

ALMA MATER STUDIORUM - UNIVERSITÀ DI BOLOGNA

FACOLTA' DI INGEGNERIA

CORSO DI LAUREA IN INGEGNERIA BIOMEDICA

TESI DI LAUREA

in

Biomeccanica

**STUDIO DELLA PRESSIONE SULLA MANO DURANTE L'ATTO
NATATORIO**

CANDIDATO

Laura Iannetti

RELATORE:

Chiar.mo Prof.

Silvia Fantozzi

CORRELATORE/CORRELATORI

Giorgio Gatta

Anno Accademico [2011\12]

Seconda sessione

*Ai miei Nenni che hanno
saputo insegnarmi il valore della vita*

Sommario

| | |
|---|----|
| Introduzione..... | 5 |
| 1 Nozioni teoriche | 8 |
| 1.1 Forza resistente e forza propulsiva..... | 8 |
| 1.2 Dinamica della spinta | 11 |
| 1.3 Propulsione nel nuoto | 13 |
| 1.4 Determinazione delle forze di drag e lift | 22 |
| 1.4.1 Condizioni 'quasi-stazionarie' | 22 |
| 1.4.2 Condizioni non stazionarie | 40 |
| 2 Strumentazione | 50 |
| 2.1 Palette e rilevazione meccanica della pressione | 50 |
| 2.2 Modelli precedenti | 53 |
| 2.3 Impiego dello strumento | 56 |
| 2.3.1 Risultati..... | 59 |
| 2.4 Calibrazione statica | 69 |
| 2.4.1 Calibrazione statica di uno strumento di misura | 69 |
| 2.4.2 Calibrazione statica delle palette..... | 71 |
| 3 Materiali e metodi..... | 79 |
| 3.1 Programma per l'analisi dati..... | 80 |
| 3.2 Prima prova: traino a velocità costante con paletta ad orientazione inclinata di 90° rispetto al movimento..... | 82 |
| 3.2.1 Materiale utilizzato..... | 82 |
| 3.2.2 Carrello | 82 |
| 3.2.3 Ben Hur..... | 83 |
| 3.2.4 Descrizione della prova..... | 85 |
| 3.2.5 Risultati ottenuti | 88 |
| 3.2.6 Discussione | 92 |
| 3.3 Seconda prova traino a velocità costante con paletta inclinata a 45° | 93 |
| 3.3.1 Descrizione della prova..... | 93 |
| 3.3.2 Risultati ottenuti | 93 |

| | |
|------------------------|----|
| 3.3.4 Discussione..... | 97 |
| Conclusioni..... | 99 |

Introduzione

Il nuoto è uno sport che interessa ogni segmento corporeo e che prevede movimenti complessi ed elaborati atti a creare e sfruttare un supporto immobile per poter applicarvi una forza che garantisce lo spostamento in acqua del soggetto.

Tuttavia a causa dell'orientamento dei piedi e delle gambe rispetto alla direzione del movimento e all'acqua, le forze idrodinamiche generate agiscono per la maggior parte in direzione verticale. Per questo motivo solo una piccola parte delle forze prodotte agisce nella direzione del moto. Quindi, la forza propulsiva esercitata dagli arti superiori risulta essere di gran lunga maggiore gli arti inferiori che agiscono prevalentemente in direzione verticale. Nello stile libero(crawl)e nel dorso ad esempio, solo il 15% della forza propulsiva totale è prodotta dagli arti inferiori(Baucher 1975).

Negli ultimi anni c'è stata una forte crescita degli studi atti a definire metodi in grado di determinare in maniera esaustiva ed esauriente le forze agenti sul nuotatore, di modo da ottenere valide informazioni al fine di migliorarne la performance e l'efficienza.

Le prime misure di velocità e accelerazione furono ad opera di Kent e Atha nel 1975 e di Holmer nel 1979. Hopper si occupò delle misure di potenza nel 1983 e Schleihauf un anno dopo riuscì a misurare la forza esercitata dall'acqua sulla mano del nuotatore.

Per comprendere meglio l'importanza della forza esercitata dagli arti superiori durante il movimento in acqua è possibile scomporre la velocità media(V) di un nuotatore nelle sue componenti:

$$V = SF \times SL$$

con SF frequenza di bracciata e SL distanza percorsa con una bracciata. La prima si ricava dividendo il numero totale di bracciate complete per il tempo impiegato dall'atleta a percorrere una distanza nota, mentre la seconda è data dal rapporto fra la distanza totale percorsa e il numero di bracciate complete.

Nel 1986 Hay fu il primo ad intuire che per aumentare la velocità di nuotata nel lungo periodo l'atleta dovesse aumentare la distanza percorsa con una singola bracciata piuttosto che aumentarne la frequenza.

Essendo SL direttamente dipendente dalla forza propulsiva generata da avambraccio e mano, quest'ultima fu ritenuta la maggior contribuente al movimento in acqua specialmente nel dorso e nello stile libero.

In particolare Schleiahuf riuscì a ricavare il contributo della mano e dell'avambraccio alla propulsione e scoprì che la forza propulsiva generata dalla mano è circa trenta volte maggiore rispetto a quella dell'avambraccio. Di qui la conclusione secondo cui la mano è la maggior fonte propulsiva nella bracciata.

Pur non dimenticando che il nuoto è uno sport completo, che coinvolge ogni segmento corporeo, che comprende movimenti complessi e influenzati dalle caratteristiche anatomiche dell'individuo, la misurazione della pressione agente sulla mano deve esser considerata un dato di essenziale importanza per la valutazione della tecnica utilizzata dal nuotatore e della qualità del movimento.

Obiettivo di questo lavoro di tesi è quello di analizzare e valutare l'efficienza e la funzionalità di un prototipo(KZ), sviluppato (dall'Aplab), usato per la misurazione della pressione esercitata dalle mani durante l'atto natatorio.

Nel primo capitolo saranno esposti i meccanismi alla base del movimento in acqua e i diversi metodi utilizzati per il calcolo delle forze agenti sulla mano: forza di drag agente

nella direzione del moto, forza di lift agente perpendicolarmente alla prima.

Nel secondo capitolo sarà descritto il prototipo oggetto d'analisi e verrà confrontato con i modelli precedenti. sarà inoltre mostrato il processo di calibrazione statica dello strumento e il programma redatto per l'elaborazione e l'analisi dei dati. Sempre nel secondo capitolo verrà inoltre esposto uno studio applicativo che ha usato come sistema di indagine la versione precedente del prototipo in esame.

Nel terzo capitolo sono state poi descritte le prove effettuate per valutare l'affidabilità dello strumento ed i relativi risultati sono stati discussi.

1 Nozioni teoriche

1.1 Forza resistente e forza propulsiva

Il movimento dell'uomo su una generica superficie e/o in un generico mezzo è spiegabile con il terzo principio della dinamica. Infatti il soggetto applica su un supporto immobile una forza ma è quella di reazione vincolare che il supporto stesso genera in risposta a rendere possibile il movimento. Di qui appare evidente il maggiore grado di difficoltà incontrato dall'uomo per muoversi in acqua. Difatti in questo caso, diversamente dalla locomozione sulla superficie terrestre, il supporto immobile deve essere creato all'interno di un fluido mobile e il nuotatore deve saperne sfruttare la densità e la viscosità di modo da riuscire a superare la forza resistiva che si oppone allo spostamento. In generale la resistenza idrodinamica si manifesta come:

- Forza resistiva. Se ne distinguono tre tipi:

a. *Resistenza frontale*. E' quella che si oppone all'avanzamento ed è dovuta all'acqua che viene in contatto con la parte anteriore del nuotatore o con altre parti del suo corpo;

b. *Attrito superficiale*. Dipende dall'acqua che aderisce al corpo del nuotatore;

c. *Resistenza di vortice*. E' generata dall'acqua che non riesce a scivolare in modo lineare direttamente dietro alle parti del corpo poco idrodinamiche, e perciò il corpo deve trascinarsi un numero elevato di molecole d'aria e acqua.

- Forza di reazione idrodinamica. Generata dall'interazione dei vari segmenti corporei con il fluido, costituisce la fonte di propulsione nel nuoto.

Appare dunque evidente come la velocità di nuoto dipenda da quest'ultima. In particolare dalla sua direzione e dal suo verso che non rimangono costanti nel tempo a causa dell'alternanza delle fasi di recupero e lavoro nel ciclo natatorio.

Individuiamo dunque, come l'effettiva forza propulsiva (F_P), detta anche forza di drag, la proiezione della forza di reazione idrodinamica lungo la direzione di nuoto.

Analogamente definiamo resistenza idrodinamica attiva (F_{DA}) la proiezione della forza resistiva lungo la direzione di nuoto.

L'interazione tra queste due forze viene formalizzata dall'equazione (Kolmogorov & Lyapun 1998):

$$F_P(t) - F_{DA}(t) = (m_o + \Delta m) dV_{cm}/dt$$

con m_o massa del corpo e dV_{cm}/dt accelerazione del centro di massa.

Il termine relativo alla massa aggiunta (Δm) dipende dal fatto che quando un corpo si muove in un fluido, la porzione del fluido che lo circonda subisce uno spostamento. Quindi alla

massa del corpo in moto si aggiunge quella della frazione di fluido perturbato.

Si evince quindi che la forza necessaria allo spostamento è superiore a quella sufficiente all'analogo caso nel vuoto, poiché per accelerare il corpo bisogna accelerare anche la suddetta frazione di fluido.

Analizzando l'equazione precedente inoltre, si nota che se

$$F_P = F_{DA}$$

il nuotatore ha accelerazione nulla e dunque velocità costante, mentre quando non vale tale equivalenza si ha accelerazione o decelerazione a seconda che F_P sia maggiore o minore di F_{DA} .

Da quanto appena esposto risulta chiaro che non è semplice, per il nuotatore, generare un'elevata forza propulsiva durante il moto poiché, solo la componente equiversa a quest'ultimo contribuisce effettivamente all'avanzamento.

Inoltre parte dell'energia viene ceduta alla massa d'acqua che funge da supporto immobile.

Quindi piuttosto che applicare una forza il più intensa possibile sulla massa di fluido, azione peraltro che richiede grande difficoltà, il soggetto dovrebbe prediligere la variazione della direzione del moto in modo che la forza di reazione idrodinamica sia il più possibile concorde con direzione e verso dello spostamento.

1.2 Dinamica della spinta

Nel precedente paragrafo è già stato introdotto il concetto di energia necessaria alla propulsione e si è già discusso di come lo spostamento si origini dallo scambio di forze tra soggetto e massa di fluido che funge da supporto immobile. Nella pratica la forza propulsiva ha origine dalla contrazione muscolare che tende a bilanciare quella di reazione idrodinamica esterna.

Quando quest'ultima riesce a bilanciare a sua volta la forza di resistenza idrodinamica il centro di massa comincia ad accelerare nella direzione del moto. La forza di reazione idrodinamica diventa così forza propulsiva.

Sfruttando la seconda equazione cardinale della dinamica è possibile esprimere il sistema di forze che agisce sull'arto superiore.

$$F_m r_m = I\omega + Fr - mgr_{inertzia}\cos\varphi + Qr_q\cos\varphi$$

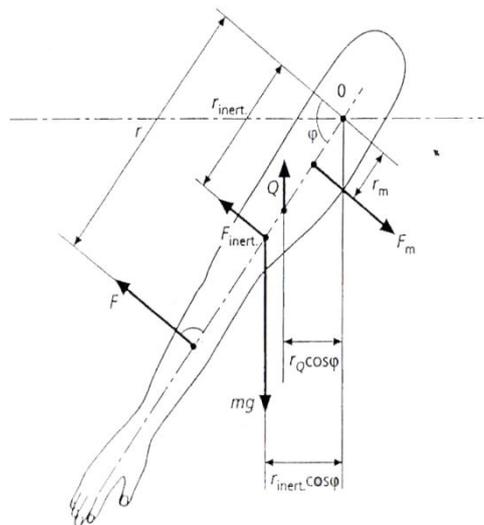


Fig. 1.1 Forze che agiscono sulla mano durante il nuoto.

con: F_m forza muscolare risultante(N); r_m leva di F_m (m); I momento di inerzia del braccio ($\text{Kg}\cdot\text{m}^2$); ω accelerazione angolare del braccio (gradi/s^2); F forza di reazione idrodinamica risultante(N); r leva di F (m); mg forza di gravità(N); r_{inerzia} raggio della forza di inerzia (m); Q forza idrodinamica(N); r_q leva di Q (m); φ posizione angolare relativa del braccio(gradi).

Nell'approssimazione secondo cui, durante la spinta subacquea, la forza di gravità e quella idrodinamica siano uguali in modulo e direzione ma opposte in verso, la precedente equazione può essere così riscritta:

$$F_m r_m = I\omega + Fr$$

Da tale semplificazione si deduce che, diminuendo il valore di r si ottiene lo stesso momento di inerzia con una minore forza muscolare. La variazione dell'angolo di flessione-estensione del gomito porta ad effetti positivi sia a livello idrodinamico che biomeccanico. Essa permette infatti di incrementare la velocità e l'accelerazione angolari, senza indurre modificazioni in componenti più massivi quali il braccio. Ne è una dimostrazione che nei nuotatori di élite, a metà della fase di spinta, si nota un angolo di flessione-estensione del gomito compreso fra i 90° e i 120°

1.3 Propulsione nel nuoto

Pur essendo già note le nozioni di fluidodinamica, sino alla fine degli anni '60 le teorie circa i meccanismi di propulsione nel nuoto si basavano su giudizi empirici che non facevano riferimento a nozioni di biomeccanica. In particolare si riteneva che i bravi nuotatori di crawl dovessero esercitare la trazione in linea retta lungo la linea mediana del corpo, si pensava che il braccio dovesse comportarsi come una pagaia e la mano dar luogo ad una scia. Si riconduceva la forza propulsiva alla sola forza di drag e, quindi, per il terzo principio della dinamica se si voleva procedere in avanti bisognava spostare la massa d'acqua dietro in linea retta.

Secondo questa teoria inoltre, le traiettorie non rettilinee che i nuotatori di élite disegnavano con i movimenti delle mani erano da attribuirsi a difetti stilistici degli stessi. Tuttavia nel 1969 Counsilman applicò i concetti di biomeccanica al nuoto e riuscì a dare una spiegazione scientifica alle traiettorie precedentemente descritte. Riprese cinematografiche subacquee rivelarono la natura precisa di tali traiettorie, esse assumevano una configurazione ellittica, simile ad un punto interrogativo rovesciato o a forma di S. Counsilman giustificò questa evidenza affermando che variando l'angolo di attacco, ovvero l'angolo compreso tra la mano del nuotatore e il flusso, si generava uno spostamento continuo del punto d'appoggio di modo da permettere all'atleta di esercitare una spinta

costantemente su acqua ferma e "nuova", che non è già stata accelerata è che offre perciò una maggior resistenza.

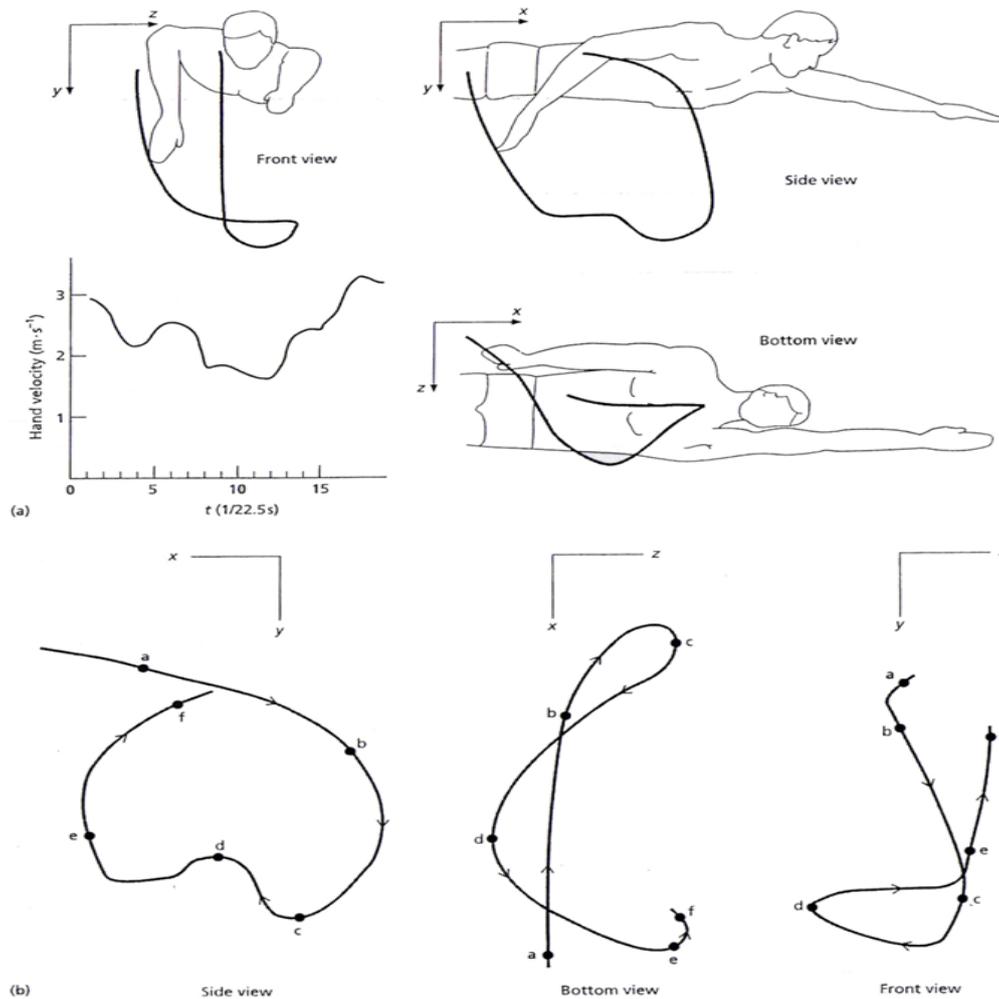


Fig. 1.2 Traettoria della mano nello stile libero.

Il braccio del nuotatore non viene più paragonato ad una pagaia ma ad un elica, in grado di spostare grandi masse d'acqua per brevi tratti, piuttosto che piccole masse per lunghi tratti, guadagnando così in efficienza. Inoltre grazie ad analisi idrodinamiche Counsilman fu il primo ad introdurre il concetto di *portanza* o *forza di lift* definita

come la componente normale alla forza di reazione idrodinamica. Per spiegarne l'origine e gli effetti utilizzò il principio di Bernoulli.

Quest'ultimo afferma che ad un'elevata velocità è associata una regione di bassa pressione e, viceversa, ad una bassa velocità ne è associata una ad alta pressione. Dunque la differenza di velocità fra palmo e dorso della mano genera una differenza pressoria che è causa della forza di lift.

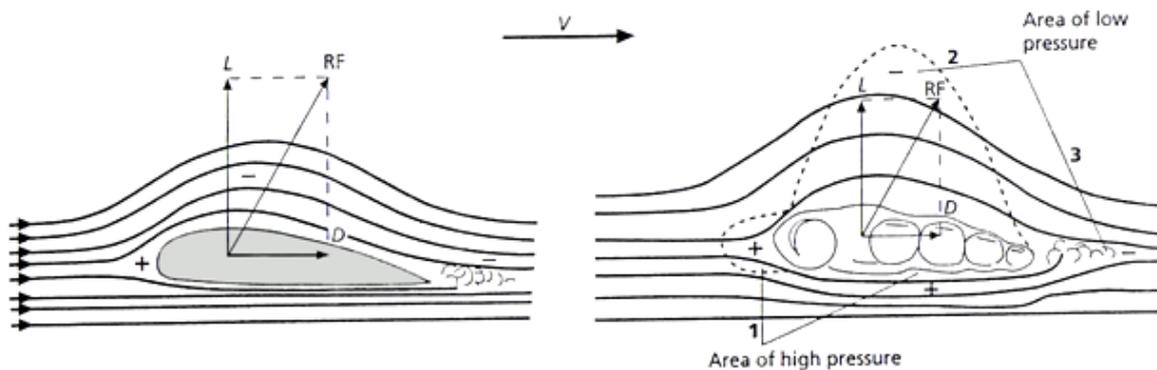


Fig. 1.3 Principio di Bernoulli: (1) area di alta pressione (bassa velocità); (2) area di bassa pressione (alta velocità); (3) area di turbolenza.

Matematicamente la legge di Bernoulli può essere ottenuta dall'integrazioni delle equazioni di Navier-Stokes lungo una linea di flusso, nel caso di fluido con viscosità trascurabile e densità costante. L'equazione di Bernoulli assume dunque la seguente forma:

$$p + \rho \cdot (v^2/2) + \rho gh = \text{costante}$$

con p pressione statica lungo la linea di flusso; ρ densità del fluido; g accelerazione di gravità; h quota altimetrica e v velocità del fluido lungo la linea di flusso.

