale nel sangue irrorante il muscolo. La contrazione muscolare a livello metabolico richiede la produzione di adenosintrifosfato (ATP) in quanto è la fonte energetica che garantisce l'attività muscolare: l'energia sprigionata dalla sua scissione determina cambiamenti conformazionali nelle teste globulari di miosina che in tal modo scorrono relativamente ai filamenti di actina generando contrazione. Sin dall'inizio dell'esercizio il muscolo produce ATP per convergere alle aumentate necessità metaboliche dell'attività; la sintesi di ATP avviene a livello dei mitocondri del muscolo durante il processo di respirazione cellulare che richiede il consumo di ossigeno in quanto è una dinamica aerobica.



**Figura:** rappresentazione schematica della risposta muscolare nel consumo di ossigeno durante un costante esercizio ad intensità moderata. [<https://ocw.ehu.eu>]

In figura è mostrata la schematizzazione dell'andamento della risposta del consumo di ossigeno ( $\dot{V}O_2$ ) da parte del muscolo durante un'attività costante a moderata intensità. Sin dall'inizio dell'esercizio la richiesta di produzione di ATP incrementa istantaneamente (gradino tratteggiato) di un'ampiezza equivalente al tasso di produzione di ATP che bilanci il costo energetico dell'esercizio. La risposta muscolare aumenta più lentamente con andamento esponenziale e raggiunge il plateau (cioè il valore asintotico corrispondente all'ampiezza del gradino) solo dopo circa 2 minuti dall'inizio dell'attività. Si può dunque schematizzare il muscolo con un sistema del primo ordine descritto attraverso la seguente espressione esponenziale:

$$\dot{V}O_2(t) = \dot{V}O_2baseline + amplitude \left( 1 - e^{-\frac{t-TD}{\tau}} \right)$$

Dove  $\dot{V}O_2baseline$  rappresenta il consumo di ossigeno da parte del muscolo prima dell'inizio dell'esercizio, *amplitude* è l'ampiezza del gradino che esprime la richiesta di ossigeno prevista, *TD* è il ritardo temporale che caratterizza la risposta del muscolo nel consumo di ossigeno,  $\tau$  è la costante di tempo che definisce la velocità con cui la curva si assesta al valore asintotico.

Per esercizi sub-massimali il processo di respirazione cellulare permette una produzione sufficiente di ATP per ottemperare alle richieste metaboliche dell'attività muscolare; l'altezza del gradino è proporzionale al decremento delle concentrazioni di ossigeno a livello tissutale ed è indice dunque dell'attività muscolare stessa. Ad intensità maggiori rispetto la soglia anaerobica il solo meccanismo aerobico non riesce a supplire al deficit di ATP e dunque altri meccanismi metabolici intervengono per la sua sintesi. Questi non utilizzano ossigeno ma producono lattato che raggiunte certe concentrazioni interferisce con la contrazione muscolare favorendo i processi di affaticamento muscolare.

## PRINCIPI DI FUNZIONAMENTO DEI DISPOSITIVI NIR

I dispositivi NIR emettono luce in un intervallo di lunghezze d'onda che dipende dallo scopo del loro utilizzo; la radiazione attraversa il tessuto, viene riflessa e successivamente captata dal sensore. Interagendo con la sostanza in esame l'intensità luminosa subisce una diminuzione che è funzione della concentrazione di determinati soluti. Attraverso la legge di Lambert-Beer che relaziona la variazione di intensità luminosa con la concentrazione del soluto nella soluzione, si stima la concentrazione della sostanza d'interesse.

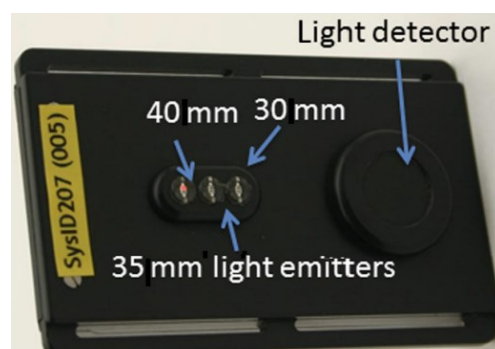
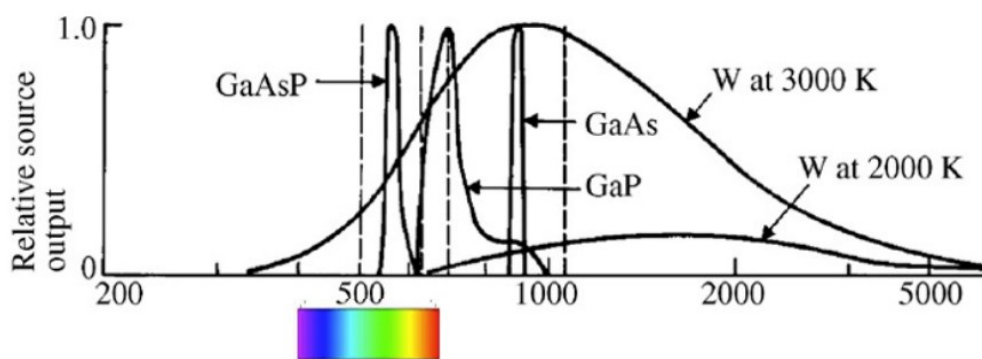


Figura: dispositivo NIR portatile. [24]

Il dispositivo consta in:

- **Sorgente luminosa:** negli usi biomedicali emette nelle frequenze del visibile e può essere costituita da laser o da diodi LED. La tecnologia laser permette un'elevata risoluzione spettrale con l'emissione di radiazioni in strettissime bande di frequenza (radiazioni coerenti e collimate) e se accoppiata con specifici foto-rilevatori ad alta velocità conferisce alla strumentazione una cospicua sensibilità. Questa strumentazione tende però ad essere assai ingombrante e pesante riducendo le capacità di movimento del soggetto in esame; dunque risulta essere poco adatta ai fini della ricerca sul nuoto. I diodi LED emettono radiazione per effetto del fenomeno di elettroluminescenza. La dinamica interessa principalmente materiali semiconduttori che emettono luce se soggetti ad un passaggio di corrente o ad un forte campo elettrico. Il materiale viene inizialmente drogato separando in due zone fisiche differenti elettroni e lacune, formando una giunzione p-n; applicato lo stimolo esterno le coppie elettrone-lacuna si ricombinano e gli elettroni eccitati emettono energia sotto forma di fotoni e quindi luce. La tecnologia permette costi ridotti in termini economici ed energetici in quanto la radiazione emessa è costituita da uno spettro continuo di frequenze che poi verranno eliminate con appositi filtri per isolare solo quelle d'interesse; non sono necessarie dunque strumentazione per la coerenza e collimazione del fascio. Inoltre quest'ultima caratteristica permette la progettazione di dispositivi leggeri e di piccole dimensioni adatte per l'applicazione in ambito sportivo..

Nell'immagine sono mostrati i profili di emissione di diodi LED basati su differenti semiconduttori.



*Figura: Profili di emissione di differenti diodi LED. [Corso "Tecnologia e strumentazione biomedica", pacco di slide "sensori ottici e misure di concentrazione, professore Simone Del Favero]*

- **Filtri:** siccome la radiazione emessa dalla tecnologia a diodi LED non è coerente bensì continua, ci si avvale di filtri che ne sagomano il profilo permettendo il passaggio delle frequenze di interesse. Filtri possono essere implementati anche sul rilevatore per rimuovere le interferenze della luce ambientale.

- **Rilevatore:** possono essere costituiti da metalli come i fotocatodi oppure da semiconduttori come i sensori fotoconduttivi. I fotocatodi sono costituiti da un bulbo vetroso saturo di gas e da due elettrodi: il catodo costituito da un metallo alcalino che se colpito da radiazione esibisce l'effetto fotoelettrico e l'anodo a potenziale maggiore che attira gli elettroni emessi determinando corrente elettrica la cui intensità è relazionata all'intensità della radiazione incidente; il gas di cui è permeo il bulbo ha la funzione di amplificare l'intensità della corrente elettrica, allo stesso fine si usano anche i fotomoltiplicatori. L'effetto fotoelettrico consiste nell'emissione di elettroni da parte del metallo colpito da radiazione elettromagnetica: i fotoni incidenti trasferiscono energia agli elettroni negli orbitali atomici del metallo. Se l'energia fornita supera un limite denominato energia di soglia fotoelettrica allora gli elettroni colpiti si svincoleranno dal nucleo e saranno attirati all'anodo generando corrente. L'energia incidente dipende dalla lunghezza d'onda della radiazione dunque attraverso metalli con soglie fotoelettriche differenti si costruiscono rilevatori sensibili a range di lunghezze d'onda differenti. I sensori fotoconduttivi si basano su materiali semiconduttori in cui l'energia incidente determina il salto degli elettroni negli orbitali atomici dalla banda di valenza alla banda di conduzione; a livello macroscopico si assiste dunque ad un decremento della resistenza che è funzione dell'intensità della luce incidente secondo la seguente relazione:

$$R = \frac{K}{\phi^a}$$

Con  $K$  costante specifica del materiale,  $\phi$  intensità incidente,  $a$  costante.