Dagli studi di Counsilman si evince quindi che la propulsione non è identificabile esclusivamente con la forza di drag ma, più precisamente, dalle componenti normale (forza di lift) e frontale (forza di drag) alla forza di reazione idrodinamica.

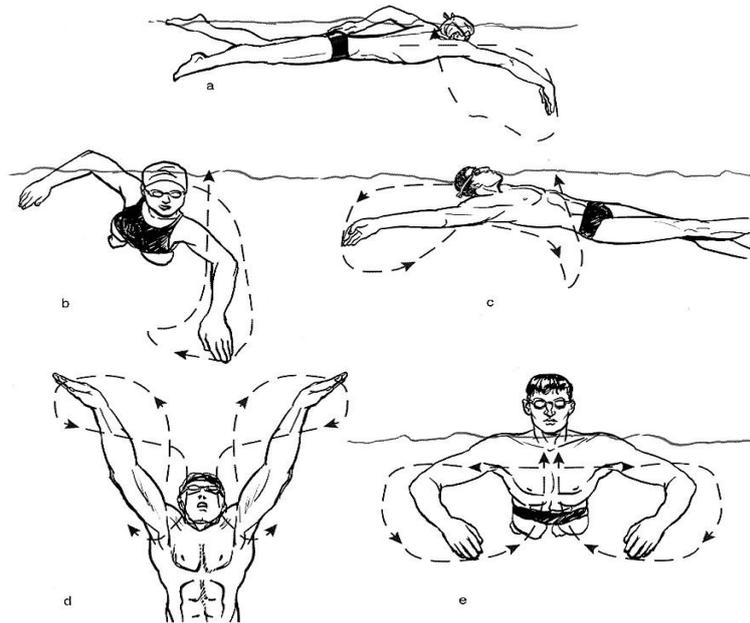


Fig. 1.4 Modelli di bracciata nei quattro stili.

Pur variando significativamente il loro contributo alla propulsione del nuotatore in relazione alla fase del gesto natatorio e dello stile il loro valore può essere ricavato univocamente tramite le leggi dell'idrodinamica (Alexander 1977):

$$D = (1/2) \rho V^2 C_D S$$

$$L = (1/2) \rho V^2 C_L S$$

con L forza di lift; D forza di drag; V velocità della mano rispetto al fluido; C_D coefficiente di drag; C_L coefficiente di

lift; S superficie di impatto della mano; ρ densità del fluido.

I coefficienti di lift e drag sono adimensionali, calcolabili solo sperimentalmente, dipendenti esclusivamente dalle caratteristiche geometriche dell'oggetto e indipendenti dalle dimensioni del corpo e dalla velocità con cui esso si muove nel fluido.

Il primo a misurare la forza di drag e lift in termini dei loro coefficienti fu Scheilauf nel 1979. A tale scopo utilizzò un modello di mano adulta in resina plastica e, ipotizzando un flusso a velocità costante, ripeté le misurazioni variando l'angolo di attacco (α) e quello di sweepback (ψ), ovvero l'orientazione del vettore velocità della mano quando viene proiettato sul piano della mano stessa.

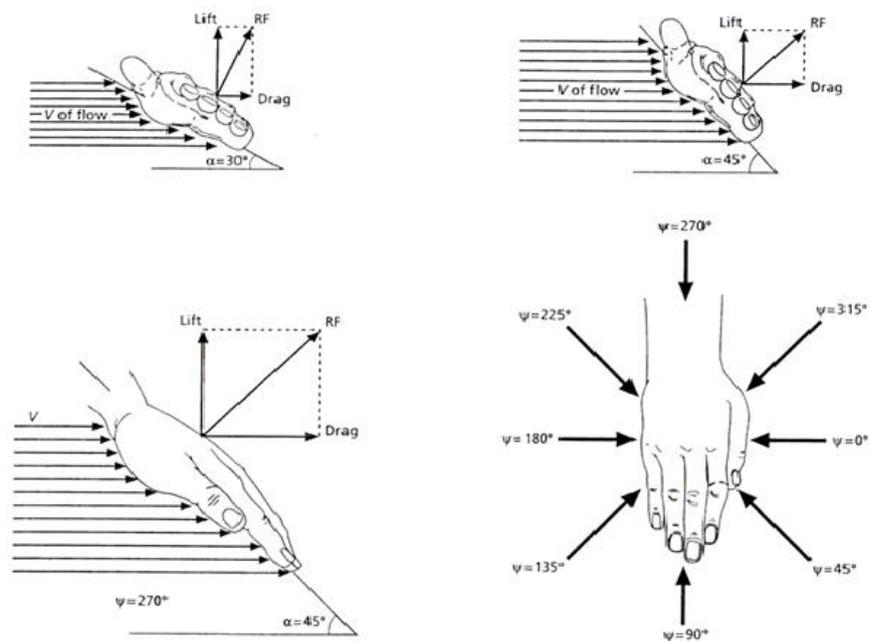


Fig. 1.5 Angolo d'attacco (α) e angolo di sweepback (ψ).

Dall'esperienza di Schleihaufer emerge che i coefficienti dipendevano fortemente dagli angoli d'attacco e di sweepback. Infatti il coefficiente di drag aumenta quasi esponenzialmente parallelamente all'angolo d'attacco sino a raggiungere il valore massimo in corrispondenza di un angolo di 90° . Diversa è la situazione per il coefficiente di lift che assume valori massimi per un angolo di 30° - 40° , mentre diventa nullo per angoli di 0° o 90° . In questo secondo caso inoltre, bisogna tener conto anche dell'influenza dell'angolo di sweepback se l'angolo d'attacco è inferiore a 60° .

E' chiaro dunque che la forza propulsiva è determinata dai contributi di due forze (drag e lift) le cui influenze sono variabili durante il moto. In generale dal suo studio Scheilauf stabilì che:

- Per angoli d'attacco compresi tra 10° e 35° la forza idrodinamica risultante è maggiormente influenzata dalla componente di lift;
- Per angoli compresi fra 35° e 55° le due componenti danno equal contributo alla forza risultante;
- Angoli superiori a 55° il contributo prevalente è quello della forza di drag.

Per quanto appena esposto, si deduce che l'inclinazione della mano va cambiata durante il gesto natatorio di modo da sfruttare al meglio le spinte di sollevamento che si generano sulle mani e massimizzare la forza propulsiva. Tale capacità appare più evidente negli atleti di élite che con l'esperienza hanno sviluppato una maggior sensibilità della mano alle variazioni di pressione. Il loro sistema neuromuscolare, tramite l'apprendimento intuitivo per

tentativi, riesce ad elaborare modelli posizionali che permettono di massimizzare trazione e spinta con un minimo coinvolgimento cerebrale.

Come conseguenza delle nuove teorie i termini tecnici relativi alle varie fasi della bracciata (presa, appoggio, trazione e spinta) vennero sostituiti con il termine inglese *sweep* che sta per movimento circolare.

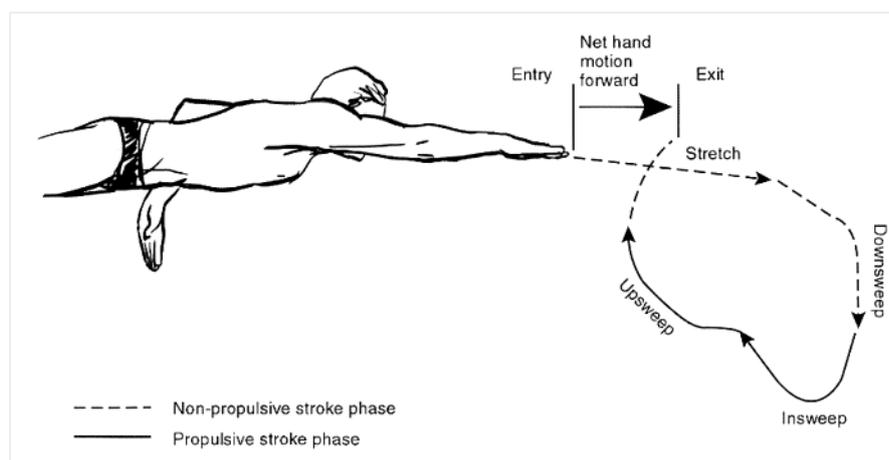


Fig. 1.6 Visione laterale della bracciata nello stile libero.

In particolare ciascuna fase della bracciata era identificata ponendo un prefisso che caratterizza la direzione principale della mano:

1. *outsweep* movimento iniziale verso l'esterno-basso-retro per ottimizzare l'attacco;
2. *downsweep* verso dietro-basso durante la quale si raggiunge la massima profondità della passata subacquea;
3. *insweep* adduzione del braccio al corpo verso interno-alto-dietro di modo da ottenere un buon impulso propulsivo;

4. *upsweep* movimento esplosivo finale di distensione dell'arto nel verso esterno-alto-dietro che garantisce la propulsione e prepara al recupero aereo dell'arto stesso per il ciclo successivo.

Gli studi circa la propulsione nel nuoto vennero portati avanti e approfonditi e nel 1984 Colwin formulò la *teoria dei vortici*. Considerata un'estensione di quella di lift, si basa sulla formazione di masse fluide in movimento circolare attorno agli arti dell'atleta che tendono ad aumentare la differenza pressoria fra superficie superiore ed inferiore.

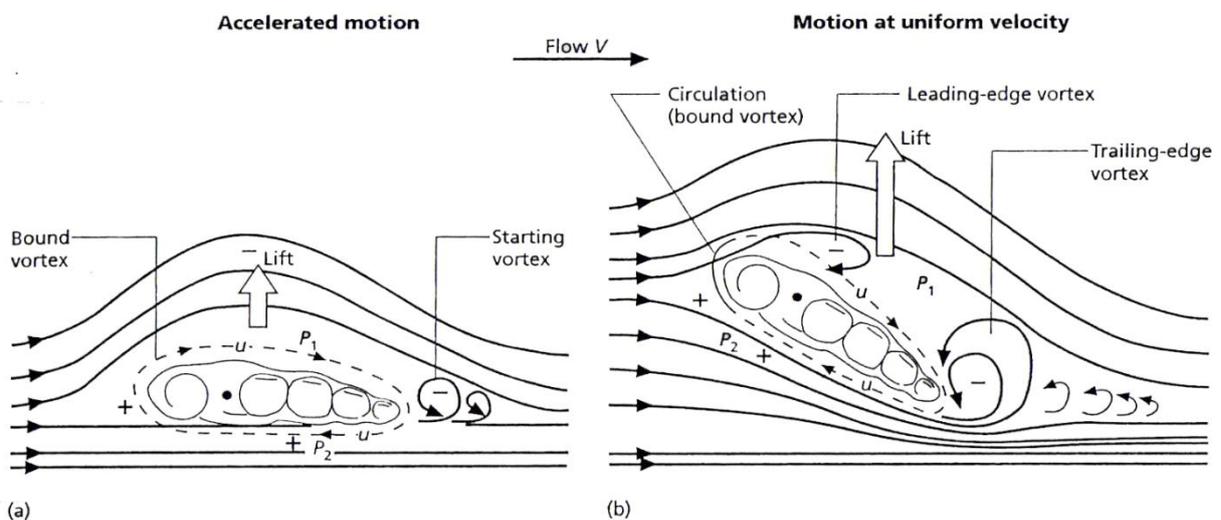


Fig. 1.7 Teoria dei vortici.

Come si vede dall'immagine (1.7), il vortice si sposta con stesso verso del fluido sulla superficie superiore, mentre con verso opposto sulla superficie inferiore. Ciò causa un aumento di velocità nel primo caso e una diminuzione nel secondo quindi, per il principio di Bernoulli, si hanno rispettivamente una diminuzione e un aumento di pressione.

Secondo Colwin inoltre la creazione di vortici sulla mano aiuta l'atleta a generare appoggi stabili riducendo lo slittamento della mano stessa. Le attuali conoscenze circa la propulsione e la fluidodinamica hanno portato a ritenere valide le precedenti teorie descritte, senza però elevarne una ad assoluta. Infatti si ritiene che la propulsione possa essere analizzata basandosi su ciascuna di esse. In particolare si teorizza che nella prima fase della passata subacquea il nuotatore crea (teoria della portanza, lift) i presupposti per applicare successivamente la forza in direzione del moto (teoria di azione-reazione) spostando poi l'acqua in modo da creare vortici per generare appoggi più stabili e meno cedevoli (teoria dei vortici). Ciò spiega perché nella bracciata ad un movimento omogeneo, nella pratica difficilmente eseguibile, se ne predilige uno con variazioni di velocità necessarie alla formazioni di un moto vorticoso e quindi di vortici.

1.4 Determinazione delle forze di drag e lift

1.4.1 Condizioni 'quasi-stazionarie'

Essendo il movimento in acqua strettamente correlato all'interazione del soggetto con il fluido circostante, determinare le forze idrodinamiche che si generano durante il nuoto è essenziale per poterne avere una comprensione precisa e approfondita. In particolare è necessario determinare le forze agenti sui segmenti corporei più coinvolti nella propulsione (mano\avambraccio) per un'analisi esaustiva e chiara della bracciata. Ad oggi i metodi utilizzati per il calcolo delle forze di drag e lift sono tre e verranno esposti in ordine cronologico. Il primo fu messo a punto da Schleihauf nel 1979, e consisteva in una misura indiretta delle forze basata sul calcolo delle stesse a partire dai coefficienti di lift e drag ricavati sperimentalmente. Come già detto in precedenza quest'ultimi dipendono dalle caratteristiche geometriche dell'oggetto con cui il fluido interagisce e sono indipendenti dalla velocità con cui viene effettuato il movimento, perciò per determinarne il valore Schleihauf misurò le forze agenti su un modello di mano immerso in acqua con orientazioni diverse e soggetta a differenti velocità. Quindi stimò i coefficienti di drag e lift in relazione a tali parametri.

Successivamente, nella seconda fase della prova, tramite a riprese video tridimensionali subacquee di un nuotatore riuscì a determinare gli angoli di attacco e sweepback e la velocità della mano dell'atleta.

Dunque tramite un processo inverso a quello precedente riuscì a determinare le forze di lift e drag sull'arto generate durante il movimento. Dato che la prova di Schleihaufer non era descritta in modo chiaro in letteratura, nel 1995 Berger rielaborò tale esperimento utilizzando un dinamometro a sei componenti per la misurazione della forza e due modelli. Entrambi erano in copertura di gomma usata per le protesi, lunghe 56 cm, riempiti di cera e fissati ad un tubo, uno rappresenta mano e avambraccio di donna e ha una superficie di 899 cm² e l'altro mano e avambraccio di uomo e ha una superficie di 964 cm². La struttura così composta era collegata solidalmente con un carrello, provvisto di dinamometro dotato di estensimetro, ed era in grado di percorrere l'intera vasca.

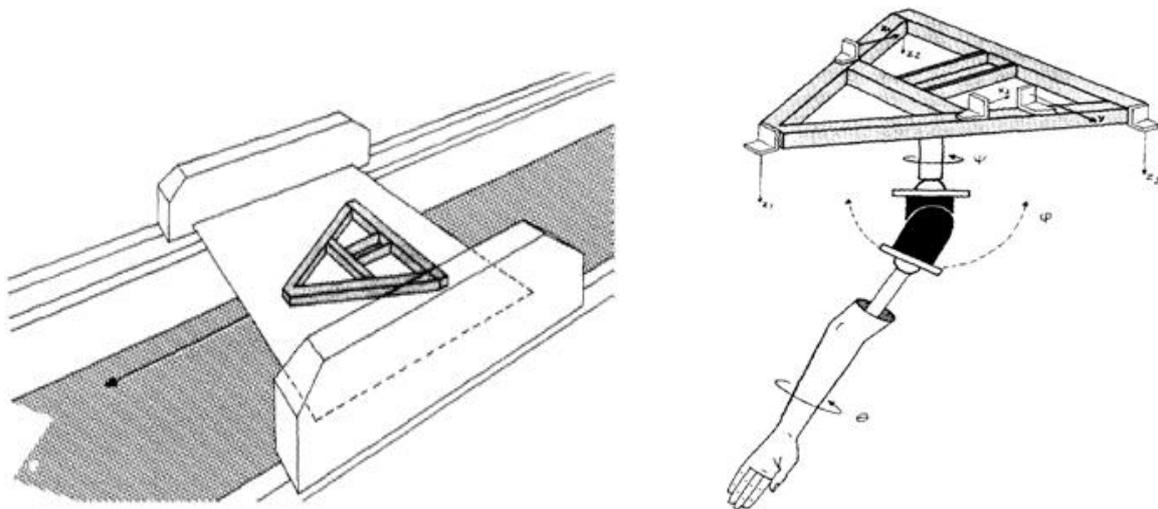


Fig 1.8 struttura utilizzata nello studio di Berger (Hydrodynamic drag and lift forces on human hand/arm models, Journal of Biomechanics 28,1995)

Come si può intuire dall'immagine (1.8) il modello è collegato al dinamometro tramite un meccanismo che permette di variare l'inclinazione e quindi gli angoli di attacco e di sweepback.

Furono perciò eseguite varie prove con diverso orientamento e a diverse velocità (0,3-3 m/s). Confrontando i lavori di Schleihauf e di Berger si notano lievi differenze tra i valori dei coefficienti di drag e lift ricavati. Infatti il primo stimò valori di C_D maggiori e valori di C_L minori rispetto a quelli ricavati dal secondo.

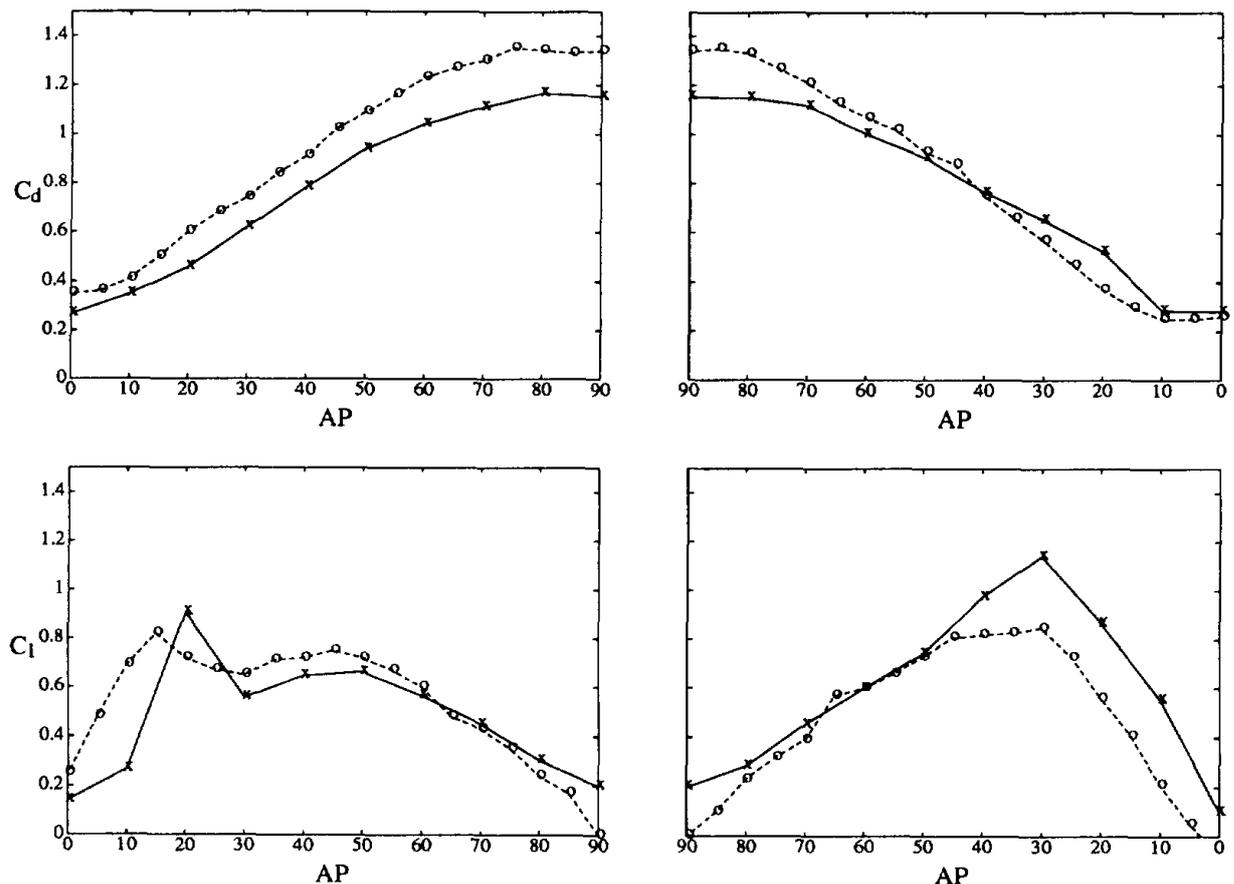


Fig. 1.9 Coefficienti di lift (C_l) e di drag (C_d) stimati da Schleihauf (o) e da Berger (x) al variare dell'angolo di attacco (AP) e con angolo di sweepback pari a 0° per la parte sinistra e a 180° per la destra. (Hydrodynamic drag and lift forces on human hand/arm models, Journal of Biomechanics 28, 1995)

Berger giustificò la sottostima della forza di lift del suo predecessore con il metodo di misurazione delle componenti della forza stessa utilizzato da quest'ultimo. Infatti

Schleihauf non fornì informazioni chiare a riguardo. Inoltre altri motivi possono riguardare i modelli utilizzati, le loro diverse dimensioni e i diversi materiali con cui furono realizzati.

Berger non si limitò a ripetere lo studio di Schleihauf ma lo ampliò valutando il contributo alla propulsione di mano e avambraccio al variare della profondità di immersione. A tal proposito effettuò prove immergendo il modello a tre diverse profondità (51,41,22 cm).

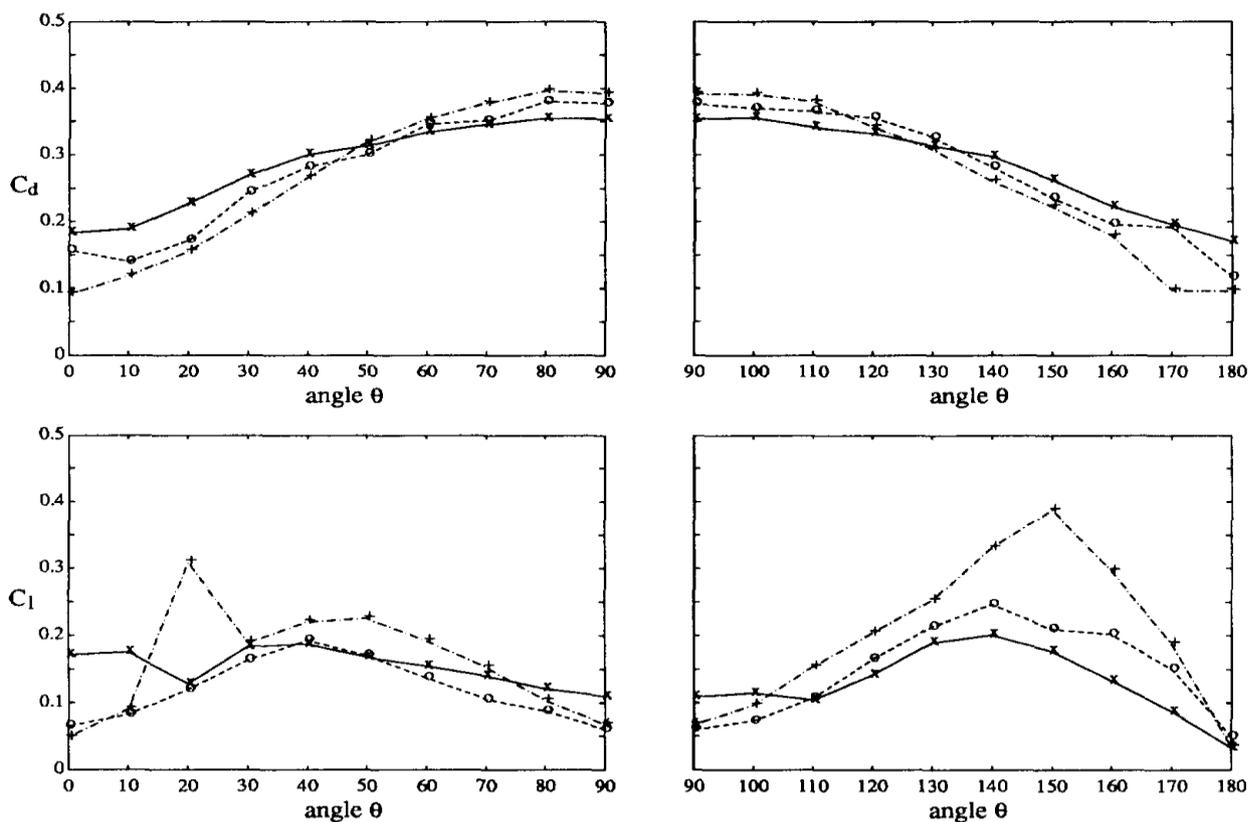


Fig. 1.10 Coefficienti di drag (C_d) e lift (C_l) al variare dell'angolo di sweepback, con angolo di attacco costante (0°), immergendo il modello a diverse profondità $x=51\text{cm}$, $o=41\text{cm}$, $+ =22\text{cm}$. (Hydrodynamic drag and lift forces on human hand/arm models, Journal of Biomechanics 28, 1995)

Dall'immagine 1.10 si può notare come il coefficiente di lift sia più sensibile alle variazioni di profondità e come,

inoltre, al diminuire di quest'ultima presenti una dipendenza maggiore dalla direzione.

Il procedimento del calcolo indiretto delle forze di drag e lift presenta dei vantaggi, quali l'assenza di vincoli meccanici applicati al nuotatore che potrebbero modificare il naturale movimento, e degli svantaggi. Infatti non è possibile fornire un feedback immediato ad atleti e allenatori in quanto l'elaborazione dei dati richiede tempi abbastanza lunghi, ed inoltre la precisione con cui vengono determinati i coefficienti e quindi le forze dipendono sensibilmente dall'immagine video. Per ridurre la dipendenza della precisione dalle immagini video Takagi e Wilson nel 1999 studiarono una tecnica diversa per la stima delle forze idrodinamiche. Pensarono di limitare lo studio alla sola mano e di misurare direttamente la differenza di pressione tra palmo e dorso di modo da risalire alla forza agente grazie alla relazione:

$$P = F/A$$

in cui P è la pressione generata dalla forza F agente su una superficie di area A. La prova fu divisa in due parti: nella prima venne determinata la distribuzione della pressione sull'intera mano utilizzando un modello; nella seconda venne stimata la forza agente sulla mano durante il nuoto tramite sensori di pressione. Il modello di mano utilizzato nella prima parte fu realizzato in resina, inoltre su entrambi i lati dello stesso (palmo e dorso) furono realizzate delle scanalature in corrispondenza delle quali furono fissati dei tubicini provvisti di fori di 1 mm di diametro. Dopo aver collegato ciascun tubicino ad un sensore di

pressione la struttura venne posizionata al centro di una galleria del vento e, ad ogni misurazione di pressione, solo un foro per tubicino veniva lasciato aperto mentre gli altri erano coperti da nastro in vinile. Furono quindi realizzati 88 punti di misurazione sulla superficie della mano.



Fig. 1.11 Modello utilizzato da Takagi e Wilson

Dato che per una velocità di flusso di 0,8 m/s, ad una temperatura di 26°C, il numero di Reynolds caratterizzante il fluido che interagisce con la mano durante il nuoto corrisponde a $2,72 \cdot 10^5$, nelle misurazioni in galleria del vento furono ricreate le stesse condizioni mantenendo la velocità del flusso ad un valore costante di 12 m/s. Per ricavare la differenza di pressione media tra il palmo e il dorso della mano (P_{mean}) sono state sommate le componenti normali alla superficie della mano corrispondenti a ciascuna misurazione della pressione. In seguito sono state ricavate le differenze di pressione in corrispondenza delle articolazioni metacarpo-falangee II, III, IV, V (P_A, P_B, P_C, P_D) e, usando la regressione multipla di seguito esposta, sono riusciti a ricavare la relazione tra la pressione media e le pressioni indicate in precedenza.

$$P_{\text{mean}} = 0.045P_A + 0.186P_B + 0.554P_C + 0.013P_D + 7.558$$

Per la seconda parte dello studio è stato chiesto a dei nuotatori professionisti di indossare otto sensori di pressione, resistenti all'acqua con di diametro di 6mm e

spessore 1mm, di cui quattro sul palmo e quattro sul dorso in corrispondenza delle articolazioni metacarpo-falangee II, III, IV, V.

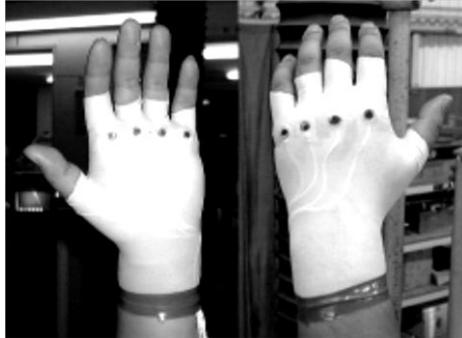


Fig. 1.12 Sensori di pressione utilizzati da Takagi e Wilson

Così equipaggiati e provvisti di un guanto protettivo in nylon, è stato poi loro chiesto di nuotare per resistere a quattro forze diverse (0 N, 12.7 N, 25.5 N, 38.2 N) con cui venivano trainati tramite una corda legata in vita. Data la loro posizione sulla mano ogni sensore ha misurato sia la pressione idrostatica che quella idrodinamica, ma la prima è stata eliminata tramite la differenza di pressione fra palmo e dorso.

Una volta aver eliminato la componente statica, il valor medio della pressione agente sulla mano è stato ricavato sfruttando la regressione multipla mostrata in precedenza e, di conseguenza, la forza risultante (F_{HR}) agente perpendicolarmente è stata ottenuta dal prodotto fra pressione e area di impatto della mano. Le riprese video subacquee tridimensionali hanno permesso di poter valutare l'orientamento della mano durante il nuoto, in merito a ciò è stato possibile valutare la componente della forza risultante in direzione del moto (F_{HV}). Questa è stata poi confrontata con

quella esercitata sui nuotatori tramite la corda (F_{EL}), ed è stata ricavata una relazione lineare del tipo:

$$F_{HV} = 0.328F_{EL} + 7.563$$

Essendo stati ricavati i valori di F_{HV} solo per la mano destra ci si attenderebbe una pendenza della retta espressa dalla relazione precedente di 0.5. Infatti essa dovrebbe sostenere metà della forza esercitata sul nuotatore F_{EL} , tuttavia essendo questo studio limitato alla mano Takagi e Wilson ritennero i risultati accettabili e tale metodo per il calcolo della forza propulsiva nel nuoto venne convalidato. Nel 2001 Takagi utilizzò lo stesso metodo per valutare l'influenza dell'abduzione e dell'adduzione del pollice sulle caratteristiche idrodinamiche della mano. A tale scopo si avvalse di due modelli in resina, uno con il pollice abdotta e uno con il pollice addotta. Come nello studio precedente entrambi furono posizionati al centro di una galleria del vento mantenendo una velocità di flusso di 12 m/s. Conoscendo poi la pressione agente perpendicolarmente a ciascuna delle 88 suddivisioni e supponendo la superficie della mano piana, Takagi poté calcolare le forze di drag e lift agenti sul modello:

$$L = \sum_{n=1}^{88} \Delta S_n P_n \sin(\theta_n + \alpha)$$

$$D = \sum_{n=1}^{88} \Delta S_n P_n \cos(\theta_n + \alpha)$$

Analizzando l'immagine risulta chiaro il significato di ciascun termine: α angolo di attacco e ΔS_n area della sezione. Conoscendo le forze inoltre, è possibile determinare il valore dei coefficienti tramite le relazioni:

$$C_D = D/0.5\rho SV^2$$

$$C_L = L/0.5\rho SV^2$$

con S superficie totale della mano e V velocità del flusso.

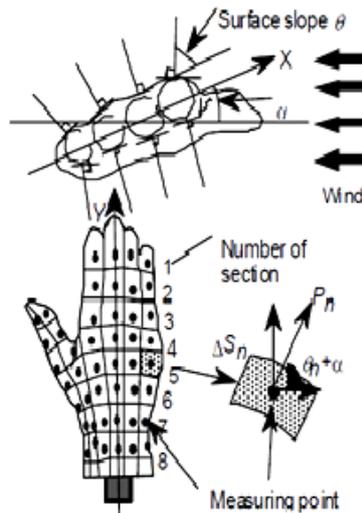


Fig. 1.13 Definizione dell'orientamento della mano e procedura per il calcolo del lift e del drag

Seguendo tali procedimenti furono effettuate diverse prove modificando l'angolo di attacco che fu fatto variare da 0° a 180° . Come già noto dalla letteratura si verificò una variazione dei coefficienti di lift e drag ma fu interessante notare l'influenza che la posizione del pollice aveva sui mutamenti.

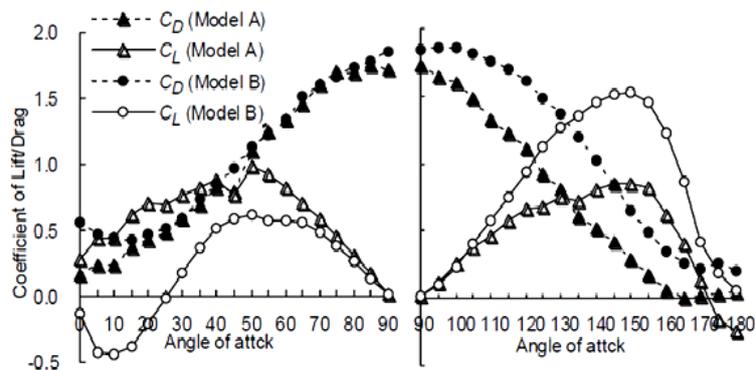


Fig. 1.14 Coefficienti di lift e di drag al variare dell'angolo di attacco (Modello A= pollice abdotto, Modello B= pollice addotto)

Indicando con modello A quello con il pollice abdutto e con modello B quello con il pollice addotto, dalla fig. 1.14 si nota un generale aumento del coefficiente di drag nel secondo modello. Diverso è il caso del coefficiente di lift che pare essere maggiore nel primo modello per angoli di attacco compresi fra 0° e 90° , mentre diventa inferiore al secondo modello per angoli tra 90° e 180° . Questo studio evidenziò come per un inclinazione della mano inferiore ai 90° è più efficace mantenere il pollice abdutto, mentre per orientazioni superiori, sino ai 180° , è più conveniente tenerlo in posizione addotta. Takagi dimostrò dunque che la posizione del pollice influenza la distribuzione della forza agente sulla mano e quindi il processo propulsivo. Nel 2002 Takagi e Sanders, utilizzando lo stesso metodo, vollero misurare la forza propulsiva agente sulla mano di nuotatori professionisti nei quattro stili di nuoto. Quindi mantenendo la stessa strumentazione e le stesse modalità di applicazione (vedi fig. 1.12), misurarono la pressione esercitata in direzione normale alla superficie del sensore. Dopo aver ricavato la forza risultante, furono in grado di definire e calcolarne le componenti normale (F_V) e trasversale (F_H) al palmo utilizzando le seguenti relazioni matematiche:

$$F_V = \sum_{n=1}^8 P_n \cos\theta (A/8)$$

$$F_H = \sum_{n=1}^8 P_n \sin\theta (A/8)$$

con θ l'angolo compreso fra la superficie del sensore e l'asse standard definito, come la retta passante fra la II e la V articolazione metacarpo-falangea; P_n la pressione misurata dal n-esimo sensore; A area di impatto con il fluido. Dai risultati ottenuti per i diversi stili, di seguito

riportati in fig. 1.15, si evince una dinamica di gran lunga superiore per la F_V durante il nuoto rispetto alla F_H . Tale evidenza sperimentale è dovuta al fatto che la prima corrisponde direttamente alla propulsione mentre la seconda è riconducibile alla direzione della mano rispetto al moto.

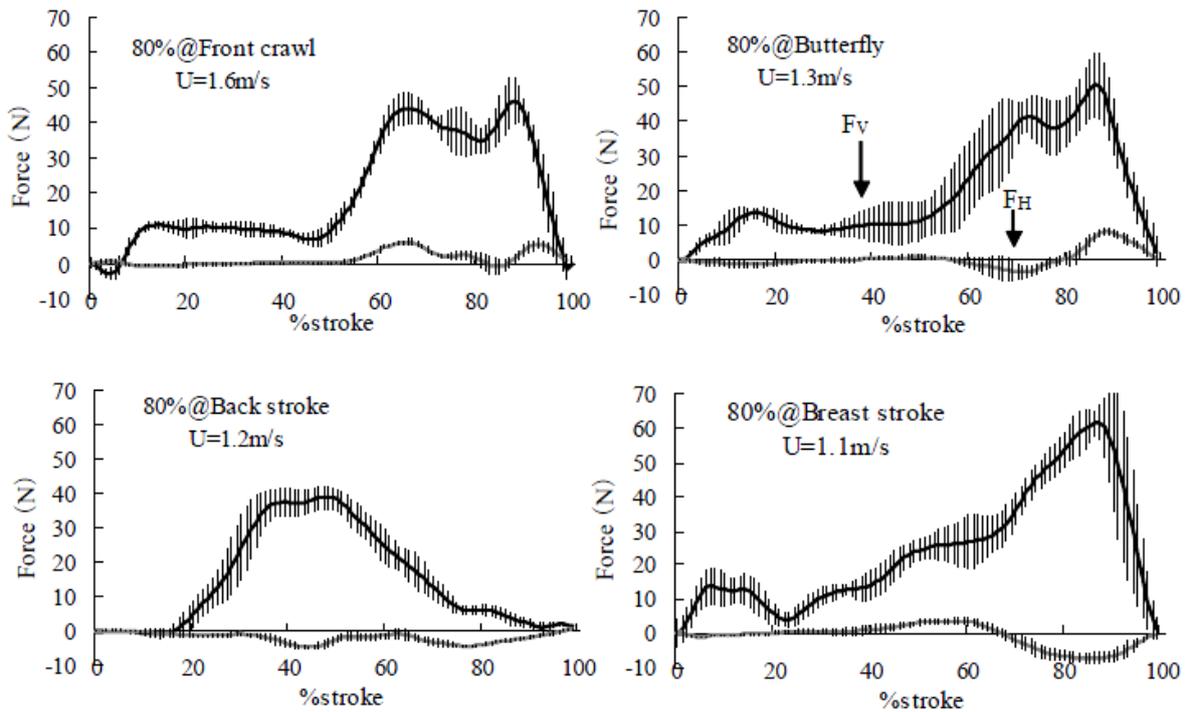


Fig. 1.15 Componenti verticali (F_V) e orizzontali (F_H) della forza agente sulla mano nei quattro stili.

I metodi pensati e validati da Schleihauf(1979) e Takagi(1999) per la stima delle forze di drag e lift richiedono esperimenti costosi e complessi oltre a tempi di elaborazione dati non brevi. Per cui Bixler e Rieward nel 2002 per primi effettuarono una analisi 3D utilizzando un metodo alternativo che consente di applicare le tecniche della fluidodinamica computazionale (CFD, *Computational Fluid Dynamics*) al calcolo delle forze agenti sulla mano dell'atleta durante il nuoto a

seconda dei diversi angoli di attacco. Questa tecnica permette di superare le difficoltà imposte dalle rilevazioni empiriche dei dati come ad esempio la generazione di onde che sono fonte di rumore per i dispositivi di acquisizione e, inoltre, di avere una visione più dettagliata delle caratteristiche del flusso che circonda il braccio e la mano dell'atleta. Con la CFD le equazioni di Navier-Stokes possono essere sostituite da equazioni algebriche discretizzate che possono essere risolte da software specifici (Fluent in questo caso).