### LEGGE DI LAMBERT-BEER

La relazione di Lambert-Beer è una legge empirica che caratterizza l'interazione tra l'onda elettromagnetica e la materia per cui il tasso di assorbimento della radiazione che attraversa la soluzione è correlato alla concentrazione del soluto. In formule la variazione d'intensità della radiazione è espressa come segue:

$$dI = -I(x) * a * c * dx$$

Con  $I(x)$  radiazione incidente alla coordinata  $x$ ,  $c$  concentrazione del soluto,  $a$  coefficiente di assorbimento,  $x$  coordinata spaziale; la variazione è negativa conseguentemente ai fenomeni di assorbimento.

Ipotezziamo che il coefficiente di assorbimento è uniforme nella porzione di tessuto indagato e dunque non è funzione della coordinata  $x$ ; allora possiamo integrare la legge precedente nel seguente modo:

$$I(x) = I_0 e^{-a*c*x}$$

Da cui posso definire il parametro della frazione d'intensità trasmessa:

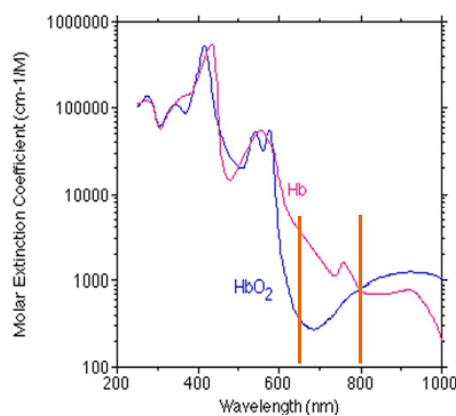
$$T = \frac{I_d}{I_0} = e^{-a*c*d}$$

Con  $d$  che rappresenta la distanza percorsa dalla radiazione nel mezzo d'interesse.

Ed anche l'assorbanza (o densità ottica):

$$A = \ln \frac{1}{T}$$

Il coefficiente di assorbimento non è una costante bensì dipende dalla lunghezza d'onda della radiazione elettromagnetica. Questa peculiarità è sfruttata nella valutazione della saturazione di ossigeno nel sangue e sul quale principio si basa anche la valutazione dell'ossigenazione muscolare.



**Figura:** Profili di assorbimento di emoglobina (curva blu) e desossi-emoglobina (curva rossa). [Corso "Tecnologia e strumentazione biomedica", pacco di slide "sensori ottici e misure di concentrazione, professore Simone Del Favero]

La figura sopra mostra il profilo di assorbimento di emoglobina (denominata anche desossi-emoglobina) ( $Hb$ ) e ossi-emoglobina ( $HbO_2$ ) a differenti lunghezze d'onda. La misura della saturazione di ossigeno nel sangue si ottiene dalla conoscenza delle concentrazioni di questi due soluti:

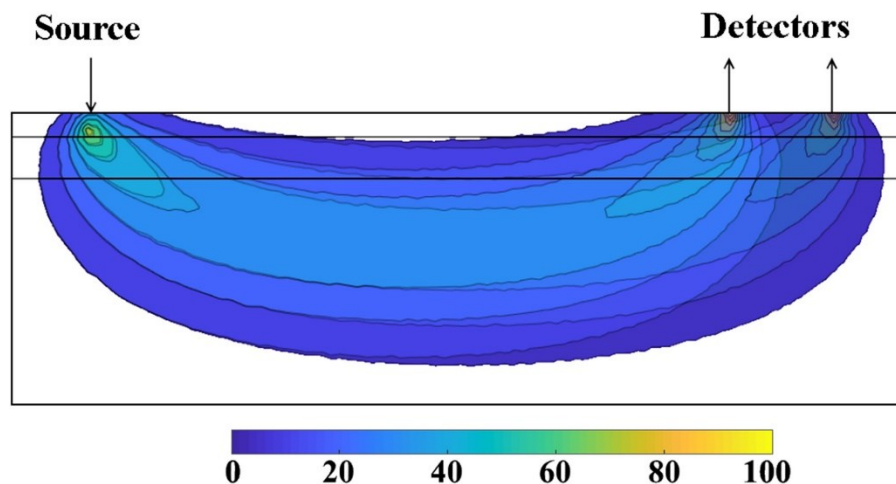
$$S = \frac{c_{HbO_2}}{c_{HbO_2} + c_{Hb}}$$

Si effettuano dunque due misure: una emettendo radiazione con lunghezza d'onda pari a 805nm in cui i profili di assorbimento sono identici e permette dunque di ricavare il valore al denominatore; l'altra misura è ottenuta emettendo luce alla lunghezza d'onda di 640nm in cui la differenza dei coefficienti di assorbimento è massima e sarà prevalente il contributo nell'assorbimento dell'emoglobina rispetto a quella ossigenata. Le misure vengono effettuate contemporaneamente e attraverso specifici procedimenti matematici si riesce a risalire al valore delle due concentrazioni e dunque alla saturazione di ossigeno nel sangue.

Per quanto riguarda la saturazione di ossigeno muscolare il principio di calcolo si basa anch'esso sulla misura delle variazioni tissutali di ossiemoglobina e desossiemoglobina avvalendosi delle differenze nei profili di assorbimento tra i due soluti per definire l'indice di saturazione tissutale TSI (che consiste nella saturazione di ossigeno presentata sopra espressa in termini percentuali). Ad esempio nello studio di Jones et Al. il dispositivo utilizzato emetteva radiazione alla lunghezza d'onda di 760nm e 850nm [24]; nella ricerca di Benzoni et Al. invece il tessuto è stato interrogato con l'emissione di radiazioni a tre lunghezze d'onda differenti:  $\lambda_1=778\text{nm}$ ,  $\lambda_2=812\text{nm}$  e  $\lambda_3=850\text{nm}$  [25].

### SPATIALLY RESOLVED SPECTROSCOPY (SRS)

Una delle principali difficoltà dovute all'utilizzo dei dispositivi NIR è la rimozione delle contaminazioni dovute agli strati superficiali che si sovrappongono al tessuto indagato e la separazione delle proprietà di assorbimento e scattering proprie dello stesso al fine di determinare l'ossigenazione del muscolo. Infatti le proprietà di assorbimento del tessuto muscolare sono dovute alla presenza di ossiemoglobina e desossiemoglobina (oltre che dall'acqua), proteine che come si è discusso sopra sono dei biomarker fondamentali per determinare lo stato di ossigenazione tissutale; per quanto riguarda i fenomeni di scattering (diffusione della radiazione luminosa conseguente all'interazione con il tessuto) questi sono dovuti alla presenza di collagene, melanina, lipidi e cheratina presenti nella maggior parte dei tessuti molli e danno origine a fenomeni fisici che influenzano la misura dell'attenuazione nonostante si basino su proprietà differenti.[26]



**Figura:** rappresentazione grafica dell'attenuazione della luce che attraversa tre mezzi differenti rappresentati dalle linee orizzontali. [26]

Come mostrato in figura sia in emissione che in ricezione la maggior parte dell'attenuazione è ad opera dei tessuti superficiali (i.e. epidermide e strati adiposi).

Dunque mentre un'unica coppia sorgente – detector effettua la misura sia degli strati superficiali di tessuto che della regione muscolare, ulteriori misure effettuate a breve distanza (i.e. 30mm, 35mm,

40mm di distanza tra diodi LED e detector [24]) campionano esclusivamente i layer superficiali di tessuto permettendo poi di differenziare il segnale con quello originale ed incrementare il rapporto segnale rumore. Questo appena descritto è il principio di funzionamento del metodo SRS che permette di stimare l'ossigenazione muscolare minimizzando le contaminazioni dovute dalla presenza dei tessuti superficiali.

## **WATERPROOF DESIGN**

Performare una stima dell'ossigenazione tissutale attraverso i dispositivi NIR in ambiente acquatico richiede di affrontare le complicazioni riguardanti da un lato l'applicazione di un contenitore impermeabile (waterproof case) per proteggere le componenti circuitali; dall'altro gli errori dovuti alla distorsione sia della luce emessa che trasmessa per effetto della rifrazione dell'acqua e della presenza del contenitore. Lo studio di Jones et Al. [24] si propone nello sviluppo di una waterproof case per l'applicazione in ambiente acquatico di un dispositivo NIR (PortaMon, Artinis, Medical System) e della validazione sperimentale di tale architettura.

Nella prima fase dello studio i ricercatori hanno testato l'effetto di differenti tipologie di custodie impermeabili per il dispositivo NIR sull'intensità della luce grezza, sul valore della TSI e sul quality control factor (QCF). L'ultimo indice esprime la linearità della relazione tra la densità ottica del tessuto indagato (assorbimento) e l'intensità della luce rilevata dal sensore ottico; il dispositivo in esame è espresso in percentuale ed il valore 100%.

## **SELEZIONE DEI MATERIALI**

### **Metodi**

La selezione di materiali è stata basata sulla trasparenza, robustezza, ed impermeabilità. La trasparenza è un parametro essenziale siccome la trasmissione della luce attraverso un mezzo è principalmente affetta da fenomeni di scattering che alterano l'intensità della radiazione. Anche lo spessore e la robustezza sono stati considerati siccome materiali troppo sottili potrebbero lacerare durante un esercizio dinamico mentre materiali troppo spessi inficiano sulla capacità del dispositivo NIR di campionare tessuti in profondità. La valutazione è stata effettuata facendo una diretta comparazione tra le misure ottenute dal dispositivo applicato con la custodia (golden standard) e senza imballaggio su un fantoccio di proprietà ottiche note.