Il modello utilizzato per lo studio fu ottenuto basandosi sull'anatomia del braccio e della mano destri di un uomo adulto con pollice addotto e polso in posizione neutra. La geometria del modello fu ottenuta tramite un processo di *meshing* adattativo che ha portato alla suddivisione del modello in 215,000 celle come mostrato in fig 1.15

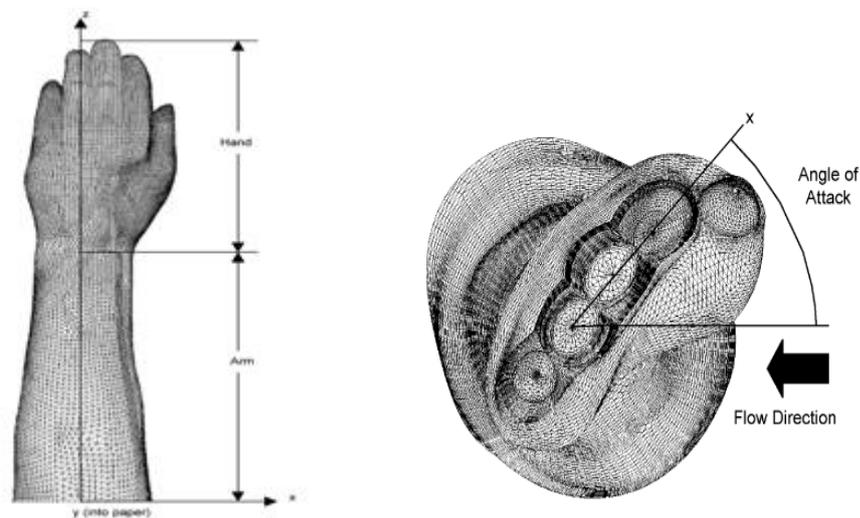


Fig. 1.15 Superficie della mano e del braccio in seguito all'operazione di *meshing* e sistema di coordinate. (Analysis of a swimmer's hand and arm in steady flow conditions using computational fluid dynamics, *Journal of Biomechanics* 35,2002)

Fig. 1.16 Angolo di attacco. (Analysis of a swimmer's hand and arm in steady flow conditions using computational fluid dynamics, *Journal of Biomechanics* 35,2002)

Durante le simulazioni eseguite nello studio vennero fatti variare l'angolo di attacco (tra 15° e 195° con passo di 15°) e la velocità (fra i 0.4 e i 3.0 m/s). L'angolo di sweepback venne, invece, tenuto fisso al valore di 0° .

Tramite il metodo CFD furono ricavati i valori dei coefficienti di drag e lift per mano, avambraccio e sistema mano e avambraccio. Il loro andamento in relazione all'angolo d'attacco è di seguito riportato:

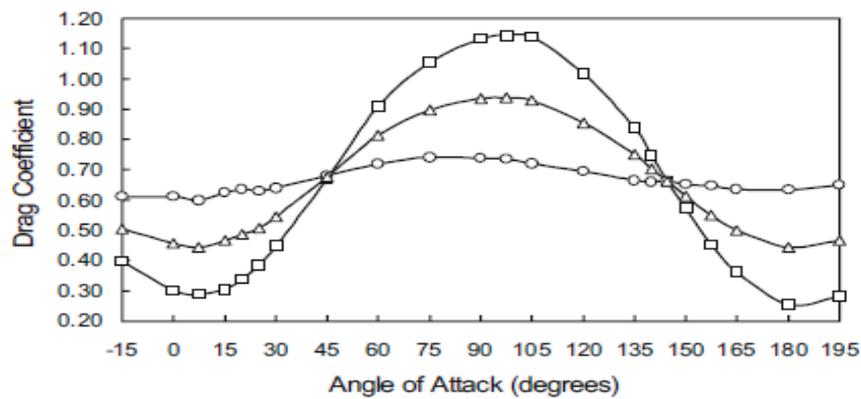


Fig. 1.18 Coefficienti di drag al variare dell'angolo di attacco (□ mano, ○ avambraccio, △ totale) (Analysis of a swimmer's hand and arm in steady flow conditions using computational fluid dynamics, *Journal of Biomechanics* 35, 2002)

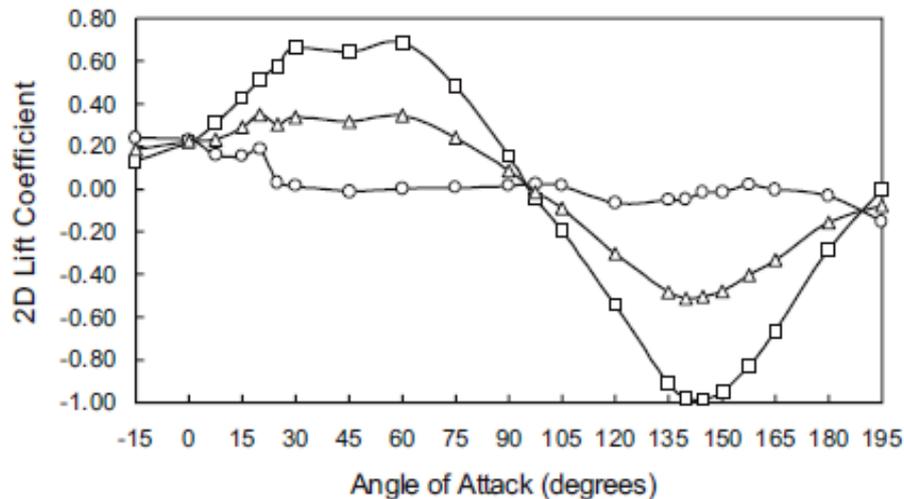


Fig. 1.17 Coefficienti di lift al variare dell'angolo di attacco (□ mano, ○ avambraccio, △ totale) (Analysis of a swimmer's hand and arm in steady flow conditions using computational fluid dynamics, *Journal of Biomechanics* 35, 2002)

Osservando i grafici è possibile notare che il coefficiente di drag della mano raggiunge il valore minimo per angoli di 0° e 180° mentre assume valore massimo per un angolo di 95° ($C_D=1.15$). In generale i valori dei coefficienti ottenuti tramite questo studio risultano essere molto simili a quelli ottenuti in quelli precedenti, quindi il metodo venne ritenuto valido.

Recentemente (2009) Marinho e Rouboa hanno adottato questa tecnica per ampliare lo studio circa la posizione del pollice e la sua influenza nella propulsione già affrontato da Takagi nel 2001. A tal proposito furono utilizzati tre modelli (pollice addotto, parzialmente addotto, completamente addotto) ottenuti tramite la tomografia computerizzata della mano di un nuotatore olimpico (Fig. 1.18).

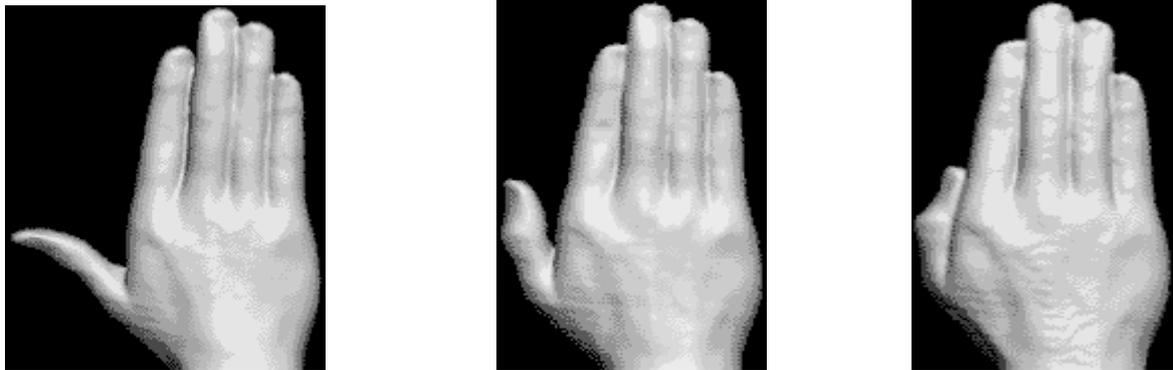


Fig. 1.18 Modelli di mano con il pollice nelle diverse posizioni: totalmente abdotto, parzialmente abdotto e addotto. (Hydrodynamic analysis of different thumb positions in swimming, Journal of Sports and Medicine 8,2009)

Tramite la CFD sono state stimate le forze e le componenti di drag e lift per ciascun modello, e sono di seguito riportate.

I valori dei coefficienti di drag non sembrano presentare sostanziali differenze al variare del modello in relazione al quale sono state calcolati. Tuttavia nel caso di pollice addotto i valori risultano leggermente superiori. La massima intensità raggiunta dai C_D è in corrispondenza di un angolo di attacco di 90° e vale 1.0 circa.

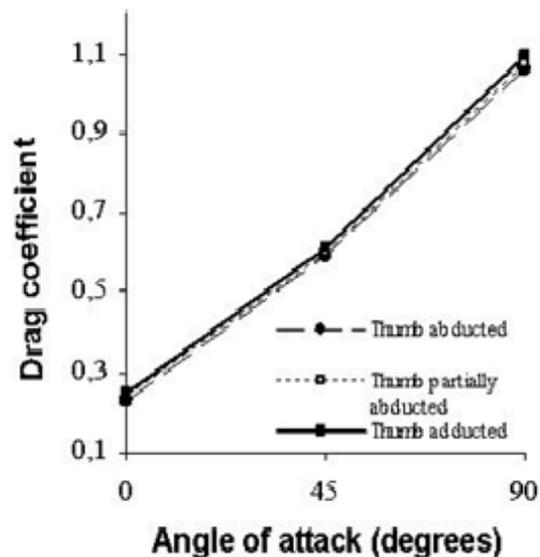


Fig. 1.19 Coefficienti di drag ottenuti da Marinho in relazione alla variazione dell'angolo di attacco. (Hydrodynamic analysis of different thumb positions in swimming, Journal of Sports and Medicine 8,2009)

Nel caso del coefficiente di lift la posizione del pollice influenza il suo valore che raggiunge il massimo ($C_L=0.6$) in corrispondenza di un angolo di 45° . Inoltre nel caso di pollice abdotto i valori risultano in generale maggiori rispetto agli altri modelli per angoli compresi tra 0° e 45° .

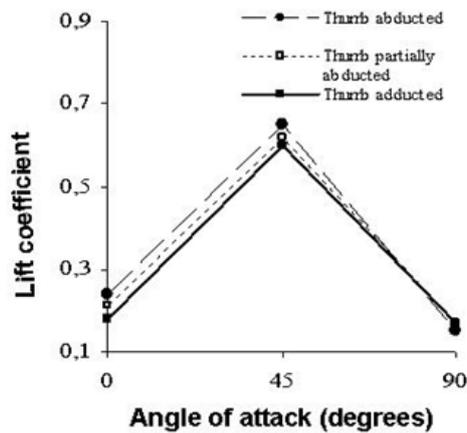


Fig. 1.20 Coefficienti di lift ottenuti da Marinho in relazione alla variazione dell'angolo di attacco. (Hydrodynamic analysis of different thumb positions in swimming, Journal of Sports and Medicine 8,2009)

Da questo studio si evince dunque che, per posizioni della mano in cui la forza di lift è predominante, è conveniente, ai fini dell'aumento dell'efficienza, mantenere il pollice in posizione abdotta; mentre in posizioni in cui è la forza di drag la componente principale è più conveniente disporre il pollice in posizione addotta. Nello stesso anno (2009) Minetti e Masters utilizzarono la CDF per ampliare lo studio appena descritto e determinare qual è la posizione ottimale delle dita della mano ai fini della propulsione. Tale lavoro di ricerca nasce dall'intenzione di valutare se la tendenza dei nuotatori di élite a mantenere le dita distanziate è da attribuire ad una tendenza naturale o ad un aumento dell'efficacia della bracciata. Gli 8 modelli di mano sono

stati realizzati tramite un processo di meshing 3D che ha portato alla formazione di 34038 elementi superficiali triangolari e 650000 celle tetraedriche. Ciascun modello differisce dagli altri per lo spazio presente fra le dita. Ognuno di essi è stato esposto a quattro flussi virtuali, ciascuno con direzione perpendicolare al modello, così da rendere indipendenti dalla velocità i coefficienti di drag ricavati. I risultati ricavati dallo studio sono riportati nella Fig. 1.21.

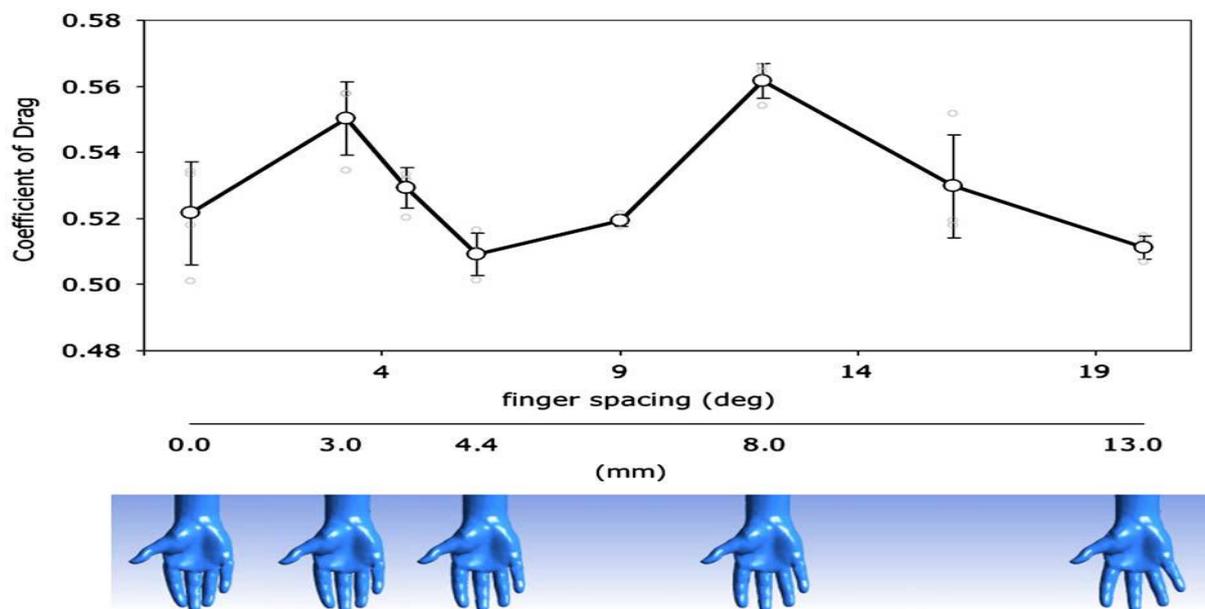


Fig. 1.21 Coefficiente di drag in relazione al variare dello spazio fra le dita. (The optimum fingerspacing in human swimming, *Journal of biomechanics*, 42, 2009)

Il valore massimo del coefficiente di drag si ha in corrispondenza di uno spazio fra le dita di 8 mm che viene quindi indicata come distanza ottimale. Un aumento del coefficiente di drag coincide con un aumento dell'area di impatto e, per la velocità di 2.5 m/s tipica dei nuotatori d'élite (Maglischo, 2003), con un'ulteriore spinta. Tale studio inoltre stabilisce che nel caso della posizione ottimale il C_D

è 8.8% maggiore rispetto ai casi di dita completamente unite e/o completamente aperte. Dalla visualizzazione in CDF del flusso attorno alla mano (fig.1.22) la determinazione dello spazio ottimale sembra essere determinato da due fattori: la regione di scia e i vortici generati sul lato dorsale della mano.

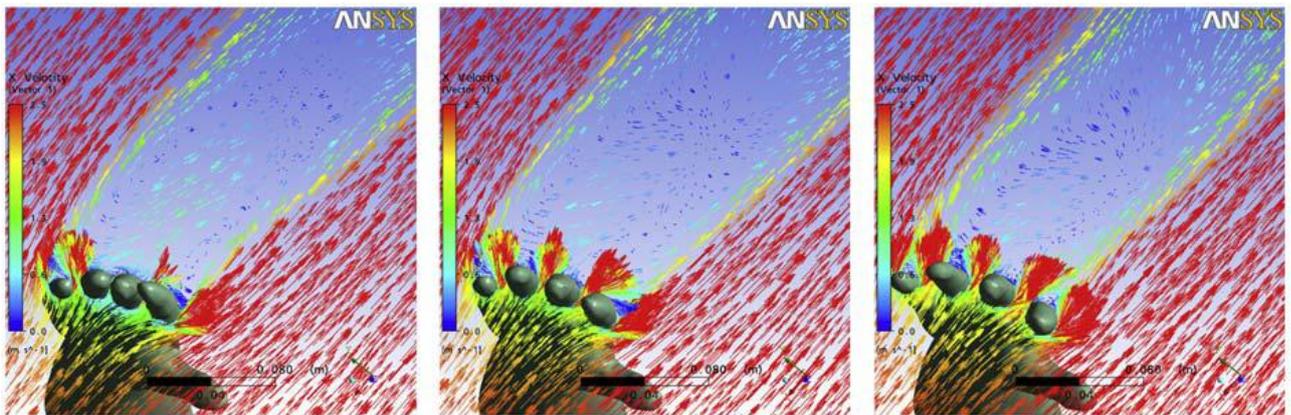


Fig 1.22 Vista del flusso lungo un piano orizzontale situato a livello mediale delle dita, ad una velocità di flusso di 2.5 m/s, dita chiuse (sinistra), dita a distanza ottimale (centro), dita aperte (destra). (The optimum fingerspacing in human swimming, Journal of biomechanics, 42, 2009)

Infatti una maggior regione di scia dietro la mano garantisce una maggior differenza di pressione tra dorso e palmo e, quindi, una maggior propulsione. Al contrario la formazione di vortici determina un aumento del flusso nella regione posteriore alla mano e di conseguenza un incremento della pressione sul dorso che tende, a sua volta, a far diminuire la differenza pressoria rispetto al palmo. Dalla fig.1.22 è chiaro che nel caso di dita posizionate alla distanza ottimale il flusso d'acqua fra le dita riduce la formazione di vortici e quindi un miglioramento della forza di drag.

Appare inoltre, che il sistema neuromuscolare sia autonomamente in grado di definire la posizione ottimale delle

dita che coincide con quella naturalmente adottata dagli atleti.

1.4.2 Condizioni non stazionarie

Gli studi descritti nel paragrafo precedente ipotizzavano che il flusso fosse 'quasi-stazionario' cioè, che le variabili necessarie alla sua determinazione possano essere diverse da punto a punto ma comunque indipendenti dal tempo. Infatti i coefficienti di drag e lift sono stati ricavati considerando fissa la velocità del flusso, la direzione del moto e l'orientamento della mano. Tuttavia ritenendo valida la teoria dei vortici di Colwin, non possono essere trascurati gli effetti che il moto turbolento del fluido (vortice) attorno alle mani degli atleti implica. Infatti anche in condizioni di velocità e orientazione costanti, la formazione di vortici genera forze non stazionarie in prossimità degli arti stessi. Nella realtà, inoltre, l'atleta cambia in continuazione l'angolo d'attacco e velocità durante il movimento. La dimostrazione pratica di quanto appena esposto è stata portata a termine da Touissaint et al. nel 2002 attraverso uno studio in cui collegava dei fili di lana al braccio e alla mano sinistra di un atleta per studiare l'andamento del flusso durante lo stile libero. E' stato così possibile notare che, come già ipotizzato, la direzione e la velocità di dita e gomito variano apprezzabilmente nelle fase di insweep e outswEEP così come la direzione del flusso che presenta le maggiori variazioni nella fase di insweep.

Touissaint ampliò il suo studio misurando le forze di drag basandosi su un sistema noto come MAD (*Measuring Active Drag*).

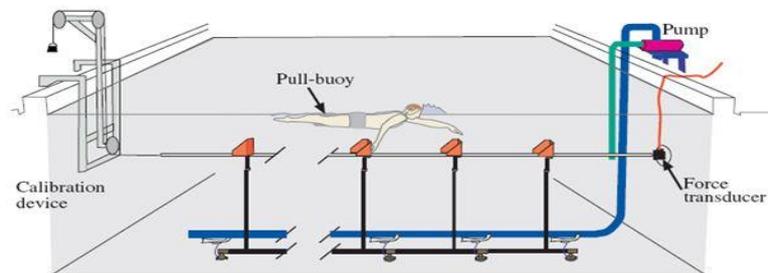


Fig. 1.23 Sistema MAD. (Biomechanics of swimming, Mechanics and Energetics of Swimming, 2000)

Questo sistema permette di misurare direttamente la forza di drag poiché l'atleta spinge su delle palette fissate a 80 cm di profondità, collegate tramite un'asta ad un trasduttore di forza. I risultati dello studio evidenziarono che la forza di drag misurata da Schleihauf e da Berger risulta circa il 17% minore rispetto a quella misurata con il sistema MAD.

Il primo che si propose di stimare le forze di lift e drag in condizioni di flusso non stazionario fu Sanders nel 1999. Nel suo studio egli incluse anche l'accelerazione della mano (da -3 a 7 m/s^2) anche se con valori inferiori a quella generalmente registrate durante l'atto natatorio. L'aggiunta di questo nuovo parametro imponeva delle rivisitazioni delle leggi della fluidodinamica usate precedentemente. Infatti nel caso di moto accelerato anche una parte di fluido viene messa in moto e quindi bisogna tener conto della forza ad essa legata detta forza di massa aggiunta. Sanders, inoltre, tenne conto delle tre componenti della forza idrodinamica: la forza di drag in direzione del moto (asse X) e le due componenti della forza di lift rispettivamente secondo gli assi Y e Z. Ipotizzando

l'accelerazione solo nella direzione del moto è possibile definire la forza risultante come somma delle sue componenti:

$$F = (C_x \rho A |v^2|) / 2 + (C_y \rho A |v^2|) / 2 + (C_z \rho A |v^2|) / 2 + m_x |a_x| + m_y |a_y| + m_z |a_z|$$

con C_x C_y C_z rispettivamente i coefficienti di drag e lift, A l'area del palmo della mano, ρ la densità del fluido, m_x m_y m_z la massa d'acqua accelerata nelle tre direzioni. Tuttavia essendo possibile determinare la massa di acqua accelerata, la direzione e l'intensità dell'accelerazione solo sperimentalmente, è necessario aggiungere ulteriori coefficienti (D_x , D_y , D_z) per i termini legati alla variazione di velocità:

$$m_x a_x = D_x \rho A a_x$$

$$m_y a_x = D_y \rho A a_x$$

$$m_z a_x = D_z \rho A a_x$$

Per le misurazioni Sanders utilizzò un modello di mano in resina collegato solidalmente ad una colonna, collegata a sua volta ad una cella di carico per la misurazione delle forze, che rende possibile variare l'inclinazione e l'orientazione rispetto al flusso. I valori del coefficiente di drag così ottenuti sono di seguito riportati (fig. 1.23)

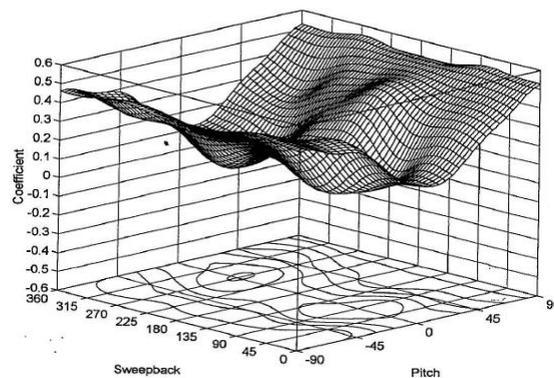


Fig. 1.23 Coefficienti di drag, ottenuti da Sanders, al variare dell'angolo di attacco e dell'angolo di sweepback,

In generale i coefficienti di drag e lift ottenuti da Sanders sono minori rispetto a quelli determinati da Schleihauf(1979) e Berger(1995). Infatti il massimo valore di C_D trovato in quest'ultimo studio è pari a 0.59, mentre per Berger è di 1.2 e per Schleihauf è di 1.4.

Ad un attento confronto dei dati ricavati dagli studi sopra citati sembrerebbe che la differenza sia da attribuirsi all'approssimazione dell'area, cioè negli studi precedenti i coefficienti sembrano riferirsi ad una lamina piana mentre in questo ad una sfera. Inoltre i valori di Schleihauf e Berger risultano sovrastimati poiché il modello è stato posto troppo vicino alla superficie dell'acqua, mentre quelli di Sanders sono sottostimati a causa della colonna di sostegno che ha un C_D maggiore senza modello applicato. Per quanto riguarda i coefficienti legati all'accelerazione (D_x , D_y , D_z) essi risultano in media corrispondere al 6% di quelli di drag e lift (C_x , C_y , C_z) legati alla velocità. In definitiva l'accelerazione conferisce alla forza totale un contributo di 5N che non può quindi essere trascurato nello stimare le forze agenti sulla mano durante il nuoto.

Più recentemente(2007) Kudo ha sviluppato uno studio che ha lo scopo di sviluppare un metodo di calcolo delle forze di drag e lift tramite un'unica relazione matematica adattabile a diverse orientazioni della mano. Il modello di mano da lui adottato è costruito in silicone, la posizione delle dita non prevede interspazi e il pollice è abdotto e contenuto nel piano delle dita stesse. La superficie piana della mano è stimata $0.0148m^2$ e su di essa sono stati fissati 12 sensori di pressione così disposti:

- 9 sulle teste metacarpali delle dita (da p1 a p5 sul palmo e da p7 a p11 sul dorso);
- 2 alla base della seconda falange del secondo e del quarto dito, sul lato del palmo (p6 e p12);
- 1 lateralmente alla testa metacarpale del quinto dito (p1).

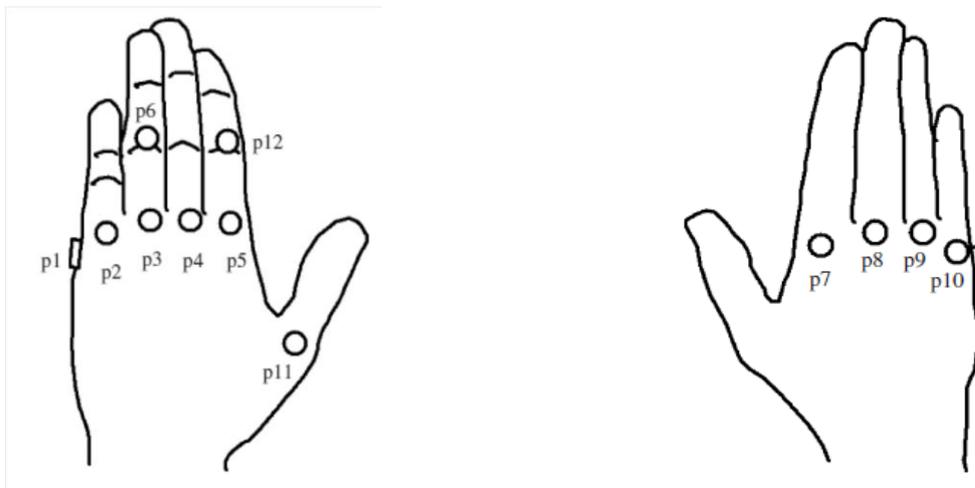


Fig. 1.24 Forma del modello di mano e posizione dei sensori di pressione. (Prediction of fluid forces acting on hand model in unsteady flow conditions, Journal of Biomechanics, 41, 2008)

Il modello precedentemente descritto è connesso ad una cella di carico per la misurazione delle forze agenti è collegato ad un'asta metallica provvista di un anello metallico che permette alla stessa di ruotare. Quest'ultima viene coperta da un modello cilindrico di avambraccio, posizionato al di sopra della cella di carico per evitare di introdurre errori nelle misurazioni, naturalmente il gap fra il modello di mano e quello di avambraccio è rivestito da un materiale resistente all'acqua. Il sistema nel complesso è visibile nella fig. 1.25:

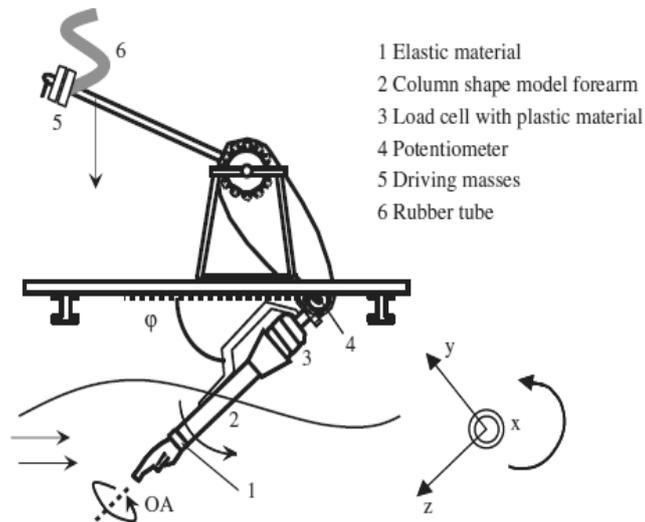


Fig. 1.25 Struttura usata da Kudo. (Prediction of fluid forces acting on hand model in unsteady flow conditions, *Journal of Biomechanics*, 41, 2008)

La forza risultante (H) data dalla distribuzione di quelle idrodinamiche sul modello di mano, da quella dipendente dalla massa d'acqua aggiunta in seguito all'accelerazione e dagli effetti derivati dalla presenza di vortici, è esprimibile dalla seguente espressione matematica:

$$H = ma - R - W - B - T$$

con m e W rispettivamente massa e peso del sistema mano e asta metallica, a accelerazione del centro di massa del modello, R forza risultante misurata dalla cella di carico, T forza elastica esercitata sul modello dal materiale usato per riempire il gap tra mano e avambraccio e B spinta idrostatica (precedentemente misurata) agente sul modello.

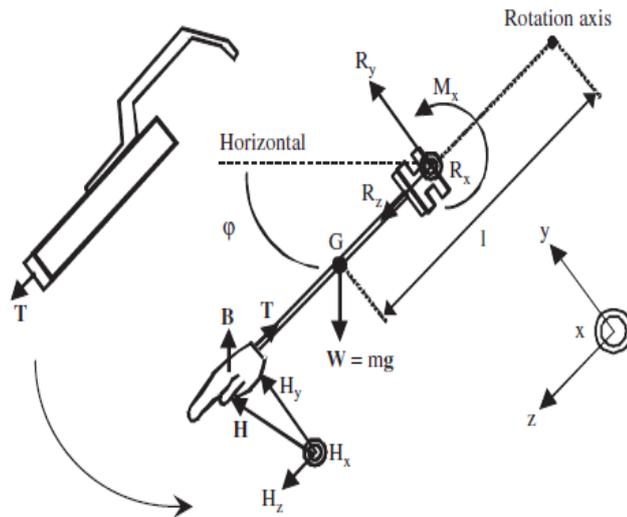


Fig.1.26 Forze agenti sul modello. (Prediction of fluid forces acting on hand model in unsteady flow conditions, *Journal of Biomechanics*,41, 2008).

Conoscendo l'intensità della forza (H) e la direzione del flusso relativa alla mano è possibile determinare le forze di drag e lift, scomposta a sua volta nelle due componenti quella in direzione X e quella normale alla forza di drag stessa. Inoltre la pressione direttamente misurata contiene sia la componente idrodinamica sia quella idrostatica. Nota quest'ultima, l'orientamento della mano e della posizione dei sensori, è possibile determinare la pressione dinamica sottraendo quella idrostatica a quella misurata.

Le misurazioni sono state effettuate per velocità comprese fra 0.6 m/s e 3.5 m/s e accelerazioni comprese fra -11.4 m/s^2 e 20.6 m/s^2 . Ad un'attenta analisi è possibile notare che questo studio contiene in se tre limitazioni:

- i range di velocità e accelerazioni usate in questo studio, seppur vicine a quelle raggiunte da nuotatori di élite (velocità massima della mano 3.6 m/s, Schleihau 1984; accelerazione massima della mano 25 m/s^2 ,

accelerazione minima -10 m/s^2 ,Ohgi et al.,2000) sono inferiori a quest'ultime;

- la struttura approssima bene il movimento della mano durante il nuoto ma non le rotazioni attorno al suo asse longitudinali che sono presenti nella fase di insweep e upsweep;
- benché la differenza di grandezza tra le mani dei nuotatori professionisti sia poca, l'utilizzo nello studio di un unico modello di mano può introdurre un errore nella misurazione.

Tuttavia, essendo i dati rilevati tramite questo procedimento concordi con quelli determinati dagli studi precedenti, questo può essere ritenuto un metodo valido per la determinazione delle forze agenti sulla mano durante il nuoto.

Il primo ad utilizzare le tecniche della fluidodinamica computazionale nel caso di fluido non stazionario è stato Rouboa nel 2006. Tale studio prevede il confronto dei coefficienti di drag in condizioni non stazionarie con quelli rilevati in condizioni stazionarie. A tale scopo sono stati utilizzati tre diversi modelli e i risultati ottenuti hanno dimostrato che i C_D ottenuti in condizioni di flusso accelerato producano una forza del 22.5% maggiore rispetto alla corrispondente in condizioni stazionarie. Ne è un esempio il coefficiente calcolato in condizioni di flusso stazionario, ad una velocità costante di 2.0 m/s e con un'inclinazione di 90° che risulta essere pari a 1.16. La forza così prodotta è pari a 44.428N. Nel caso di flusso accelerato, considerando l'istante in cui la velocità è pari a 2.0 m/s, il coefficiente di drag vale 1.430 e la forza corrispondente 54.440N. Inoltre

lo studio dimostra che i coefficienti di drag calcolati in corrispondenza di flusso non stazionario aumentano al diminuire della velocità di flusso ($C_D=1.911$ per $v=0.8$ m/s, $C_D=1.562$ per $v=1.4$ m/s). Per quanto riguarda quelli calcolati in corrispondenza di flusso non accelerato essi sono simili a quelli ottenuti precedentemente da Bixler e Riewald nel 2002 con la stessa tecnica (CFD), tranne che per il caso di inclinazione pari a 90° in cui il coefficiente di drag risulta leggermente maggiore ($C_D=1.2$) rispetto a quello calcolato precedentemente ($C_D \approx 1.0$).

Una procedura alternativa a quelle precedentemente descritte per determinare la forza propulsiva durante il nuoto è stato utilizzato da Matsuuchi nel 2008 il quale si è basato su un metodo noto come velocimetria ad immagini di particelle (PIV, *Particle Image Velocimetry*).

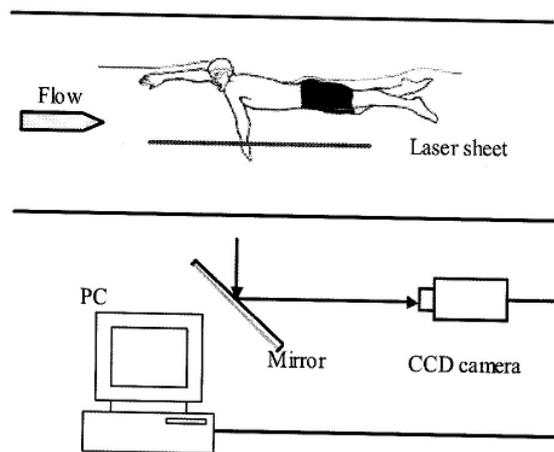


Fig. 1.27 Sistema PIV.

Questa tecnica prevede che nel flusso vengano immerse particelle tracciate che, investite da due impulsi sequenziali di raggi laser a forma di lamina, emettono energia

sotto forma di luce. Le immagini che ne derivano sono acquisite tramite un sensore CCD e registrate sulla memoria di un pc in tempo reale. Il software elabora le immagini e grazie ad appositi algoritmi di cross-relazione spaziale è in grado di ricavare posizione e velocità di ciascuna particella nel piano di misura. Questo studio differisce dai precedenti oltre che per la tecnica utilizzata anche per il fatto che la forza propulsiva calcolata non viene scomposta nelle sue componenti di lift e drag e, per questo, il coefficiente determinato è totale e ha valore di 2.6. Esso risulta pertanto essere maggiore ai valori precedentemente determinati in altri studi.

2 Strumentazione

2.1 Palette e rilevazione meccanica della pressione

In questo studio si intende testare il KZd, un'apparecchiatura brevettata e progettata dall'azienda APlab (Roma, Italia) che viene utilizzata per la misurazione meccanica della pressione esercitata dal nuotatore durante l'atto natatorio.

Questo strumento è costituito da palette applicabili alle mani in fibra di carbonio, dotate di sensori di pressione e collegate ad un'unità di acquisizione ed elaborazione dati che l'atleta indossa in vita tramite una cintura. Le due componenti sono poi collegate da tubicini in gomma di diametro esterno 4mm e interno 2mm. Le palette possono essere indossate dall'atleta allo stesso modo di quelle tecniche utilizzate in allenamento ma con diverse dimensioni. Infatti mentre quelle oggetto di tale studio presentano il palmo di dimensioni 5cmX5cm, il dorso 5cmX3.5cm e spessore 3cm, quelle usate in allenamento misurano in media 22cmX15cm.

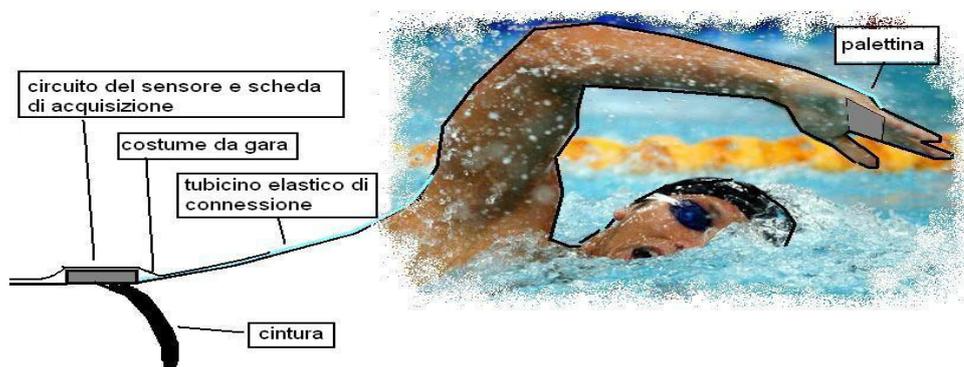


Fig. 2.1 Schema delle palette e del dispositivo di acquisizione ed elaborazione dati.

Il sistema di acquisizione ed elaborazione dati è posto all'interno di un apposito contenitore dalle dimensioni ridotte (12X9X6cm) e non troppo pesante (0.5 Kg).

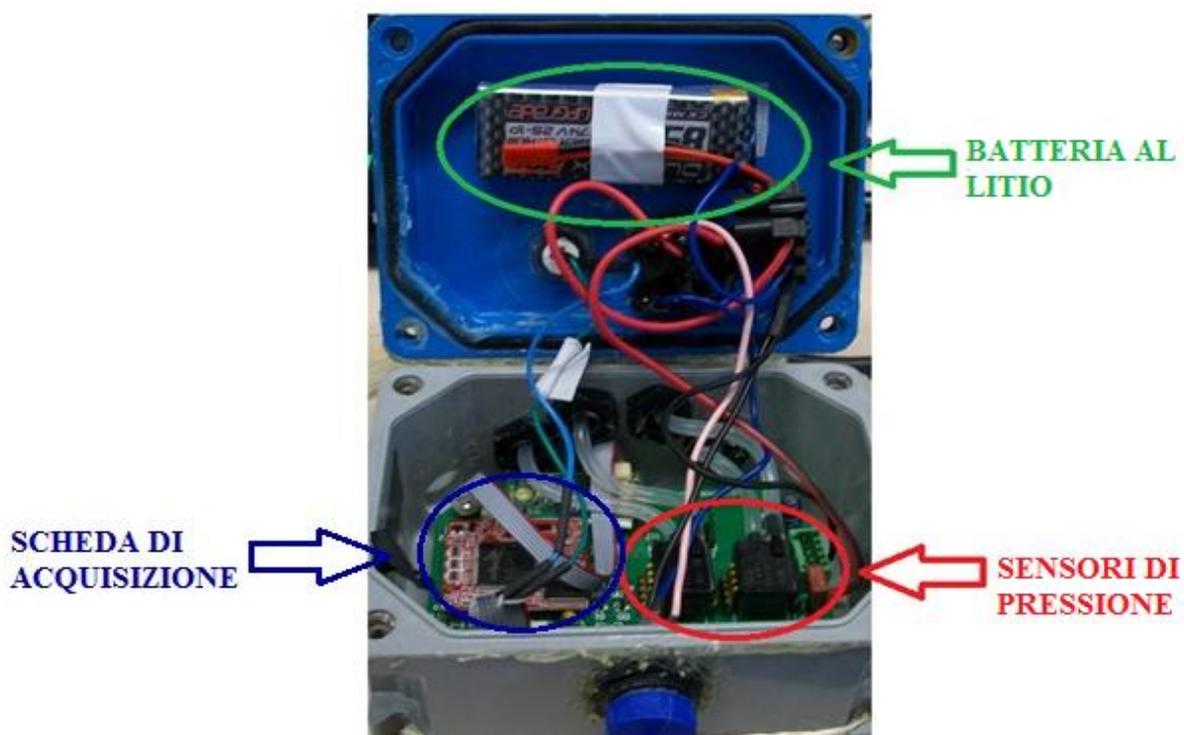


Fig. 2.2 Sistema di acquisizione dati.

La misurazione della pressione si basa sulla deformazione della membrana che riveste lo strumento che, a sua volta, genera una compressione dell'aria all'interno del tubicino in gomma che funge da linea di trasmissione del segnale di pressione. Infatti all'altro capo del condotto si trova l'imboccatura del sensore (il modello di sensore è rimasto invariato rispetto al modello scorso?) posizionato all'interno del contenitore, nella scheda d'acquisizione.

Per evitare di vincolare il moto del nuotatore i tubicini sono fissati sulle sue braccia e per non creare sbilanciamenti il sistema di acquisizione è collocato, come già specificato, sulla vita dell'atleta.

Le palette sono provviste di membrane sensibili alla variazione di pressione sia sul palmo che sul dorso e, in particolare, ciascuna è collegata ad un diverso sensore di pressione.