### **Risultati**

I risultati sono mostrati nella tabella sottostante. Si nota come ricoprendo le sorgenti con la pellicola trasparente o l'involucro in lattice è garantita una sigillatura sottile che quindi affetta marginalmente la luce emessa e captata dal rilevatore ma risulta essere poco robusta per tollerare le sollecitazioni

dovute ai task motori. Materiali più robusti permettono a luce in eccesso di raggiungere il detector e mostrano un cambiamento non lineare della densità ottica in funzione della profondità indagata come evidenziato dalla diminuzione del parametro QCF. Ciò probabilmente è dovuto al fatto che la luce è 'attratta' e si diffonde in questi materiali venendo poi rilevata dal sensore nonostante non abbia attraversato il tessuto. Nel tentativo di limitare questo fenomeno, gli autori dello studio hanno incorporato nella custodia tra diodi LED e detector un optical brake; è costituito da uno strato opaco di polivinilcloruro nero, tale espediente ha permesso di ricavare notevoli miglioramenti nei parametri TSI e QCF. Tra tutti i materiali candidati è stato scelto l' iSwim in quanto facilmente reperibile, e con risultati approssimabili al golden standard se provvisto di optical brake.

Material	TSI %	QCF	Light intensities					
			Emitter 1		Emitter 2		Emitter 3	
			(1) 844 nm (30 mm)	(2) 762 nm (30 mm)	(1) 854 nm (35 mm)	(2) 763 nm (35 mm)	(1) 847 nm (40 mm)	(2) 769 nm (40 mm)
<b>Phantom alone</b>	<b>62</b>	<b>99.83</b>	<b>1.034</b>	<b>1.256</b>	<b>1.556</b>	<b>1.809</b>	<b>2.028</b>	<b>2.274</b>
+ Cling film	61	99.77	1.033	1.252	1.563	1.809	2.021	2.270
+ Latex glove	65	99.83	1.061	1.285	1.581	1.835	2.047	2.298
+ Silicone 0.50 mm	85	95.60	0.236	0.468	1.078	1.212	1.438	1.572
+ Silicon-0.25 mm	80	99.04	0.891	1.074	1.355	1.539	1.710	1.849
+ PVC	67	99.67	0.770	0.930	1.291	1.472	1.735	1.911
+ Aquapac	65	95.60	0.469	0.596	1.424	1.615	1.887	2.058
+ iSwim	100	95.95	0.827	0.962	1.268	1.389	1.529	1.554

**Tabella:** comparazione tra TSI (%), QCF e intensità luminosa del dispositivo NIR quando rivestito dei differenti materiali. [24]

## TEST DEL DISPOSITIVO DURANTE L' IMMERSIONE IN ACQUA

### Metodi

Si è poi proseguito con la valutazione dell'influenza dell'acqua e della temperatura sui parametri intensità della luce rilevata, TSI e QCF. A questo scopo il dispositivo NIR, dotato della custodia modificata, è stato attaccato al fantoccio, isolato con un involucro nero per prevenire interferenze dalla luce ambientale ed immerso in acqua per 10 minuti alle temperature di 30°C, 20°C e 10°C.

### Risultati

I risultati evidenziano una notevole diminuzione nell'intensità di luce rilevata dal detector nell'immersione; una possibile spiegazione del fenomeno potrebbe essere ricondotta ad un sottile strato di acqua che si frappone tra la pellicola protettiva della custodia ed il fantoccio a cui aderisce e/o ad una maggiore pressione sul dispositivo che causa un area di campionamento maggiore. Comunque sia la variazione di intensità luminosa risultante dall'immersione ha degli effetti minimi sui valori TSI e QCF. La temperatura non risulta influenzare alcun valore.



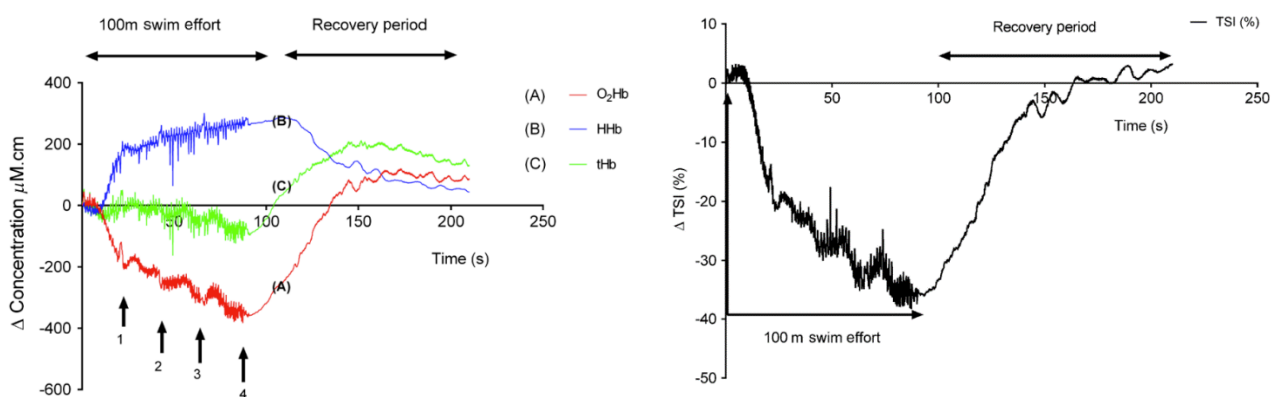
## TEST DURANTE IL NUOTO

### Metodi

Durante questo test è stata validata la funzionalità del dispositivo durante una prova massimale sui 100 metri stile libero. Il dispositivo è stato posizionato sul muscolo vasto laterale tra il trocantere maggiore del femore ed l'epicondilo laterale del femore; per limitare gli spostamenti relativi tra pelle e le coppie sorgenti-detector si è provveduto ad un robusto fissaggio tramite adesivi sportivi e legato con nastri adesivi neri per minimizzare la contaminazione della luce ambientale. Durante il test le funzionalità bluetooth non sono possibili per cui il dispositivo è stato dotato di una memoria interna per lo storage dei dati. Prima del test il nuotatore si è immerso in acqua ed è rimasto in una posizione rilassata per 2 minuti in modo tale da stabilire la base di riferimento per le misure successive; fase ripetuta anche alla fine della prova massimale. I valori di ossi-emoglobina, desossiemoglobina ed emoglobina totale sono stati riportati come variazioni rispetto al riferimento; la TSI è stata ricavata attraverso la procedura matematica sopra descritta.

### Risultati

Le due figure sotto riportate rappresentano gli andamenti registrati delle concentrazioni ( espresse in  $\mu M cm$ ) di emoglobina (a destra) e del parametri TSI% durante la prova sui 100m. Nel momento in cui l'esercizio ha inizio si evidenzia una chiara diminuzione dell'emoglobina ossigenata  $HbO_2$  con un picco di differenza rispetto al valore di riferimento di  $-382.9 \mu M cm$  ed un concomitante aumento delle concentrazioni di emoglobina desossidata  $HHb$  il cui massimo incremento è pari a  $+301.14 \mu M cm$  mentre l'emoglobina totale rimane sostanzialmente costante. Gli andamenti delle due curve hanno pendenza negativa e positiva rispettivamente durante tutta la prova. Lo sviluppo del termine TSI% si caratterizza con un progressivo cale durante la fase dinamica e un successivo riassetto ai valori di riferimento durante il recupero.



**Figura:** cambiamenti delle varie forme di emoglobina durante la prova sui 100 metri (a sinistra); andamento del parametro TSI (a destra). [24]

Il dispositivo NIR equipaggiato con la custodia impermeabile ha rilevato andamenti di risposta dell'ossigenazione muscolare comparabili con quelli osservati durante prove dinamiche a secco: durante l'esercizio si osserva decremento delle concentrazioni di emoglobina ossigenata e collaterale aumento dell'emoglobina non ossigenata con valori stabili di emoglobina totale, questa dinamica determina la diminuzione del valore TSI%.

Nella fase di recupero si osserva il fenomeno di iperemia reattiva qualificato da un incremento del flusso sanguigno nel muscolo, come evidenziato dall'andamento dell'emoglobina totale.