Novità, questa, introdotta nella versione attuale.

Al termine dell'acquisizione, che viene fatta partire e terminare tramite un pulsante sul contenitore posto in vita, i dati possono essere scaricati sul PC tramite una porta COM (cavo USB) e analizzati grazie ad un apposito programma (KZ).

2.2 Modelli precedenti

Dal 2007 ad oggi numerosi test sulle palette per la misura di pressione hanno permesso di apportare migliorie tecniche alle stesse.

Il primo modello prevedeva una sola membrana posizionata sul palmo, collegata al sistema di acquisizione posto in vita tramite un tubicino in gomma.



a)



b)



c)

a) membrana sensibile alla pressione sul palmo;

b) tubicino in gomma che collega la palette al sistema di acquisizione;

c) dorso della mano;

Fig. 2.3 Prima versione delle palette.

La rielaborazione dei dati così acquisiti può essere esposta in grafici pressione-tempo come il seguente:

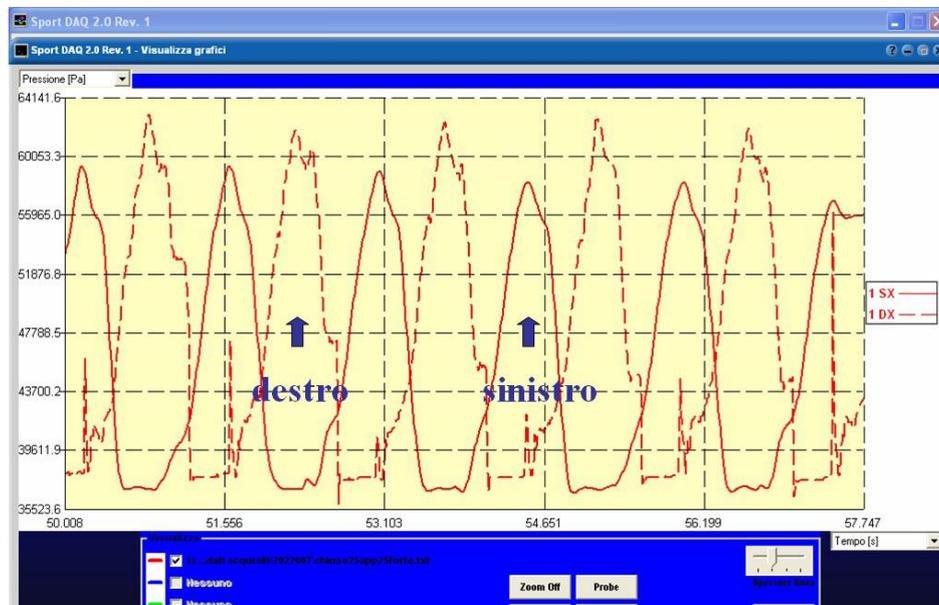


Fig. 2.4 Grafico pressione-tempo ottenuto con i dati del primo modello di paletta. Braccio destro (linea tratteggiata), braccio sinistro (linea continua).

Considerando il tratto a pressione costante corrispondente alla fase aerea, in generale si nota che la pressione esercitata dal braccio destro è superiore a quella generata dal braccio sinistro. Inoltre, effettuando test con nuotatori di sesso maschile e femminile è emerso che la pressione esercitata dall'uomo è superiore a quella esercitata dalla donna. Due sono le possibili giustificazioni: durante la bracciata, causa l'anatomia, le donne raggiungono profondità inferiori rispetto ai loro colleghi maschi e, di conseguenza la pressione idrostatica è minore; l'effettiva forza propulsiva generata dalle atlete è minore rispetto a quella degli atleti. Questo modello di palette non permette di distinguere la componente idrostatica da quella idrodinamica nella pressione misurata. Infatti test dimostrano che,

tendendo i nuotatori a raggiungere minori profondità di bracciata all'aumentare della velocità, i sensori registrano valori di pressione via via inferiori benché teoricamente dovrebbe verificarsi l'esatto contrario. Ciò è dovuto alla diminuzione della pressione idrostatica in relazione al decremento della profondità. Per ovviare a questo problema si è deciso di inserire un elemento sensibile alla pressione anche sul dorso della mano.



Fig. 2.5 Secondo modello di paletta.

I dati rilevati con questo secondo modello vengono graficati con l'utilizzo di due linee, una tratteggiata per indicare l'andamento della pressione sul dorso e una continua per indicare lo sviluppo nel tempo di quella misurata sul palmo. La versione subito precedente a quella attuale prevede una struttura diversa delle palette (fig. 2.6), ancora collegate al sistema di acquisizione tramite tubicini in gomma, e in grado di fornire direttamente la differenza di pressione tra palmo e dorso.



Fig. 2.6 Modello precedente di palette.



Fig.2.7 Disposizione della struttura.

I grafici ottenuti presentano un unico tracciato che permette una più rapida interpretazione della dinamica della bracciata effettuata dal nuotatore. Inoltre, le palette sono caratterizzate da una migliore conformazione anatomica rispetto ai modelli precedenti, e i dati possono essere scaricati su PC tramite collegamento Bluetooth.

2.3 Impiego dello strumento

Le palette a misurazione meccanica della pressione vengono utilizzate nel nuoto per determinare la pressione agente sulla mano e il suo andamento nel tempo. I grafici così ottenuti costituiscono un feedback immediato che atleti ed allenatori possono utilizzare per individuare la asimmetrie di bracciata e i difetti stilistici in generale. Ne è un esempio il seguente grafico:

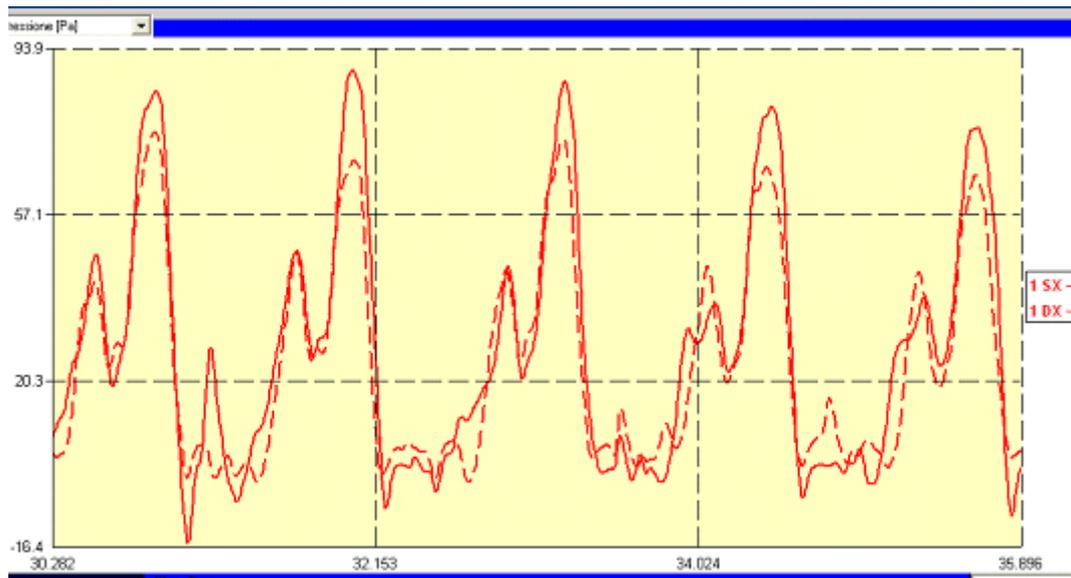


Fig. 2.8 Grafico pressione-tempo in riferimento alla bracciata destra e sinistra nel delfino.

Analizzandolo si può apprezzare una buona simmetria di bracciata dell'atleta ad eccezione della fase iniziale e di spinta in cui la pressione esercitata dalla mano destra è maggiore. Inoltre uno studio sviluppato dalla Facoltà di Scienze Motorie di Roma ha rilevato che all'aumentare della velocità della bracciata dell'atleta la pressione sul palmo tende a rimanere inalterata mentre quella sul dorso subisce un incremento.

Ciò dimostra che per aumentare la velocità non è necessario incrementare la pressione sul palmo ma generare una depressione sul dorso che permette al nuotatore di potersi basare su un appoggio più stabile. Tale studio conferma dunque la teoria dei vortici di Colwin nei primi anni 90'. In definitiva il KZ risulta essere un utile strumento per l'analisi della bracciata ma comunque non sufficiente allo studio completo del nuoto dato la complessità di questo sport e i numerosi fattori che influenzano le prestazioni.

Recentemente un interessante studio è stato condotto dai ricercatori della Facoltà di Scienze Motorie di Bologna tramite l'ausilio delle palette per la misurazione meccanica della pressione. Tale lavoro di ricerca è consistito nell'analisi del moto in acqua di due atlete di fondo di livello internazionale: Martina Grimaldi e Natalie du Toit. La prima è stata campionessa mondiale nei 10Km a Roberval nel 2010 e campionessa europea a Eilat nel 2011; la seconda ha vinto 10 medaglie d'oro alle Paraolimpiadi (la gamba sinistra è amputata da sopra al ginocchio), si è classificata 16^a nei 10Km alle Olimpiadi di Pechino 2008 nella categoria normodotate e ha vinto una medaglia d'oro alle Paraolimpiadi di Londra del 2012.

Lo studio si è sviluppato in tre prove:

1. le atlete hanno nuotato alla massima intensità per 15 secondi essendo frenate da una corda legata in vita collegata ad una cella di carico. Questa prima prova è stata ripetuta in due diverse situazioni: atleta libero di utilizzare solo le braccia, atleta libero di usare sia gambe che braccia (nuotata completa).

Tramite la cella di carico è stato possibile determinare la forza esercitata dal nuotatore, grazie alle palette è stato possibile ricavare la pressione e con le riprese con telecamere esterna si sono ottenuti i valori di velocità, ampiezza e frequenza di bracciata. Incrociando i dati poi, i ricercatori sono stati in grado di ricavare la reale superficie di mano\avambraccio utile alla propulsione.

2. Alle nuotatrici è stato chiesto di nuotare 25m stile libero alla massima intensità. Oltre alle palette per la misurazione della pressione sono stati fatti indossare loro anche due giroscopi di cui uno all'altezza della vita e l'altro in corrispondenza della parte alta del tronco. Grazie all'ausilio delle riprese di 5 telecamere subacquee e all'iniziale sincronizzazione di tutti gli strumenti è stato possibile ottenere un'analisi cinematica tridimensionale del nuoto.
3. Utilizzando la stessa strumentazione della seconda prova è stato chiesto alle atlete di nuotare i 200m stile libero alla massima intensità. Al termine della prova, al fine di poter analizzare le variazioni tecniche e funzionali indotte dall'affaticamento, è stato misurato il lattato ematico prodotto da ciascun atleta.

2.3.1 Risultati

In questo paragrafo verranno esposti parallelamente i risultati ottenuti dalle due atlete Martina Grimaldi e Natalie du Toit.

Prova 1.

I dati ottenuti dal primo test dalla nuotatrice italiana nei due casi sono riassunti nella seguente tabella:

| Time (s) | Braccia (N) | Completo (N) |
|-------------------|-------------|--------------|
| media 5 | 57,84 | 91,74 |
| media 10 | 55,73 | 86,12 |
| media 15 | 55,35 | 82,08 |
| <i>decremento</i> | 4,2% | 10,6% |

Dal basso decremento della forza registrato si ritiene che la prova nuotata solo con le braccia non sia stata effettuata al massimo delle possibilità. Al contrario la prova completa sembra essere stata portata a compimento con la massima intensità. La frequenza di bracciata, misurata grazie all'ausilio della telecamera esterna, non risulta essere significativa in entrambe le modalità in cui è stata effettuata la prima prova. L'andamento della pressione nel tempo risulta essere il seguente:

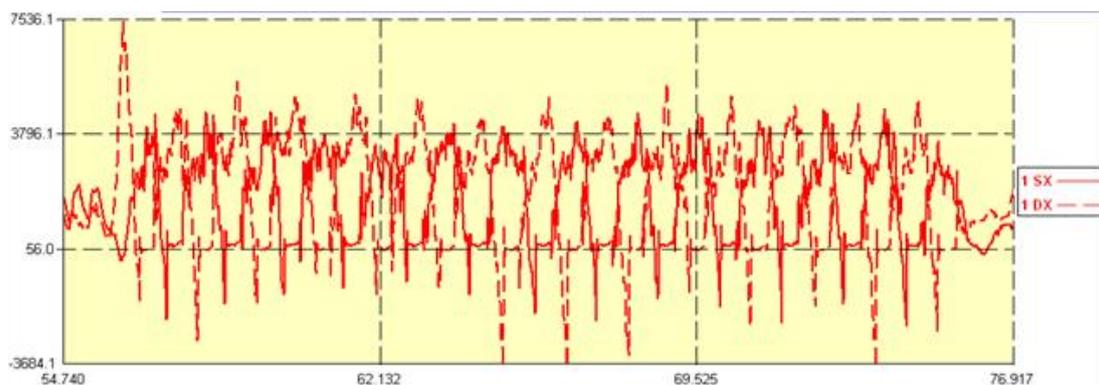


Fig. 2.9 Tracciato p-t ottenuto dalla prima prova solo braccia per Martina Grimaldi.

I valori di pressione analizzati sono quelli registrati durante la fase propulsiva della bracciata (cerchiati in verde per la mano destra e celeste per la sinistra fig. 2.10).



Fig. 2.10 Particolare del tracciato p-t della prima prova solo braccia di Martina Grimaldi.

Come già anticipato, confrontando i valori di forza misurati dalla cella di forza e quelli di pressione ricavati dalle palette risulta una superficie propulsiva (mano+avambraccio) di 160cm^2 . Tale risultato è stato ritenuto plausibile in quanto la superficie della mano dell'atleta è di 146cm^2 . Considerando dunque una superficie propulsiva di 160cm^2 e le pressioni misurate dalle palette durante la prova con le sole braccia, la forza media è pari a 57N.

I dati ottenuti dalla nuotatrice sudafricana corrispondenti alla medesima prova sono di seguito riportati:

| Time (sec) | Braccia (N) | Completo (N) |
|------------|-------------|--------------|
| media 5 | 95,41 | 93,29 |
| media 10 | 85,76 | 88,49 |
| media 15 | 80,88 | 85,29 |
| decremento | 15,2% | 8,6% |

In questo caso entrambe le prove sembrano esser state effettuate al massimo delle possibilità.

L'andamento della pressione nel tempo, in corrispondenza del test di nuotata con il solo ausilio delle braccia, è di seguito esposto (fig. 2.11) e risulta molto irregolare presumibilmente perché l'atleta non è abituata a questo genere di prove.

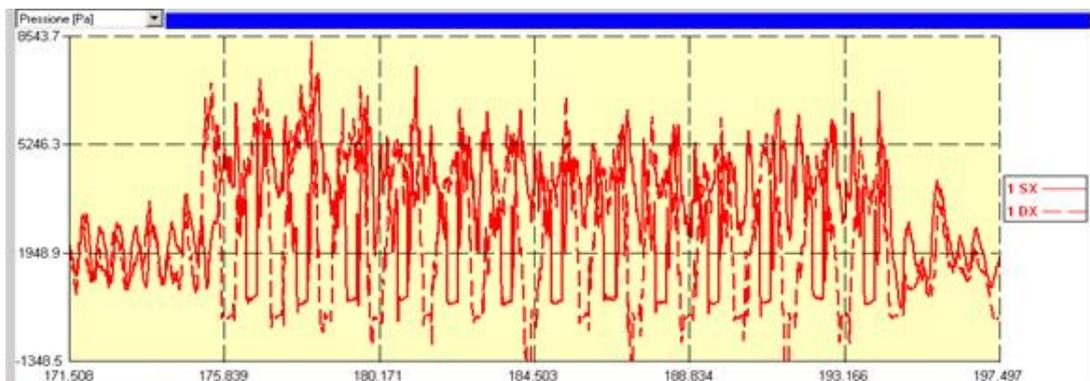


Fig.2.11 Tracciato p-t della prima prova solo braccia per Natalie du Toit.

In questo caso non è stato possibile analizzare le tracce con precisione poiché è presente un'elevata irregolarità tra braccio destro e sinistro. Dal grafico si nota che l'atleta è in grado di raggiungere valori di pressione elevati (pressione massima per il braccio destro e per il braccio sinistro i valori riportati da Cecilia mi sembrano inferiori a quelli che sembrano dai grafici), anche maggiori rispetto a quelli di Martina Grimaldi, ma questi vengono mantenuti per un tempo breve. Stimando una superficie di propulsione pari a 150cm^2 , attendibile in quanto la superficie della mano dell'atleta francese è di 132cm^2 , la forza media calcolata è di 78N. Diverso è il caso della medesima prova nuotata in modo completo il cui grafico ha un andamento più regolare e chiaro, specialmente per il braccio destro. La forza media stimata è stata di 68N per le prime bracciate e di 57N per le ultime, evidenziando così un decremento del 16%.

Prova 2

Nella seconda prova svolta, da Martina Grimaldi, i valori di pressione registrati dimostrano che è minore quella generata dal braccio sinistro (4612 Pa) rispetto a quella prodotta da quello destro (5545 Pa). Considerando poi il valore della superficie propulsiva ricavato dal primo test, è stata calcolata una forza media di 82N. Ciò dimostra che l'ipotesi fatta in precedenza, la prima prova non era stata eseguita con la massima intensità, non era errata. Confrontando i dati ottenuti dalle palette con le riprese video subacquee è stato possibile eseguire l'analisi della bracciata.



Fig. 2.12 Particolare del tracciato pressione-tempo della bracciata relativo alla seconda prova di Martina Grimaldi.

Il tratto evidenziato nell'immagine precedente corrisponde alla fase di ingresso della mano in acqua e quindi l'inizio della fase di downsweep (fig. 2.12).



Fig. 2.12 Immagine subacquea dell'inizio della fase di downsweep.

Successivamente l'uscita della mano sinistra e l'inversione della battuta di gambe hanno provocato un aumento della pressione, evidenziato nella figura 2.13 di seguito riportata.



Fig. 2.13 Particolare del tracciato pressione-tempo di Martina Grimaldi.

Segue l'inizio della fase propulsiva dove si raggiunge la forza massima (103N) che funge da precursore all'inversione dell'orientamento della mano. La mano passa infatti, da una posizione latero-mediale di insweep ad una medio-laterale di outswEEP che è individuabile nel grafico pressione-tempo come il passaggio fra due picchi mediante una depressione che può essere più o meno marcata a secondo della tecnica.



Fig. 2.14 Particolare del tracciato pressione-tempo relativo al passaggio dall'insweep all'outswEEP.



Fig. 2.15 Immagine subacquea del momento di inversione dell'orientamento della mano.

La fase propulsiva termina con una forza di circa 56N e conclude la fase di bracciata in quanto la mano esce dall'acqua. In generale i tracciati pressione-tempo hanno evidenziato una maggiore propulsione del braccio destro e una miglior rotazione della mano in fase di uscita. Inoltre i dati ricavati dalla cella di carico non rilevano una maggior forza esercitata dall'arto destro. Ciò dimostra che la maggior propulsione è da attribuirsi alla miglior tecnica, alla più elevata velocità di esecuzione e alla maggior capacità di orientare la mano. Durante la prova è stata rilevata una diminuzione della pressione fra le prime bracciate e le ultime di circa 900 Pa (15N) cioè del 18%.

Un'analisi analoga è stata effettuata sulla medesima prova eseguita dall'atleta sudafricana Natalie du Toit. Utilizzando le riprese subacquee e i tracciati pressione-tempo (con andamento più regolare e classico per la bracciata destra) l'analisi ha evidenziato un aumento di pressione nel momento di ingresso della mano in acqua, dovuto al fatto che il braccio viene tenuto teso (fig. 2.16).

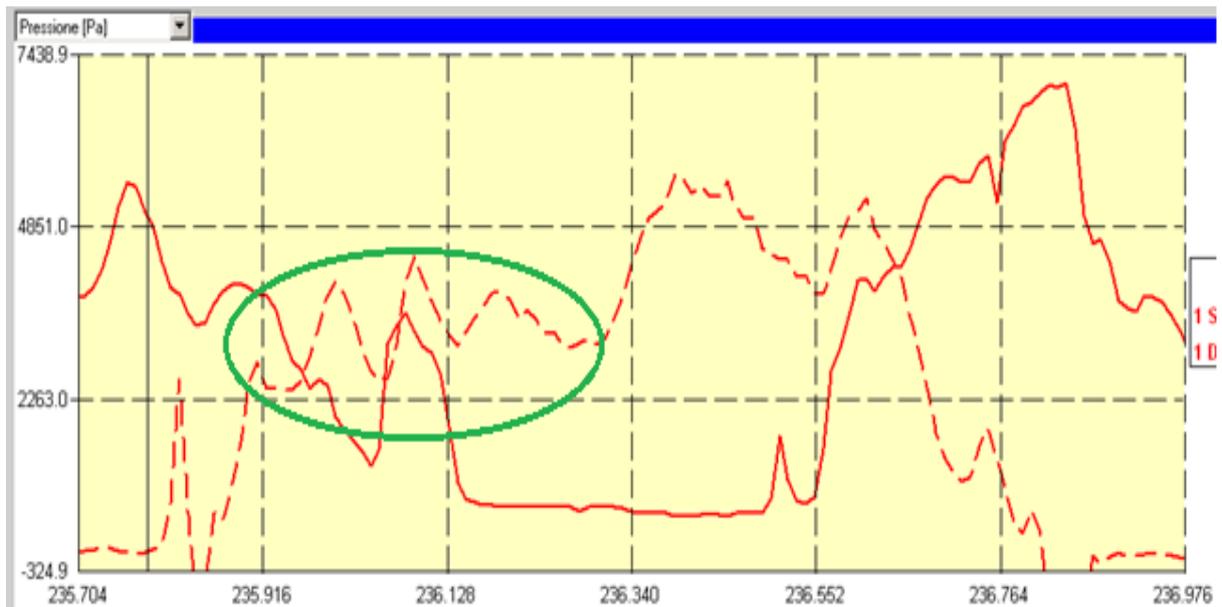


Fig. 2.16 Particolare del tracciato pressione-tempo di Natalie du Toit, corrispondente all'ingresso in acqua della mano.



Fig. 2.17 Fase di ingresso della mano in acqua.

Nella parte iniziale della fase propulsiva la forza misurata è di circa 54N (2.17).

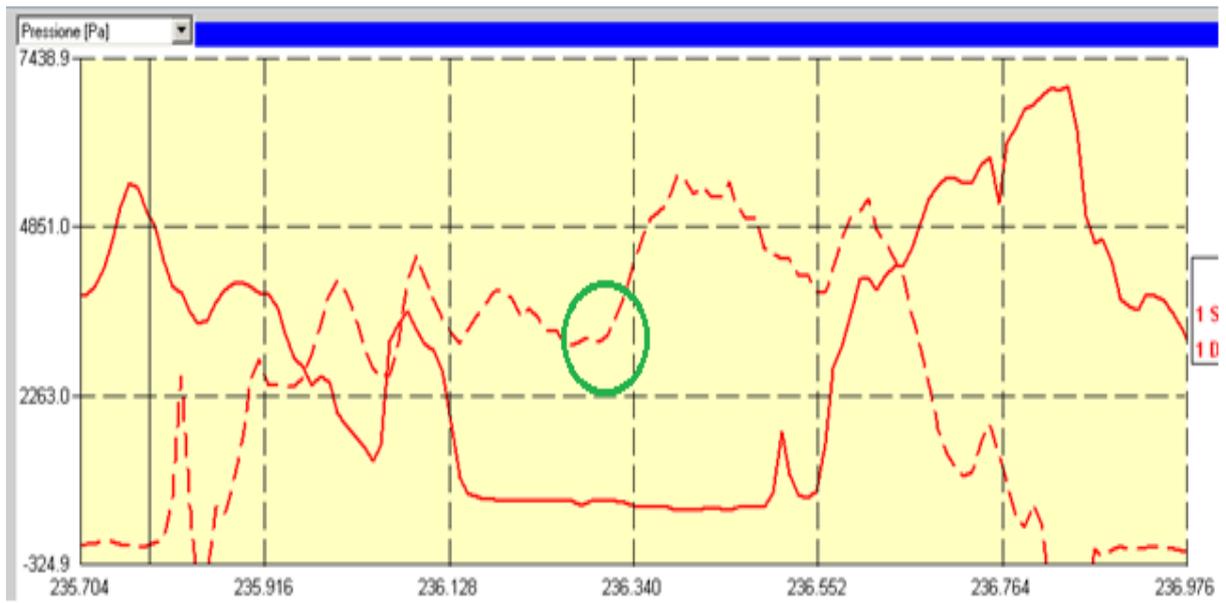


Fig. 2.17 Particolare del tracciato pressione-tempo di Natalie du Toit relativo alla fase iniziale di propulsione.

Viene poi raggiunto il picco di forza (84N) (fig.2.18).

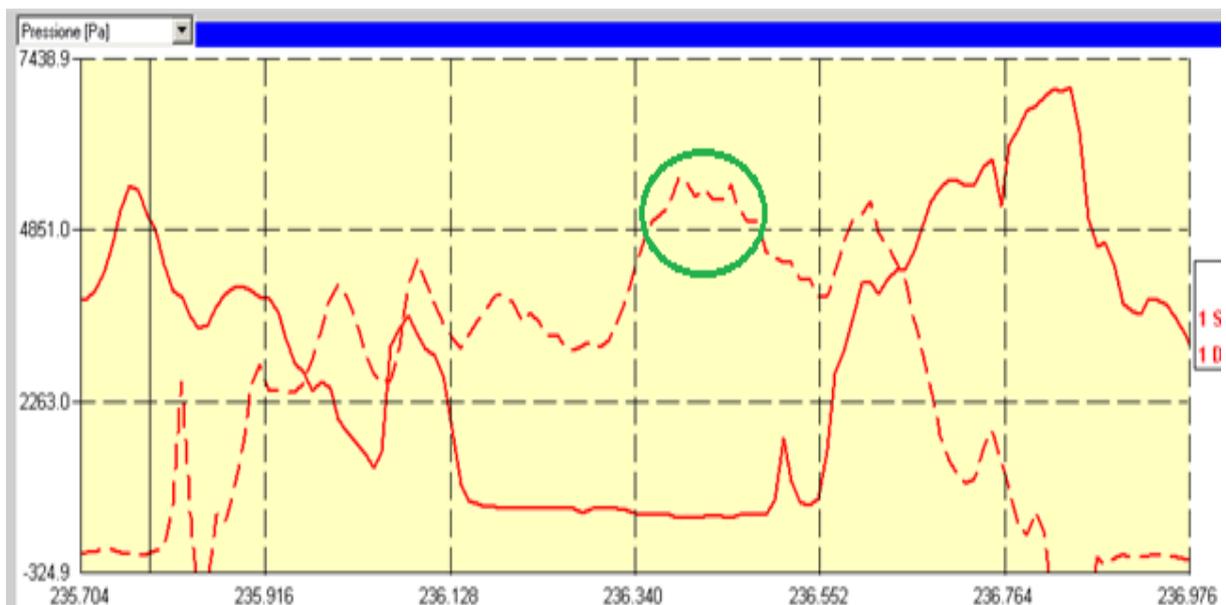


Fig. 2.18 Particolare del tracciato pressione-tempo di Natalie du Toit relativo alla fase propulsiva.



Fig. 2.19 Fase di propulsione (Natalie De Toit).

Infine l'atleta esegue il passaggio dalla fase di insweep a quella di outswEEP caratterizzata da una diminuzione della pressione (fig.2.20).

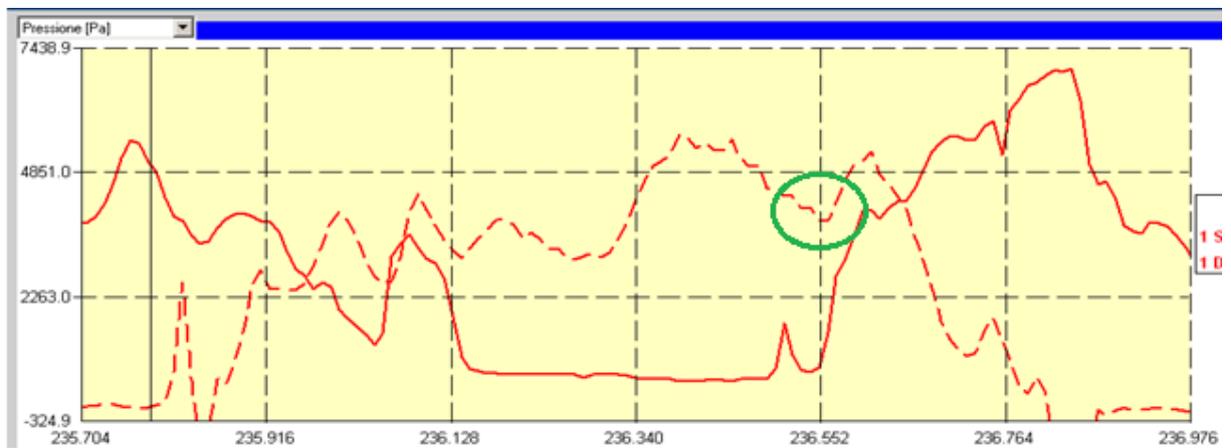


Fig. 2.20 Particolare del tracciato pressione-tempo di Natalie du Toit relativo al cambiamento dell'orientamento della mano.



Fig. 2.21 Cambiamento dell'orientamento della mano.

Dopo aver cambiato l'inclinazione della mano la pressione torna ad aumentare sino a raggiungere un massimo la cui forza corrispondente vale 79N.

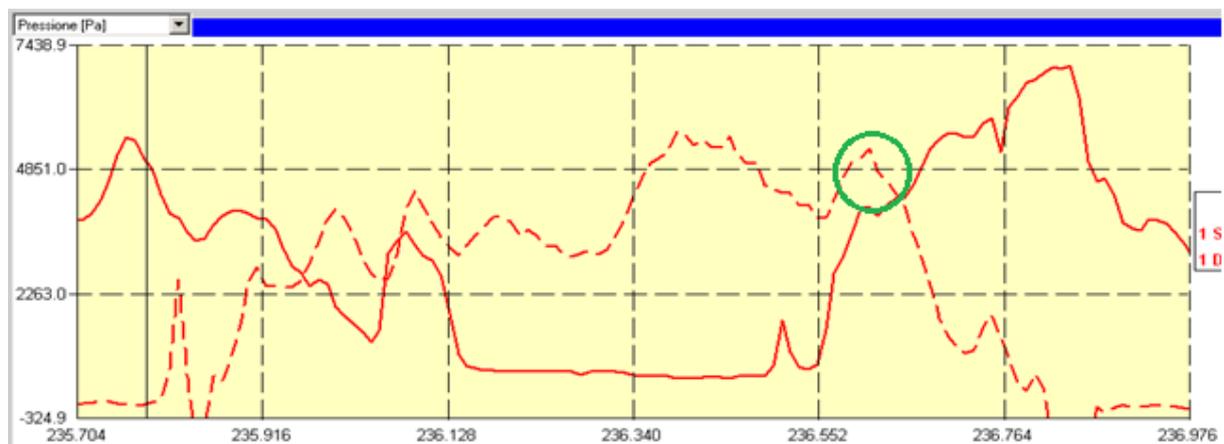


Fig. 2.22 Particolare del tracciato pressione-tempo di Natalie du Toit.

La bracciata viene completata quando la mano fuoriesce dall'acqua. Nell'intera fase propulsiva la forza media sviluppata è di 71N.

2.4 Calibrazione statica

2.4.1 Calibrazione statica di uno strumento di misura

Il funzionamento di uno strumento di misura prevede l'esistenza di un segnale di ingresso ed uno di uscita. In particolare il primo rappresenta la variabile di cui si vuole stabilire il valore in forma spuria, mentre il secondo equivale alla variabile che si vuole effettivamente misurare.

Infatti, per forma spuria si intende il segnale di interesse sommato sia ad altri che non sono oggetto di misura, sia al rumore che il meccanismo di misura e le connessioni presenti all'interno dello strumento stesso generano inevitabilmente. Quello che un buon sistema di misura deve essere in grado di fare è minimizzare le fonti di errore. A tale scopo è necessario determinare un'opportuna funzione di trasferimento (relazione ingresso-uscita).

Nella pratica ciò si traduce nel determinare le prestazioni statiche dello strumento mediante il processo di calibrazione statica. Quest'ultimo consiste nel far variare i segnali di ingresso entro un campo prefissato di valori e rilevare i corrispondenti valori di uscita, dopo che sia stata raggiunta la condizione di equilibrio. La curva di calibrazione così ottenuta è spesso approssimabile ad una retta (curva di calibrazione media) e i suoi parametri possono essere determinati a partire dai valori sperimentali, utilizzando ad esempio, il metodo dei minimi quadrati. Quest'ultimo permette di determinare i parametri che minimizzano la somma dei quadrati delle differenze tra i dati sperimentali e quelli teorici.

La procedura di calibrazione statica è di imprescindibile importanza poiché non attuarla significherebbe considerare il segnale in ingresso allo strumento coincidente con quello di interesse e, come già anticipato ciò non corrisponde alla realtà.

Le prestazioni statiche di maggior interesse di uno strumento di misura sono:

- precisione, ovvero la differenza fra il valore da misurare e quello realmente misurato. La sua determinazione è possibile poiché, nel processo di calibrazione statica, i valori in ingresso al sistema sono noti. In essa si identifica la misura dell'errore totale dovuto sia a quello sistematico, eliminabile con la calibrazione, sia a quello casuale il cui effetto non può essere eliminato.
- sensibilità, ovvero la pendenza della curva di calibrazione in corrispondenza di un determinato valore in ingresso. In generale è preferibile che il suo valore sia costante e dunque si predilige una retta come curva di calibrazione, il cui valore di coefficiente angolare(m) coincide con la sensibilità stessa.

2.4.2 Calibrazione statica delle palette

Le palette per la misurazione meccanica della pressione devono essere calibrate prima di ogni acquisizione. La procedura di calibrazione statica deve essere ripetuta sia per la palette relativa alla mano destra che per quella relativa alla sinistra. Nella versione precedente, essendo unico il sensore di pressione per ogni palette, era necessario calibrare separatamente palmo e dorso scollegando alternativamente i tubicini che collegano le parti al sistema di acquisizione. Con la versione attuale invece ogni palette è provvista di due sensori di pressione (palmo e dorso) e quindi non è necessario scollegare i tubicini in gomma. Per procedere nella calibrazione statica si è deciso di recarsi in piscina e di fissare le due palette (destra e sinistra) ad un'asta graduata, dopodiché sono state immerse a diverse profondità.

Più precisamente sono stati scelti valori di profondità compresi fra 0 e 120 cm, con passo di 10cm, ed è stato deciso di mantenere la profondità costante per un intervallo di 10 secondi di modo da garantire il raggiungimento della condizione di equilibrio.



Fig. 2.22 Immersione delle palette a profondità variabili.

Al termine dell'acquisizione i dati sono stati scaricati sul PC tramite cavo USB. I dati acquisiti devono poi essere elaborati per poter calibrare lo strumento di misura. Il programma del sistema di acquisizione genera un file in formato `.txt` costituito da undici colonne:

- la prima è formata dagli istanti di campionamento;
- nelle successive tre sono presenti i valori registrati dal giroscopio contenuto nel box di acquisizione;
- nelle tre seguenti sono presenti i dati dell'accelerometro;

- nelle ultime quattro sono contenuti i dati rilevati dai sensori di pressione organizzati come segue palmo e dorso destri, palmo e dorso sinistri.

Perciò è stato realizzato un programma, usando il software Matlab, che rende possibile elaborare i dati acquisiti e memorizzare i quelli ottenuti e i relativi grafici. Cliccando sul pulsante 'OK' (fig. 2. 23) si dà inizio al processo di elaborazione dei dati.

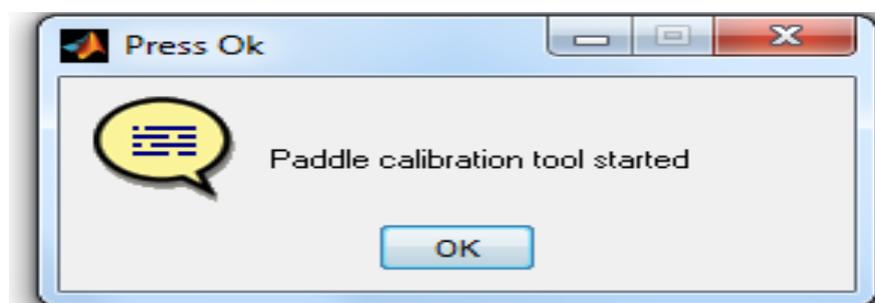


Fig. 2.23

Successivamente vengono generati i grafici ottenuti dai dati non calibrati (fig. 2.24).

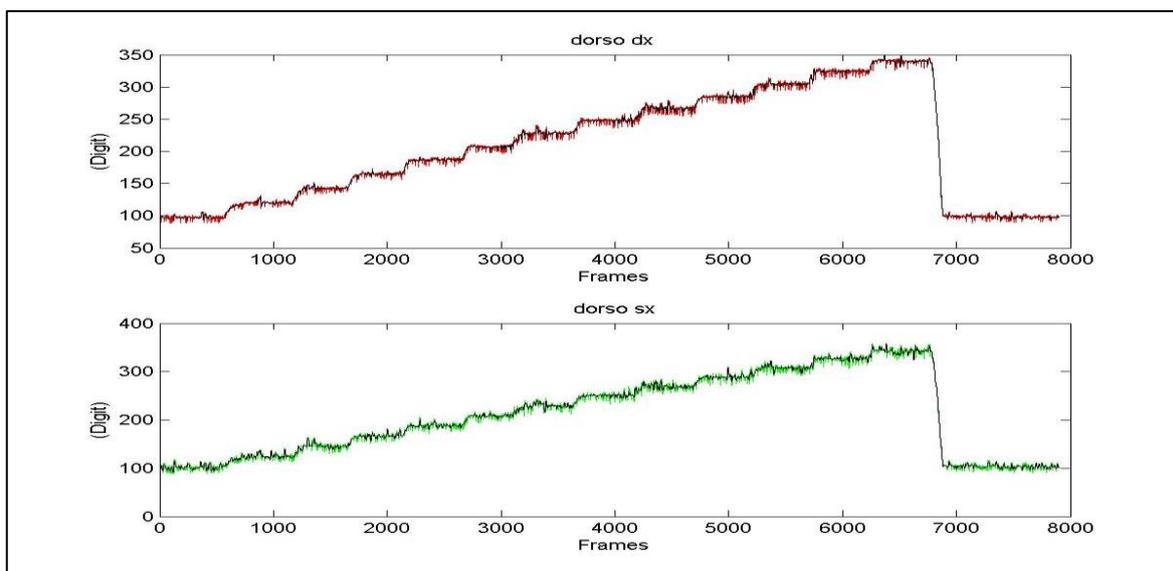


Fig. 2.24 a Tracciati dati non calibrati.