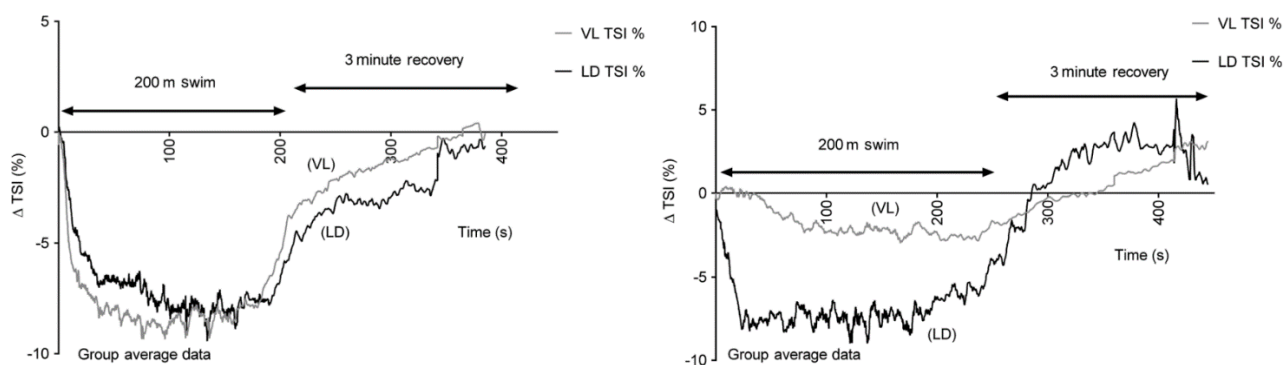
## COMPARAZIONE TRA NUOTATORI E TRIATLETI

### Metodi

I soggetti testati in questa ultima fase dello studio sono 5 nuotatori e 5 triatleti a cui è stato richiesto di effettuare una prova massimale a stile libero sui 200m con successivi 2 minuti di recupero. Sono stati applicati 2 dispositivi NIR posizionati sui muscoli vasto laterale (VL) e latissimus dorsi (LD). Lo scopo dell'esame è il riconoscimento di discriminanti nei pattern di attivazione muscolare che distinguono i triatleti dai nuotatori attraverso la comparazione dei consumi di ossigeno muscolare.

### Risultati

I grafici presentano la media degli andamenti delle ossigenazioni muscolari  $\Delta TSI\%$  di VL e LD durante la prova per nuotatori e triatleti (grafico di sinistra e destra rispettivamente). Per quanto riguarda i nuotatori si osserva un accentuato decremento del parametro durante i primi 50 secondi in entrambi i muscoli per poi raggiungere uno stato di plateau fino alla fine della prova. In contrasto nel gruppo dei triatleti si evidenzia un simile andamento esclusivamente per il muscolo LD mentre il calo è molto più contenuto per il muscolo VL. Un dato importante sono i valori del parametro QCF che per il TSI si sono sempre mantenuti al di sopra del 98% per tutti gli atleti esaminati, indicando un alto livello di coerenza nelle misure.



**Figura:** media sui partecipanti degli andamenti del parametro TSI in riferimento ai gruppi muscolari vastus lateralis e latissimus dorsi nel gruppo di nuotatori (a sinistra) e triatleti (a destra). [24]

Dai dati ricavati appare evidente una notevole differenza di tecnica tra nuotatori e triatleti espressa dal grado di coinvolgimento muscolare del vasto laterale. Infatti nei nuotatori nel generare forza propulsiva partecipano in egual modo entrambi i gruppi muscolari; nei triatleti invece, nonostante fosse richiesto esplicitamente uno sforzo massimale, la forza propulsiva è espressa quasi esclusivamente dalla parte superiore del corpo presumibilmente per la necessità di risparmiare le gambe per le successive frazioni di bici e corsa.

## **CONCLUSIONE**

Lo studio presentato si proponeva di testare la fattibilità dell'utilizzo di una custodia impermeabile per la valutazione dell'ossigenazione tissutale del muscolo durante un esercizio dinamico, attraverso analisi spettrografiche di dispositivi NIR, in ambiente acquatico. I risultati ottenuti sull'andamento del parametro TSI% durante le prove sono comparabili con le osservazioni raccolte in letteratura durante esercizi a secco confermando l'affidabilità del set up sperimentale. Questo metodo non invasivo permette di monitorare i livelli di attivazione muscolare ed in un approccio multimodale con altri sistemi e metodi di rilevamento della performance sportiva (i.e. emg, stereofotogrammetria, sensori inerziali) garantisce un esame più dettagliato della tecnica dell'atleta e/o della risposta fisiologica locale a determinati programmi di allenamento.

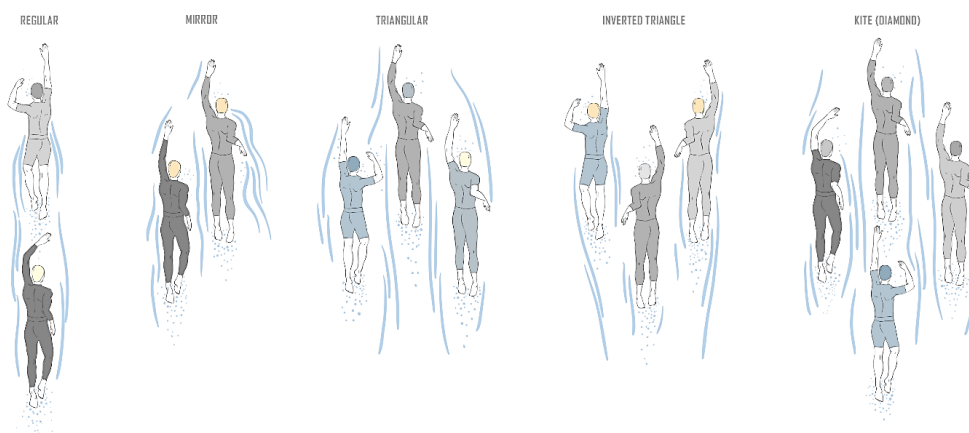
Un'altra applicazione del dispositivo potrebbe essere in ambito terapeutico. In numerosi sport la crioterapia è un'abitudine ormai consolidata per garantire agli atleti un rapido ed efficiente recupero. La dinamica fisiologica che determina tali benefici nei tempi di recupero non è ancora stata indagata sperimentalmente ed un'analisi della risposta emodinamica all'esposizione del muscolo a basse temperature attraverso la spettrografia realizzata da dispositivi NIR impermeabili potrebbe fornire delle informazioni utili a riguardo.



### CAPITOLO 3: ANALISI BIOMECCANICA DEL DRAFTING

Il drafting è una tecnica utilizzata dagli atleti nelle competizioni in cui si generano gruppi compatti con il fine di diminuire la resistenza generata dal fluido in cui si stanno muovendo (i.e. aria o acqua) sfruttando l'effetto scia del leader. E' utilizzata in numerosi sport di endurance (in cui è fondamentale promuovere l'efficienza energetica dell'atleta) come la corsa, il triathlon, il ciclismo, il nuoto di fondo; oppure negli sport automobilistici. Sono stati inoltre osservati comportamenti confacenti al drafting anche in natura. Un chiaro esempio sono le configurazioni a V assunte dagli uccelli migratori; l'esemplare di testa genera vortici nella sua scia che producono forze ascensionali sfruttate dagli uccelli di coda.

Nell'acqua l'effetto scia è accentuato dalla maggiore densità del fluido rispetto all'aria. La scia del leader è caratterizzata da forti turbolenze che diminuiscono la pressione frontale a cui sono soggetti i drafter e quindi la complessiva forza resistiva. In termini fisiologici si osserva una notevole riduzione del costo energetico del gesto atletico con due importanti implicazioni: minore sforzo richiesto rispetto al leader ad una determinata velocità (come comprovato dallo studio dell'evoluzione temporale dell'EMGs nei drafter [15]); migliore efficienza nel nuoto, evidenziata da valori maggiori del parametro Stroke Index per i drafter.



**Figura:** configurazioni caratterizzanti il drafting. [<https://voloshin.md>]

L'utilizzo di questa tecnica comporta l'evoluzione di due possibili scenari tattici: drafter di pari livello rispetto al leader oppure drafter con capacità inferiori al leader. Nel primo caso l'onda generata dal soggetto di testa permette ai drafter che la cavalcano di nuotare ad un passo minore rispetto ad una configurazione libera favorendo un alleviamento dello sforzo ed una migliore economia delle energie da utilizzare poi nelle fasi conclusive della gara oppure nelle altre frazioni della competizione (nel caso del triathlon). Nel secondo caso la tecnica si rivela utile in quanto i drafter possono raggiungere e mantenere velocità oltre le proprie abilità evidenziando uno sforzo pari a quello del leader.

## RESISTENZA

Come accennato prima l'aspetto fluidodinamico che rende efficace la tecnica del drafting è la riduzione della resistenza dell'acqua che sperimenta il nuotatore. Per le gare di endurance è determinante l'abilità dell'atleta di gestire le energie sia attraverso una buona preparazione tecnica e fisica sia adottando specifiche tattiche in gara. Il costo energetico  $C$  del gesto atletico ad una data velocità lo possiamo matematicamente esprimere con la seguente relazione:

$$C = D_A * (\eta_P * \eta_O)^{-1}$$

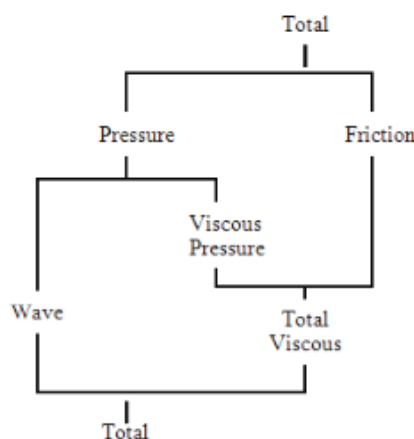
Dove  $D_A$  è la resistenza prima discussa che il nuotatore sperimenta mentre attivamente spinge l'acqua,  $\eta_P$  è l'efficienza propulsiva e  $\eta_O$  è l'efficienza totale [13].

Dunque si può constatare che per minimizzare il costo energetico bisogna primariamente lavorare sia sulla riduzione della resistenza attraverso il miglioramento della tecnica durante gli allenamenti e l'utilizzo di specifiche tattiche durante la gara che sul miglioramento dell'efficienza della propulsione andando a lavorare sulla tecnica e forza muscolare.

E' necessario specificare che durante il movimento del nuotatore la resistenza totale (denominata resistenza attiva) è determinata da due contributi: la resistenza passiva dovuta all'interazione tra corpo e fluido presente a prescindere dal movimento del soggetto; la resistenza dovuta alle dinamiche di moto turbolento che si realizzano nell'intorno del nuotatore durante il movimento dello stesso nel fluido e si sommano alla resistenza passiva. La seconda componente è molto sensibile alla velocità dell'atleta infatti lo studio di Janssen et al. [23] ha riscontrato per la resistenza passiva una dipendenza quadratica con la velocità mentre la resistenza totale (attiva) è funzione del cubo della velocità del soggetto. La trattazione proseguirà con un approfondimento della resistenza passiva in quanto alle velocità a cui nuotano gli atleti nelle discipline ove il drafting è consentito (nuoto di fondo e triathlon) risulta essere la componente predominante.

## RESISTENZA PASSIVA

La resistenza totale che sperimenta il nuotatore può essere così schematizzata:



**Figura:** diagramma descrittivo delle varie componenti relative alla forza resistiva incontrata dal nuotatore durante il suo moto nell'acqua. [<https://www.researchgate.net>]

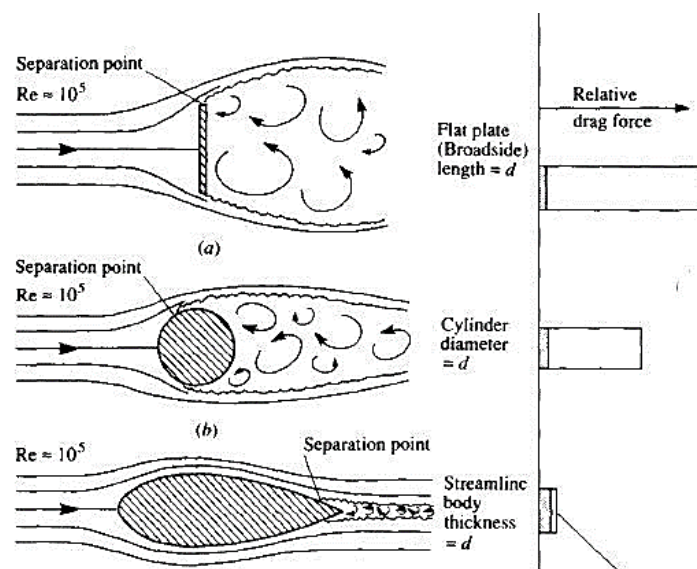
Si evidenziano dunque tre principali contributi:

- **Pressure drag:** si realizza quando un oggetto per muoversi attraverso un fluido deve spostarlo. E' una quantità dipendente sia dal volume immerso del corpo sia dalla velocità con cui il corpo si sposta nel fluido. Per un oggetto totalmente immerso questa componente aumenta con il quadrato della velocità.
- **Wave drag:** è causata dai moti ondosi generati dal nuotatore stesso. Condiziona la resistenza totale solo per velocità che si approssimano o eccedono la "hull speed" che per un nuotatore è pari circa a  $1.7 \text{ ms}^{-1}$  raggiunta esclusivamente durante gare molto brevi. A velocità più contenute pari a  $1.2 \text{ ms}^{-1}$  il contributo di questa componente si attesta a circa il 30%.
- **Frictional drag:** è generata dall'interazione fluido-superficie dell'oggetto ed aumenta linearmente con la velocità. La grandezza del termine dipende dalle condizioni idrodinamiche del fluido e superficie esposta.

Nel nuoto competitivo di fondo oppure nel triathlon di media viene raggiunta una velocità sub-massimale pari a  $1.25 \text{ ms}^{-1}$  dunque si può ipotizzare che il principale contributo della forza resistiva esercitata dall'acqua sia dato dalla pressure drag.

L'oggetto muovendosi separa il fluido a livello superficiale e genera sulla propria scia strutture vorticosi la cui morfologia ed entità dipendono dalla forma e dimensioni della parte immersa.

Più veloce è il flusso e meno affusolato è l'oggetto più a monte avverrà la separazione del fluido con conseguente allargamento della scia, diminuzione della pressione e velocità del fluido nella stessa e un incremento della differenza tra le pressioni frontali e posteriori all'oggetto; la differenza si traduce in una forza netta che agisce con verso contrario alla direzione del moto: quella che si è denominata con pressure drag.



**Figura:** *comparazione dell'interazione con un fluido di oggetti di diversa forma e relativa pressure drag.* [<https://www.semantic scholar.org>]

Lo stesso principio fluidodinamico viene applicato sia al leader che al drafter con la seguente differenza che giustifica il beneficio della tecnica del drafting: il leader muovendosi nell'acqua produce zone di depressione sulla sua scia incontrando una determinata forza resistiva dovuta alla differenza pressoria tra il fluido a fronte e quello posteriore; il drafter posizionato nella scia incontrerà anch'egli una forza resistiva ma di minor entità in quanto la pressione frontale è minore.

E' da osservare che il moto turbolento del fluido nella scia del leader determina un campo di pressioni non omogeneo e di carattere pulsatorio [23]; dunque è ragionevole ipotizzare che i drafter sperimentino i benefici in funzione della loro posizione.

## **CONFIGURAZIONI**

Come mostrato nella prima figura esistono differenti configurazioni nel drafting che si possono raggruppare in due macrogruppi: behind drafting (BD) e lateral drafting (LD). Nel primo caso il drafter si posiziona esattamente dietro al leader ad una distanza variabile da 0 metri (in cui le dita della mano toccano quelle dei piedi del leader) a 0.50 metri. Nel secondo caso il drafter si posiziona lateralmente con la testa a livello del bacino del leader ed una distanza intra-soggetto di circa 0.75-1 metro; questa configurazione dovrebbe permettere al drafter di cavalcare l'onda, i.e. il tronco a valle dell'onda e gli arti inferiori sulla cresta. Viene sfruttata la propulsione prodotta dal gradiente generato dalla differenza pressoria tra cresta (alta pressione) e picco negativo (bassa pressione) il che favorisce un'ulteriore riduzione del costo energetico della performance. In letteratura sono stati indagati gli effetti fisiologici quali fatica muscolare, efficienza della prestazione [15], consumo di ossigeno [23] sui drafter per ciascuna configurazione.

## **ANALISI CINEMATICA ED ELETTROMIOGRAFICA**

Nello studio di Puce et al. [15] sono stati comparati gli effetti delle configurazioni BD e LD rispetto al nuoto libero (FS). Quindici nuotatori hanno eseguito tre diverse prove sui 200 metri per ogni configurazione a velocità sub-massimali.

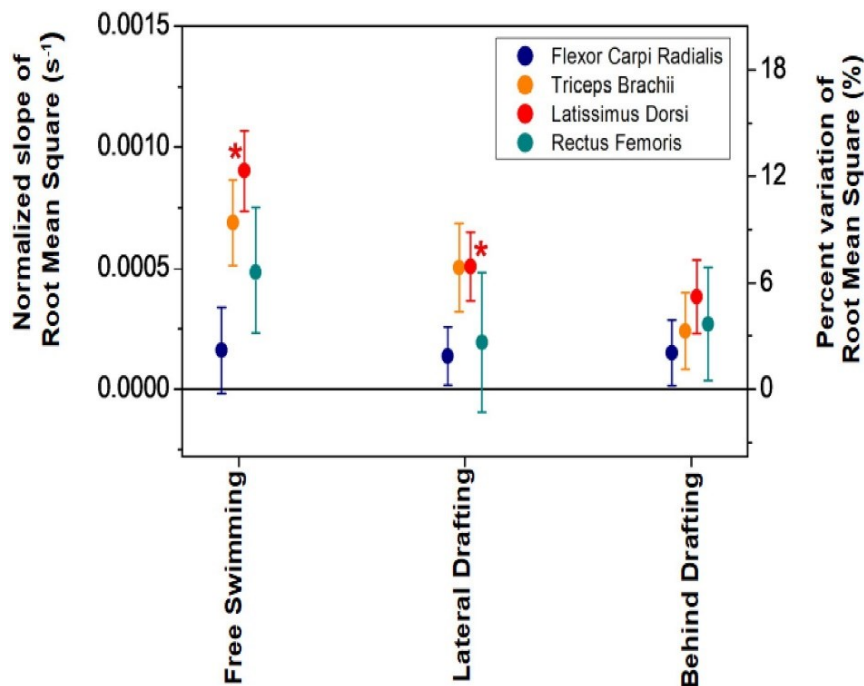
Sono stati collezionati i dati sull'attività dei seguenti gruppi muscolari: flexor carpi radialis (FCR), triceps brachii (TB), latissimus dorsi (lat.D) ed il rectus femoris (RF). La raccolta è avvenuta attraverso elettrodi superficiali in configurazione bipolare rivestiti da un adesivo per garantirne l'impermeabilità. I dati sono stati poi elaborati con un filtro passa banda del tipo Butterworth del quarto ordine con frequenza di taglio nel range 20 – 500 Hz; il segnale rettificato per poi esserne calcolato l'envelope. Dall'evoluzione di quest'ultimo sono stati indentificati gli intervalli di attivazione di ogni singolo muscolo durante la fase propulsiva di ciascuna bracciata; istante iniziale e finale sono identificati nei punti del tracciato che superano il 20% dell'attività muscolare negli intorno dei massimi locali (che corrispondono da un punto di vista cinematico alle fasi propulsive). È stata poi effettuata un'analisi dell'evoluzione dello spettro di frequenza rispetto al tempo di ciascun intervallo calcolando i parametri: mean frequency (MNF) per valutare la fatica muscolare e root mean square (RMS) per



quantificare l'attività muscolare. Per permetterne il confronto inter-soggettivo e tra prove in differenti configurazioni i parametri sono stati normalizzati rispetto al primo valore registrato nell'intervallo di attivazione.

I dati cinematici sono stati raccolti attraverso un sistema di acquisizione marker-based e sincronizzati temporalmente con i dati elettromiografici; il set-up è costituito da due camere disposte su un carrello una sotto l'acqua ed una sopra la superficie ed un set di marker adesivi collocati in corrispondenza delle articolazioni degli arti superiori ed inferiori. Il carrello seguiva la dislocazione dei nuotatori mentre le camere riprendevano il soggetto sul piano sagittale; dai dati è stata performata una valutazione cinematica del gesto atletico con la definizione dello Stroke Index attraverso cui quantificare l'efficienza della performance.

Dai risultati emersi nello studio la fatica muscolare è stata evidenziata da un incremento del fattore RMS ed un decremento del MNF comune a tutti i muscoli studiati ma molto più accentuata per il nuoto libero. Solitamente l'incremento dell'attività muscolare rispecchia l'ingaggio di un maggior numero di cellule muscolari e quindi una maggior capacità di esprimere forza meccanica. Nello studio la velocità dei partecipanti è stata mantenuta costante a velocità sub-massimali e non è stata rilevata alcuna variazione nell'efficienza dello stile per cui è ragionevole ipotizzare che l'incremento del RMS e quindi del numero di cellule reclutate sia dovuto a meccanismi di compensazione per vincere la fatica muscolare mantenendo inalterati velocità ed efficienza, piuttosto che per esprimere una maggior forza meccanica.



*Figura: pendenze del parametro RMS dei quattro muscoli sondati ( flexor carpi radialis (FCR), triceps brachii (TB), latissimus dorsi (Lat.D), and rectus femoris (RF)) normalizzate e mediate sui partecipanti durante prove nelle tre configurazioni di drafting. [15]*

L'immagine sopra rappresenta la media su tutti i partecipanti delle pendenze normalizzate dell'indice RMS dei quattro muscoli investigati e per ciascuna configurazione.

Il trend di affaticamento muscolare è simile nelle tre configurazioni. Dai risultati si evidenzia come la fatica muscolare più accentuata si riscontri per il Lat.D e TB che in accordo con la letteratura scientifica sono i gruppi muscolari più attivi e coinvolti nella generazione della forza propulsiva e quindi nel mantenimento della velocità soprattutto in condizioni di affaticamento. Al contrario il muscolo RF mostra minori segni di affaticamento; ciò è dovuto al fatto che gli arti inferiori sono poco coinvolti nella propulsione per lo stile libero (15% circa) tanto meno nel nuoto di fondo in cui vengono utilizzati per garantire stabilità e galleggiamento al nuotatore. Per quanto riguarda il FCR è stato riscontrato un livello intermedio di affaticamento; il muscolo opera principalmente per mantenere la stabilità del polso durante la fase di propulsione.

Da un punto di vista cinematico l'efficienza dello stile è rappresentata dal parametro stroke index; questo viene computato come il rapporto tra la velocità del nuotatore e frequenza di bracciata. I risultati mostrano una bassa efficienza nel nuoto libero (FS):  $1.86 \text{ m}^2/\text{s}$ ; un'elevata efficienza nella configurazione BD:  $2.01 \text{ m}^2/\text{s}$  e livelli intermedi per la configurazione LS:  $1.95 \text{ m}^2/\text{s}$ .

## CONSUMO DI OSSIGENO

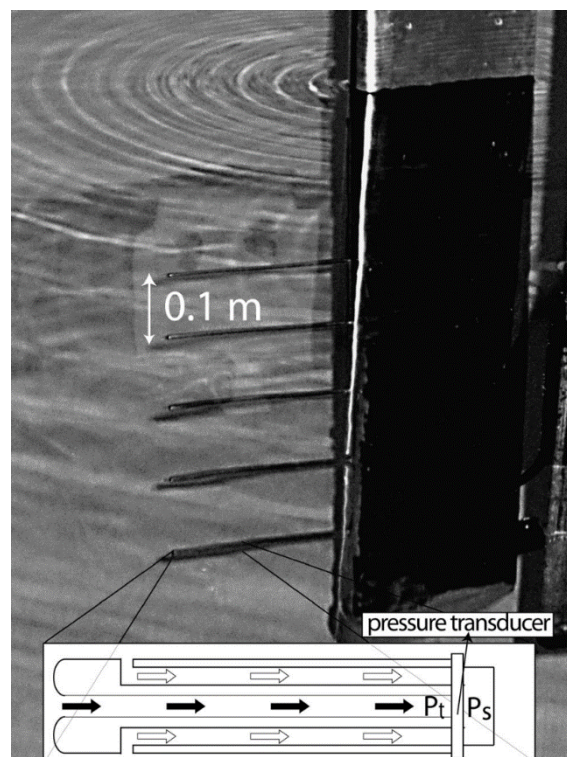
Un'ulteriore studio di Janssen et al. [23] ha indagato gli effetti delle stesse configurazioni nel consumo di ossigeno da parte dei partecipanti. Nove triatleti hanno performato le prove nelle formazioni sopra citate in un water-flume la cui velocità è stata impostata a  $1.2 \text{ ms}^{-1}$ . In questa sezione dello studio è stata analizzata l'aria espirata dai drafter durante 4 minuti di nuoto sia libero che nelle due configurazioni. I gas espirati sono stati analizzati attraverso una maschera dotata di una valvola respiratoria tri-direzionale ed il dispositivo SensorMedics Metabolic Cart. Le frazioni di ossigeno ed anidride carbonica sono stati determinati attraverso analizzatori a base di zinco e radiazione infrarossa calibrati a partire da gas di concentrazione nota. I dati raccolti evidenziano che nuotare dietro un leader a distanza di 0 metri e 0.50 metri determina una riduzione nel consumo di ossigeno pari al 11% e 12% rispettivamente; per il drafting laterale sono state analizzate due configurazioni: con la testa del drafter all'altezza del bacino o all'altezza del ginocchio. In questo caso il consumo di ossigeno si è ridotto del 0.3% e 2% rispettivamente.

## VALUTAZIONE DEL CAMPO FLUIDO

Un altro aspetto indagato dallo studio di Janssen et al. sono state le caratteristiche del campo fluido sulla scia dei leader. A questo fine si sono misurate le pressioni del fluido attraverso un tubo di Pitot posizionato secondo le configurazioni già discusse sopra.

Ogni tubo di Pitot, del diametro di 0.005 metri, consiste in un tubo centrale rivolto verso il flusso ed un tubo esterno concentrico dotato di due aperture verso l'esterno. Queste ultime sono collegate ad

un trasduttore di pressione mentre l'apertura del tubo centrale è collegata ad un trasduttore di pressione secondario. Questa architettura permette la valutazione della differenza tra le pressioni rilevate dai due trasduttori. Il tubo centrale è posto parallelamente alla direzione del flusso così che le aperture esterne sono posizionate perpendicolarmente alla stessa. Dunque la pressione registrata dal trasduttore collegato alle aperture esterne sarà la pressione statica dipendente esclusivamente dalla profondità in cui il dispositivo è posizionato; il secondo trasduttore calcolerà la pressione totale dovuta anche al contributo del flusso d'acqua così che la misura in output dal dispositivo sarà la differenza tra la pressione totale e la pressione statica.



*Figura: tubo di Pitot e schema di funzionamento. [23]*

I risultati dimostrano che dietro il leader ad una distanza di 0 metri e 0.50 metri la pressione dell'acqua si riduce del 19% e 25% rispettivamente; mentre a lato all'altezza del bacino e delle ginocchia del leader ad una distanza di 0.75 metri dalla linea mediana dello stesso la riduzione della pressione è stata in media del 27% e 23% rispettivamente. [23]

## **PASSIVE DRAG**

Un'ultima prospettiva esaminata dallo studio citato di Janssen et al. è la stima nelle varie configurazioni della resistenza passiva che sperimentano i drafter. Questi sono stati attaccati ad una cella di carico disposta a 0.10 metri dalla superficie dell'acqua per mezzo di una corda; durante l'analisi dovevano mantenere una posizione prona allungata con gambe distese e braccia allungate sopra la testa, le mani unite e le orecchie compresse dalle braccia. La forza resistiva espressa in Newton è stata definita come la componente orizzontale della forza registrata dalla cella di carico.

Mediamente i risultati hanno evidenziato un decremento nella passive drag del 9% e 10% nella configurazione del BD a 0 metri e 0.50 metri rispettivamente. Il drafting laterale (LD) ha invece dato dei risultati inaspettati mostrando un incremento della forza resistiva del 11% ed 8% nel posizionamento con la testa al livello del bacino e delle ginocchia del leader rispettivamente.

## CONCLUSIONI

Dai dati raccolti dai due studi possiamo riassumere le caratteristiche delle configurazioni nella seguente tabella. Per semplicità come formazioni consideriamo in senso lato il drafting laterale (LD) come la tecnica in cui il drafter mantiene la testa ad una altezza compresa tra il bacino e le ginocchia del leader mentre per il drafting posteriore (BD) il soggetto segue il leader ad una distanza compresa da 0 metri a 0.50 metri.

	Incrementi del RMS*	Stroke index	Diminuzione consumo di ossigeno**	Diminuzione pressione del campo fluido**	Variazione della passive drag**
Behind Drafting (BD)	$3.4 \pm 1.2\%$	$2.01 \text{ m}^2/\text{s}$	11 – 12 %	19 – 25%	-10% ca.
Lateral Drafting (LD)	$4.7 \pm 2.7\%$	$1.95 \text{ m}^2/\text{s}$	0.3 – 2%	23 – 27%	+10% ca.
Free swimming (FS)	$7.8 \pm 4.6\%$	$1.86 \text{ m}^2/\text{s}$	/	/	/

**Tabella:** Tabella riassuntiva e comparativa dei risultati raccolti.

\* Si sono assunte le medie rispetto ai gruppi muscolari del Lat.D e TB in quanto sono i muscoli più coinvolti nella tecnica dello stile libero.

\*\* Le variazioni sono relative ai dati raccolti su performance in solo (FS) da parte degli atleti.

Dalla tabella riassuntiva si può giungere alla stessa conclusione degli autori dei due studi riportati: entrambe le configurazioni comportano dei vantaggi in termini di efficienza energetica (stroke index) dell'entità dell'affaticamento muscolare (RMS) e della richiesta metabolica (consumo di ossigeno). Tra le due formazioni il drafting dietro al leader risulta essere quello che apporta più benefici. E' da notare questa apparente incongruenza di dati per quanto riguarda il drafting laterale; nonostante

incrementi relativamente contenuti dell'RMS per i principali muscoli coinvolti ed una diminuzione della pressione del campo fluido maggiore rispetto a quella registrata per il BD la resistenza passiva sperimentata dai nuotatori risulta in media incrementare del 10% rispetto al nuoto in solitaria. Una possibile spiegazione si riconduce al carattere pulsatorio e turbolento del campo fluido che quindi è definito da zone non redditizie dalla prospettiva idrodinamica per il drafter. Un'altra possibile spiegazione potrebbe concernere l'abilità del drafter di avvantaggiarsi dei moti ondosi generati dal leader riuscendo a cavalcare l'onda e sfruttarne il gradiente pressorio come già discusso in precedenza.



## CONCLUSIONE

Lo scopo della tesi è stato quello di presentare le principali metodologie utilizzate nell'ambito del nuoto sportivo per quantificare e qualificare la performance degli atleti. La valutazione biomeccanica in ambito sportivo è ormai largamente usata fornendo parametri la cui utilità si adatta a differenti esigenze. I sistemi optoelettronici marker-based sono i principali utilizzati nell'ottica della prevenzione infortuni in quanto consentono una valutazione dettagliata della correttezza del gesto atletico fondamentale per distribuire in modo ottimale gli stress meccanici a cui le strutture corporee sono soggette. Atleti ed allenatori si affidano allo studio biomeccanico per individuare deficit tecnici e strutturare programmi di allenamento volti a correggerli; un esempio sono i sensori inerziali, essi forniscono molti dei parametri che qualificano la performance sportiva, di solito ricavabili con altre strumentazioni di laboratorio, nonostante il ridotto costo, le piccole dimensioni e la facilità di utilizzo. Altre metodologie sono focalizzate nello studio dei principali gruppi muscolari coinvolti nell'esecuzione di un gesto atletico. L'elettromiografia di superficie indaga il reclutamento delle cellule muscolari esaminando frequenza e numero di fibrocellule stimulate dall'impulso elettrico; da tali dati si quantifica il grado di attività muscolare nell'esecuzione di uno specifico task e con l'analisi nello spettro di frequenza si evidenziano fenomeni di affaticamento. La spettrografia nel vicino infrarosso (NIRS) si basa invece sulle variazioni della saturazione di ossigeno muscolare per definire l'attività metabolica del muscolo. Per la valutazione quantitativa dell'attività muscolare entrambe le metodologie sono utili per discriminare i gruppi muscolari maggiormente ingaggiati durante un preciso movimento e dunque su quali focalizzarsi per migliorarne la forza e resistenza; nel dominio della frequenza le stime dell'andamento temporale dell'affaticamento sono fondamentali nell'ottica di un proficuo piano di allenamento e nel definire specifiche strategie di gara. Indipendentemente dallo sport interessato tutti i sistemi presentati sono soggetti ad errori che affettano l'accuratezza delle misure collezionate: rumore elettrico, artefatti da movimento, digitalizzazione dei dati, rumore ambientale (specifico per ogni tipologia di strumentazione). L'ambiente acquatico in cui vengono performate le analisi biomeccaniche del nuoto aggiunge ulteriori difficoltà risolte per mezzo di espedienti tecnologici e metodologici. A livello tecnologico si è dovuto provvedere all'impermeabilizzazione dei dispositivi attraverso l'implementazione di specifiche custodie che proteggessero la circuiteria elettronica e la cui influenza sulle misure effettuate fosse marginale (ad esempio per i sistemi optoelettronici o per gli elettrodi superficiali). In altri casi si è provveduto alla costruzione di dispositivi ad hoc per il nuoto come lo SwimOne per la valutazione della forza o guanti dotati di sensori di pressione per determinare le forze esercitate dalle mani. Nella tesi è stata presentata una nuova metodologia proposta specificatamente per la calibrazione del sistema stereofotogrammetrico in cui si introduce una lunghezza focale equivalente che tenga conto dei fenomeni di distorsione ottica causati dal mezzo acquoso. Il processo di calibrazione presuppone la risoluzione di un modello matematico che consideri le distorsioni ottiche di ciascun mezzo per cui l'aggiunta dell'acqua introduce un notevole numero di parametri da stimare: l'introduzione del

modello sopra citato permette di alleggerire computazionalmente il processo rendendolo quindi più preciso. In conclusione è stata indagata la tecnica del drafting da una prospettiva biomeccanica e fluidodinamica. Nel primo caso è stata performata un'analisi cinematica ed elettromiografica in cui si sono attestati i vantaggi concreti dell'utilizzo della tecnica sull'efficienza del gesto (stimando lo Stroke Index) e sulle dinamiche di affaticamento muscolare. Lo studio del campo fluido attraverso i tubi di Pitot e della passive drag a cui sono soggetti i nuotatori hanno fornito informazioni sui motivi fisici alla base dei vantaggi biomeccanici della tecnica. Gli studi riguardo questo argomento sono in valido esempio di come le tecniche di analisi biomeccanica affrontate nella tesi hanno un ampio spettro di applicazioni che non si limitano alla mera valutazione della correttezza del gesto atletico.

La maggior parte delle tecnologie presentate e descritte nella tesi presuppongono da un lato l'utilizzo di strumentazioni complesse ed ingombranti, dall'altro la presenza di personale istruito nel loro utilizzo e familiare nelle metodologie di raccolta, elaborazione ed interpretazione dei dati acquisiti. Non di minor importanza sono i tempi richiesti per portare a compimento una dettagliata valutazione biomeccanica; dalla preparazione dei soggetti alla raccolta ed elaborazione dei dati. Le caratteristiche sopra riportate rendono queste strumentazioni inadatte ad un largo utilizzo in ambito sportivo; banalmente atleti ed allenatori non sono disposti a destinare troppo tempo alla preparazione richiesta e necessitano di risultati immediati, in maniera da poter agire concretamente su eventuali deficit tecnici o apportare modifiche ai piani di allenamento, personalizzandoli sulla base delle esigenze soggetto specifiche. In base alle conoscenze acquisite durante la stesura della tesi ed alle esperienze personali ritengo che i sensori inerziali (IMU) siano il miglior compromesso tra facilità di utilizzo ed utilità dei parametri ricavabili dai dati acquisiti. Come già riportato nel capitolo dedicato, conseguentemente ai progressi in campo della miniaturizzazione elettronica un dispositivo di ridotte dimensioni (110 x 105 x 8.5 mm ed un peso di 55g con custodia impermeabile) consta in accelerometro, giroscopio e magnetometro i quali forniscono la valutazione di variabili quali stroke index, angoli articolari, ed in genere le stesse reperibili con una valutazione biomeccanica basata sui sistemi opto-elettronici marker-based con un'accuratezza inferiore rispetto a quest'ultimi ma la cui entità è trascurabile per l'utilizzo sportivo. Inoltre l'implementazione di una scheda di memoria interna consente lo storage di dati nel dispositivo ed una elaborazione successiva dei dati con appositi programmi che ne facilitano l'utilizzo da parte di personale non strettamente qualificato e preparato. Le ridotte dimensioni e la leggerezza ne consentono l'applicazione, in configurazione singola o multipla, senza che siano d'intralcio durante l'esecuzione del movimento e non né affettano la qualità. In mia opinione queste caratteristiche rendono i dispositivi IMU i più adatti per una proficua valutazione biomeccanica sportiva rispetto alle altre tecnologie proposte in quanto si distinguono in un vantaggioso compromesso tra complessità di utilizzo ed tipologia ed accuratezza delle variabili estraibili.





## BIBLIOGRAFIA

- [1] Pedro Figueiredo, Leandro Machado, João Paulo Vilas-Boas, Ricardo J. Fernandes, *Reconstruction Error of Calibration Volume's Coordinates for 3D Swimming Kinematics*, Journal of Human Kinetics volume 29/2011, 35-40.
- [2] Sheng-Qian Li, Xiao-Peng Xie, Yong-Jun Zhuang, *Research on the calibration technology of an underwater camera based on equivalent focal length*, Measurement, Volume 122, 2018, Pages 275-283.
- [3] Bernardina GRD, Cerveri P, Barros RML, Marins JCB, Silvatti AP, *Action Sport Cameras as an Instrument to Perform a 3D Underwater Motion Analysis*, 2016, PLOS ONE 11(8): e0160490.
- [4] Sohei Washino, Dean L. Mayfield, Glen A. Lichtwark, Hirotoshi Mankyu, Yasuhide Yoshitake, *Swimming performance is reduced by reflective markers intended for the analysis of swimming kinematics*, Journal of Biomechanics, Volume 91, 2019, Pages 109-113.
- [5] Cortesi M, Giovanardi A, Gatta G, Mangia AL, Bartolomei S, Fantozzi S, *Inertial Sensors in Swimming: Detection of Stroke Phases through 3D Wrist Trajectory*. J Sports Sci Med. 2019 Aug 1;18(3):438-447. PMID: 31427865; PMCID: PMC6683631.
- [6] Ramos Félix, E.; da Silva, H.P.; Olstad, B.H.; Cabri, J.; Lobato Correia, P. *SwimBIT: A Novel Approach to Stroke Analysis During Swim Training Based on Attitude and Heading Reference System (AHRS)*. Sports 2019, 7, 238. <https://doi.org/10.3390/sports7110238>.
- [7] Mao Y, Zhu Y, Zhao T, Jia C, Bian M, Li X, Liu Y, Liu B. *A Portable and Flexible Self-Powered Multifunctional Sensor for Real-Time Monitoring in Swimming*. Biosensors. 2021; 11(5):147. <https://doi.org/10.3390/bios11050147>.
- [8] Conceição A, Silva AJ, Barbosa T, Karsai I, Louro H. *Neuromuscular fatigue during 200 m breaststroke*. J Sports Sci Med. 2014 Jan 20;13(1):200-10. PMID: 24570625; PMCID: PMC3918558.
- [9] Martens J, Daly D, Deschamps K, Fernandes RJP, Staes F (2015) *Intra-Individual Variability of Surface Electromyography in Front Crawl Swimming*. PLoS ONE 10(12): e0144998. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0144998>
- [10] Fernandes A, Goethel M, Marinho DA, Mezêncio B, Vilas-Boas JP, Fernandes RJ. *Velocity Variability and Performance in Backstroke in Elite and Good-Level Swimmers*. International Journal of Environmental Research and Public Health. 2022; 19(11):6744. <https://doi.org/10.3390/ijerph19116744>.
- [11] Hermosilla F, Corral-Gómez L, González-Ravé JM, Juárez Santos-García D, Rodríguez-Rosa D, Juárez-Pérez S, Castillo-García FJ. *SwimOne. New Device for Determining*

*Instantaneous Power and Propulsive Forces in Swimming. Sensors.* 2020; 20(24):7169.  
<https://doi.org/10.3390/s20247169>

- [12] Kenzo Narita, Motomu Nakashima, Hideki Takagi, *Developing a methodology for estimating the drag in front-crawl swimming at various velocities*, Journal of Biomechanics, Volume 54, 2017, Pages 123-128, ISSN 0021-9290,
- [13] Gonjo T, Narita K, McCabe C, Fernandes RJ, Vilas-Boas JP, Takagi H and Sanders R (2020) *Front Crawl Is More Efficient and Has Smaller Active Drag Than Backstroke Swimming: Kinematic and Kinetic Comparison Between the Two Techniques at the Same Swimming Speeds. Front. Bioeng. Biotechnol.* 8:570657. doi: 10.3389/fbioe.2020.570657
- [14] Z. Zhang, D. Xu, Z. Zhou, J. Mai, Z. He and Q. Wang, "IMU-based underwater sensing system for swimming stroke classification and motion analysis," 2017 IEEE International Conference on Cyborg and Bionic Systems (CBS), 2017, pp. 268-272, doi: 10.1109/CBS.2017.8266113.
- [15] Puce L, Chamari K, Marinelli L, Mori L, Bove M, Faelli E, Fassone M, Cotellessa F, Bragazzi NL and Trompetto C (2022) *Muscle Fatigue and Swimming Efficiency in Behind and Lateral Drafting. Front. Physiol.* 13:835766. doi:10.3389/fphys.2022.835766.
- [16] Koga D, Tsunokawa T, Sengoku Y, Homoto K, Nakazono Y and Takagi H (2022) *Relationship Between Hand Kinematics, Hand Hydrodynamic Pressure Distribution and Hand Propulsive Force in Sprint Front Crawl Swimming. Front. Sports Act. Living* 4:786459. doi: 10.3389/fspor.2022.786459.
- [17] Z. Zhang, "A flexible new technique for camera calibration," in IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence, vol. 22, no. 11, pp. 1330-1334, Nov. 2000, doi: 10.1109/34.888718.
- [18] Chiu CY, Pease DL, Fawkner S, Sanders RH. *Validation of Body Volume Acquisition by Using Elliptical Zone Method. Int J Sports Med.* 2016 Dec;37(14):1117-1123. doi: 10.1055/s-0042-112589. Epub 2016 Sep 27. PMID: 27676147.
- [19] J. Rohac, M. Sipos and J. Simanek, "Calibration of low-cost triaxial inertial sensors," in IEEE Instrumentation & Measurement Magazine, vol. 18, no. 6, pp. 32-38, December 2015, doi: 10.1109/MIM.2015.7335836.
- [20] Valerie Renaudin, Muhammad Haris Afzal, and G ´ erard Lachapelle, *Complete Triaxis Magnetometer Calibration in the Magnetic Domain*, Hindawi Publishing Corporation Journal of Sensors Volume 2010, Article ID 967245, 10 pages doi:10.1155/2010/967245.
- [21] Puce L, Pallecchi I, Marinelli L, Mori L, Bove M, Diotti D, Ruggeri P, Faelli E, Cotellessa F and Trompetto C (2021) *Surface Electromyography Spectral Parameters for the Study*

*of Muscle Fatigue in Swimming. Front. Sports Act. Living* 3:644765. doi: 10.3389/fspor.2021.644765.

- [22] Hideki Takagi, Ross Sanders, *Measurement of propulsion by the hand during competitive swimming*, January 2002, *The Engineering of Sport* 4 (pp.631-637).
- [23] Janssen M, Wilson BD, Toussaint HM. *Effects of drafting on hydrodynamic and metabolic responses in front crawl swimming*. *Med Sci Sports Exerc.* 2009 Apr;41(4):837-43. doi: 10.1249/MSS.0b013e31818f2a9b. PMID: 19276849.
- [24] Jones B, Dat M, Cooper CE. *Underwater near-infrared spectroscopy measurements of muscle oxygenation: laboratory validation and preliminary observations in swimmers and triathletes*. *J Biomed Opt.* 2014 Dec;19(12):127002. doi: 10.1117/1.JBO.19.12.127002. PMID: 25478871.
- [25] Binzoni T, Cooper CE, Wittekind AL, Beneke R, Elwell CE, Van De Ville D, Leung TS. *A new method to measure local oxygen consumption in human skeletal muscle during dynamic exercise using near-infrared spectroscopy*. *Physiol Meas.* 2010 Sep;31(9):1257-69. doi: 10.1088/0967-3334/31/9/014. Epub 2010 Aug 11. PMID: 20702918.
- [26] Veesa, JD, Dehghani, H. *Functional near infrared spectroscopy using spatially resolved data to account for tissue scattering: A numerical study and arm-cuff experiment*. *J. Biophotonics.* 2019; 12:e201900064. <https://doi.org/10.1002/jbio.201900064>.