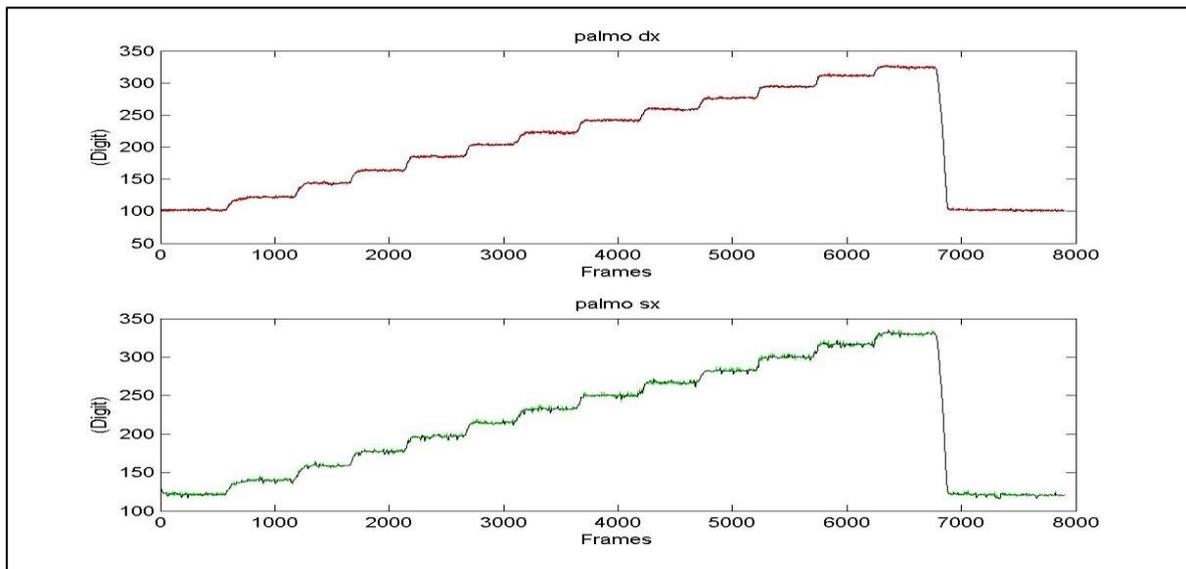


Fig. 2.24 b Tracciati dati non calibrati

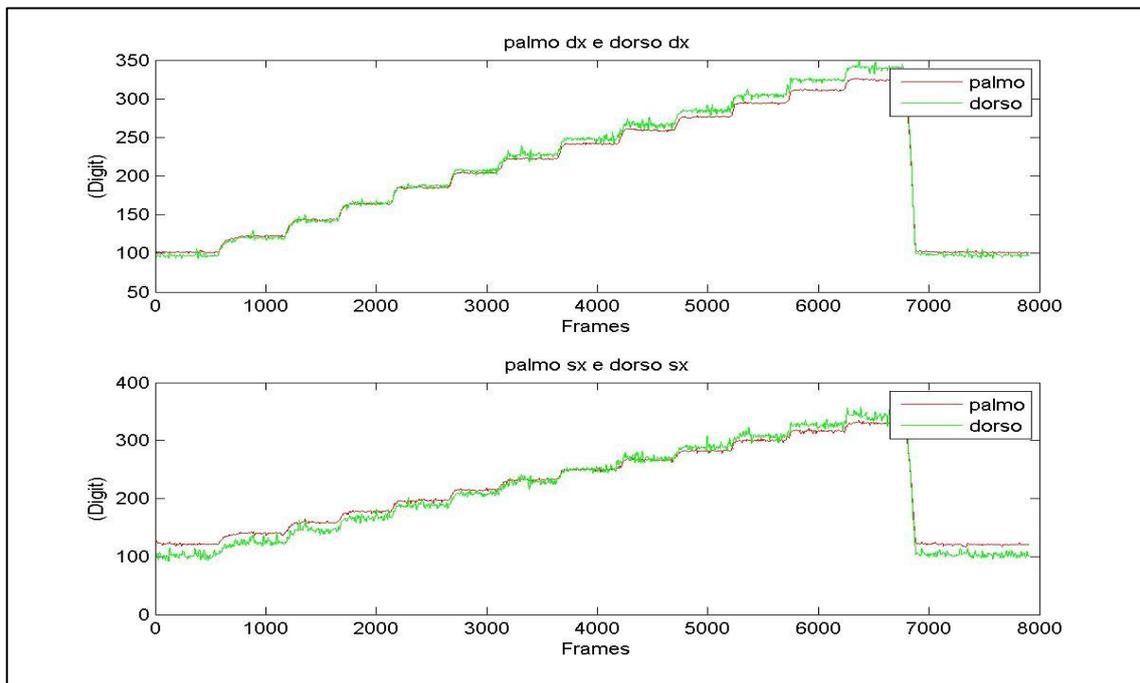


Fig. 2.24 c Tracciato dati non calibrati.

Viene poi chiesto all'operatore di inserire il numero degli step, ovvero delle parti dei tracciati in cui la pressione

rimane costante, e di inserire il valore delle profondità corrispondenti (fig. 2.25).

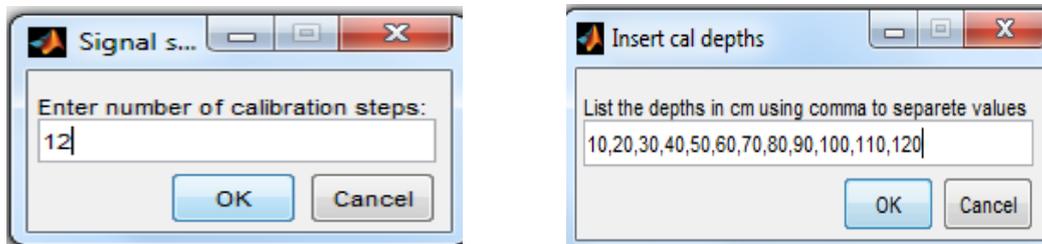


Fig. 2.25

L'elaborazione dei dati prosegue individuando manualmente gli estremi di ogni step (fig. 2.26).

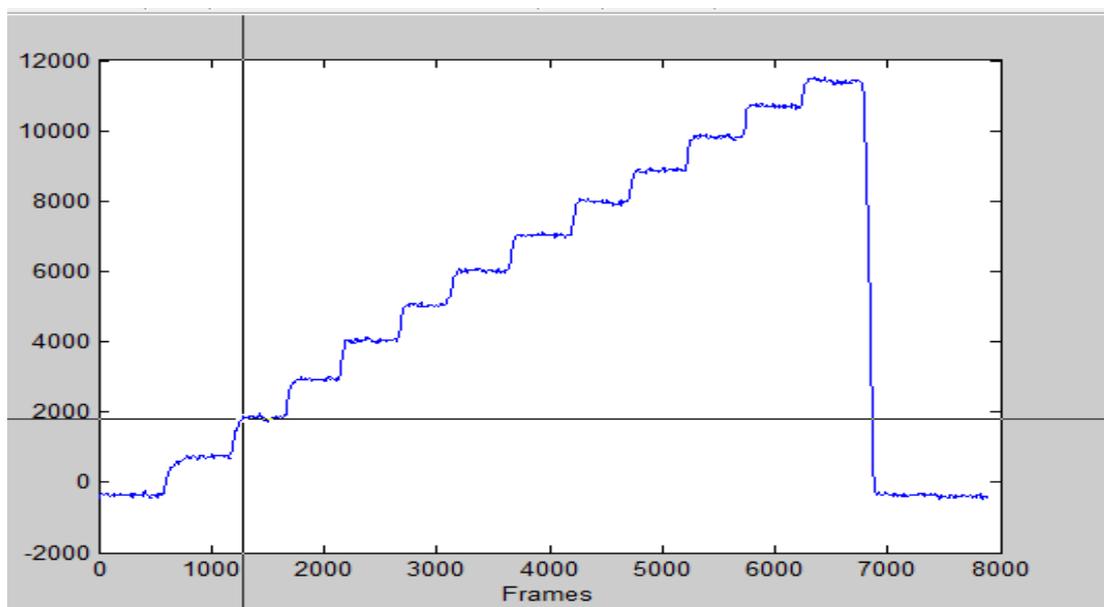


Fig. 2.26 Determinazione degli estremi degli step.

Il programma calcola in automatico il valor medio (in verde) di ogni gradino e restituisce un grafico che mostra la loro posizione rispetto all'andamento dei dati non calibrati (fig. 2.27).

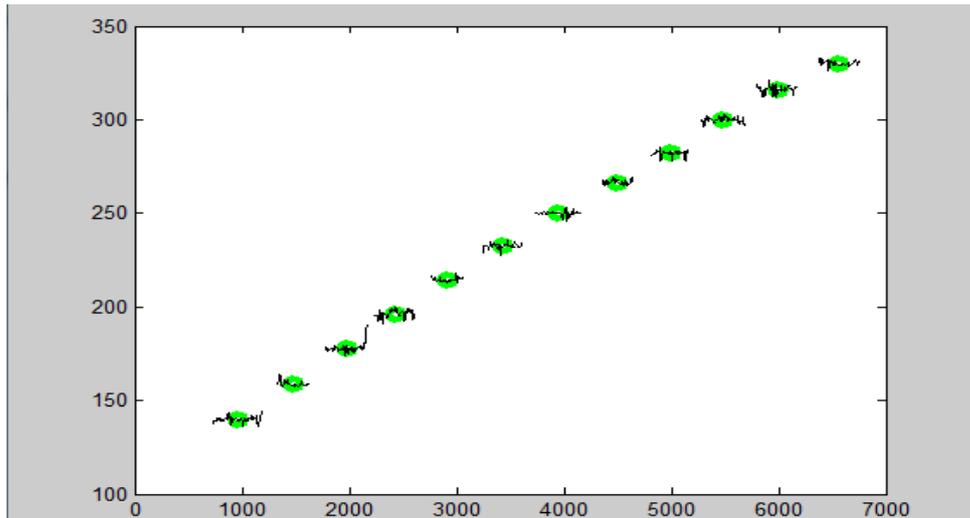


Fig. 2.27 Steps e valor medi.

Il programma restituisce quindi i tracciati dei dati calibrati, i grafici che confrontano i valori teorici con la retta di calibrazione e i parametri di quest'ultima sia per la paletta destra (palmo e dorso) che per quella sinistra (palmo e dorso). Vengono di seguito riportati i tracciati appena citati.

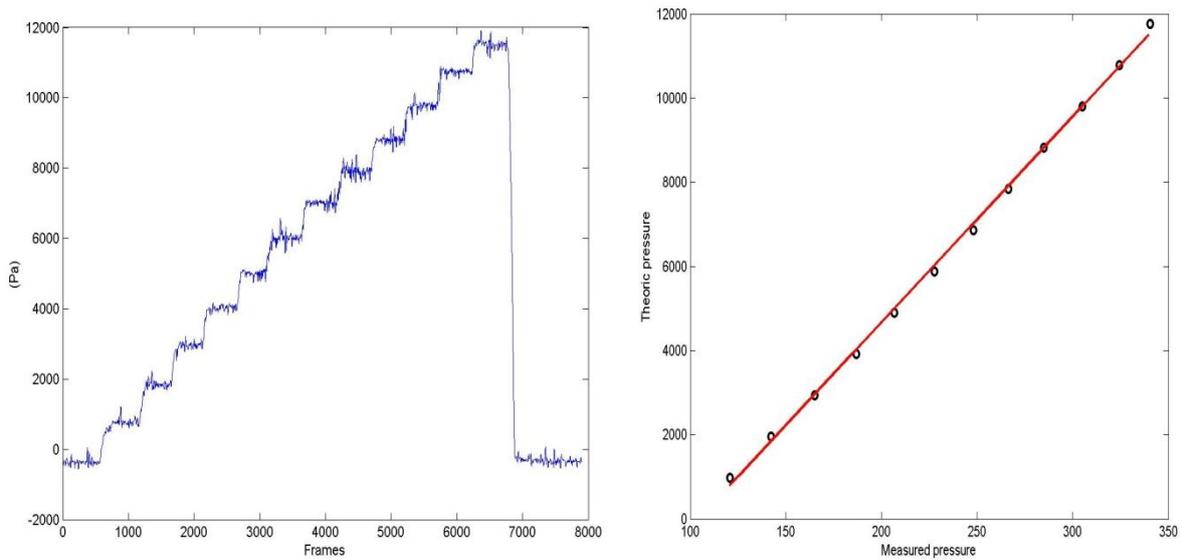


Fig. 2.28 Dorso destro.

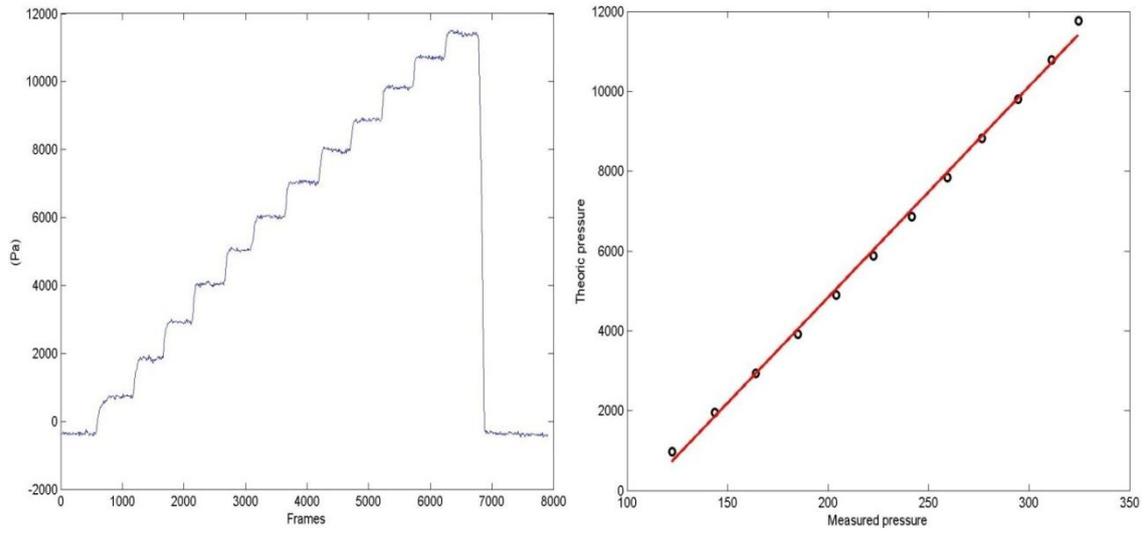


Fig. 2.28 Palmo destro.

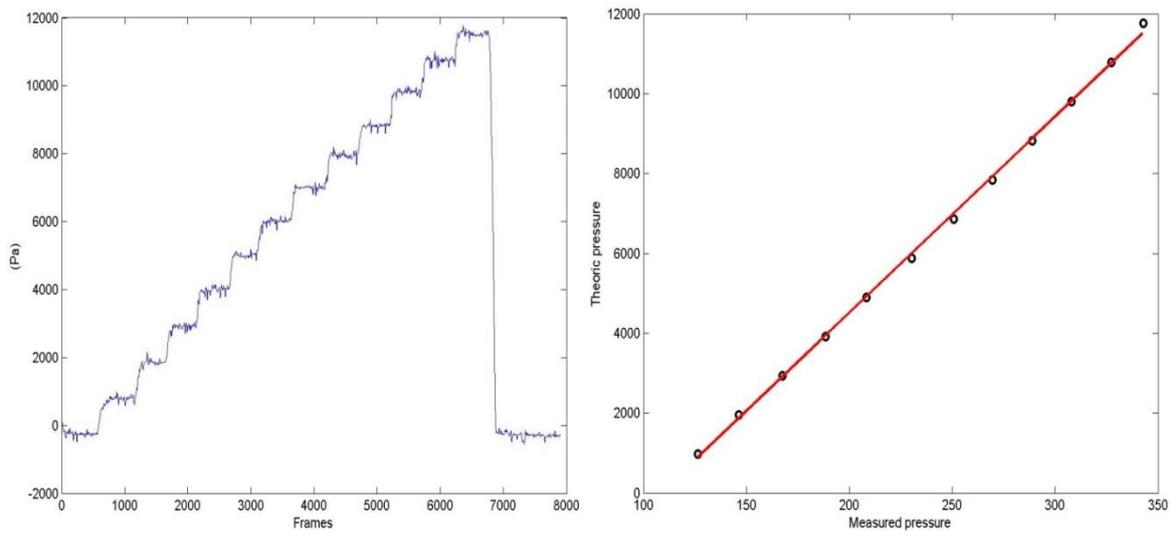


Fig. 2.28 Dorso sinistro.

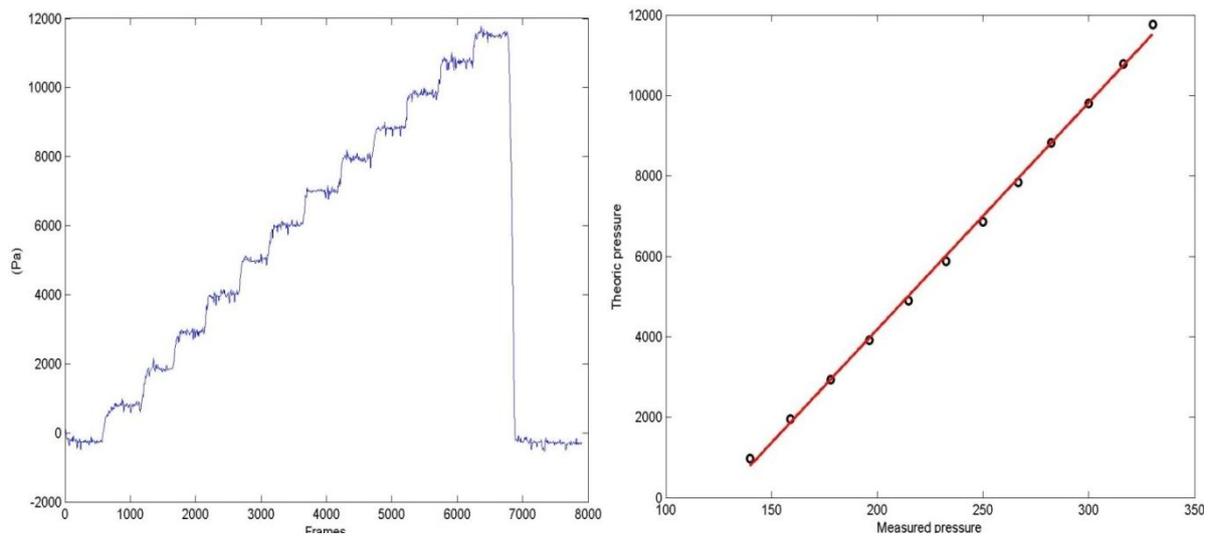


Fig. 2.28 Palmo sinistro.

I valori teorici di pressione vengono calcolati tramite la formula di Stevino:

$$p = \rho gh$$

con p pressione, ρ densità dell'acqua, g accelerazione di gravità e h profondità. Quanto appena mostrato e i corrispondenti dati vengono infine salvati nel file iniziale cliccando sul pulsante 'OK' (fig. 2.29).

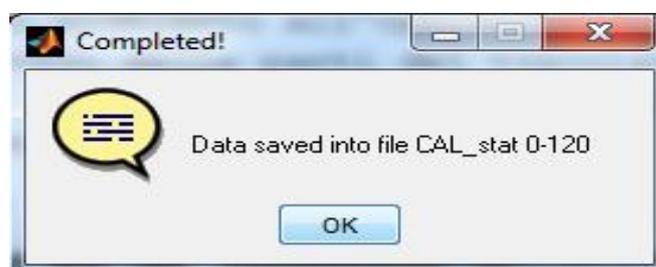


Fig. 2.29

3 Materiali e metodi

L'obiettivo di questo studio è la valutazione dell'affidabilità, in condizioni dinamiche, del comportamento delle palette a misurazione meccanica di pressione. A tal proposito sono state effettuate tre prove. Nelle prime due la paletta è stata fissata ad un modello in plastica di mano ed è stata trainata a cinque diverse velocità costanti (da 1,2m/s a 2,0m/s con passo di 0,2m/s). La profondità di immersione della paletta (circa 40cm), la velocità di traino, e l'inclinazione rispetto al movimento sono state mantenute costanti. Grazie ad un'apposita struttura tali parametri possono essere variati a piacimento.

Sono state ripetute le prove alle cinque differenti velocità con due angoli di inclinazioni differenti rispetto al movimento: 90° e 45°. La pressione così misurata è quella agente perpendicolarmente alla superficie della paletta. Quindi conoscendo la superficie della paletta è stato possibile stimare la forza di reazione idrodinamica tramite la seguente relazione:

$$F = P \times A$$

con P pressione agente perpendicolarmente alla superficie della paletta, F la forza corrispondente e A superficie della paletta.

Inoltre avendo deciso a priori l'orientamento della mano, è noto l'angolo di attacco ed è quindi possibile ricavare la componente di drag e quella di lift della forza appena calcolata:

$$D = F \sin(\alpha)$$

$$L = F \cos(\alpha)$$

con D forza di drag, L forza di lift e α angolo di attacco.

Note le componenti di drag e lift è stato poi possibile ricavare i corrispondenti coefficienti tramite le relazioni di seguito riportate:

$$D = (1/2) \rho V^2 C_D S$$

$$L = (1/2) \rho V^2 C_L S$$

con L forza di lift, D forza di drag, ρ densità dell'acqua, C_D coefficiente di drag, C_L coefficiente di lift, V velocità, S superficie di impatto della paletta.

3.1 Programma per l'analisi dati

Per visualizzare, elaborare e salvare i dati ottenuti dai vari test, eseguiti con le palette a misurazione meccanica di pressione, è stato realizzato un programma utilizzando il software Matlab. Il programma consente di importare i file di testo in cui sono contenuti i dati, di calibrarli grazie ai parametri della curva di calibrazione, ricavati dal programma esposto nel capitolo precedente, e di salvare quest'ultimi e i grafici corrispondenti.

Inserendo il nome del file di testo i dati in esso contenuti vengono organizzati in una struttura così definita:

- sezione utility in cui sono presenti la scala dei tempi e il numero di frames di campionamento;
- sezione inertial in cui vengono organizzati i dati relativi al giroscopio e all'accelerometro;
- sezione pressure in cui sono contenuti i dati relativi alle pressioni rilevate dal palmo e dorso destri e dal palmo e dorso sinistri.

Nelle variabili dorso e palmo sono contenuti i valori calibrati delle rispettive pressioni.

I tracciati che vengono quindi generati sono del tipo di quello raffigurato in fig. 3.1.

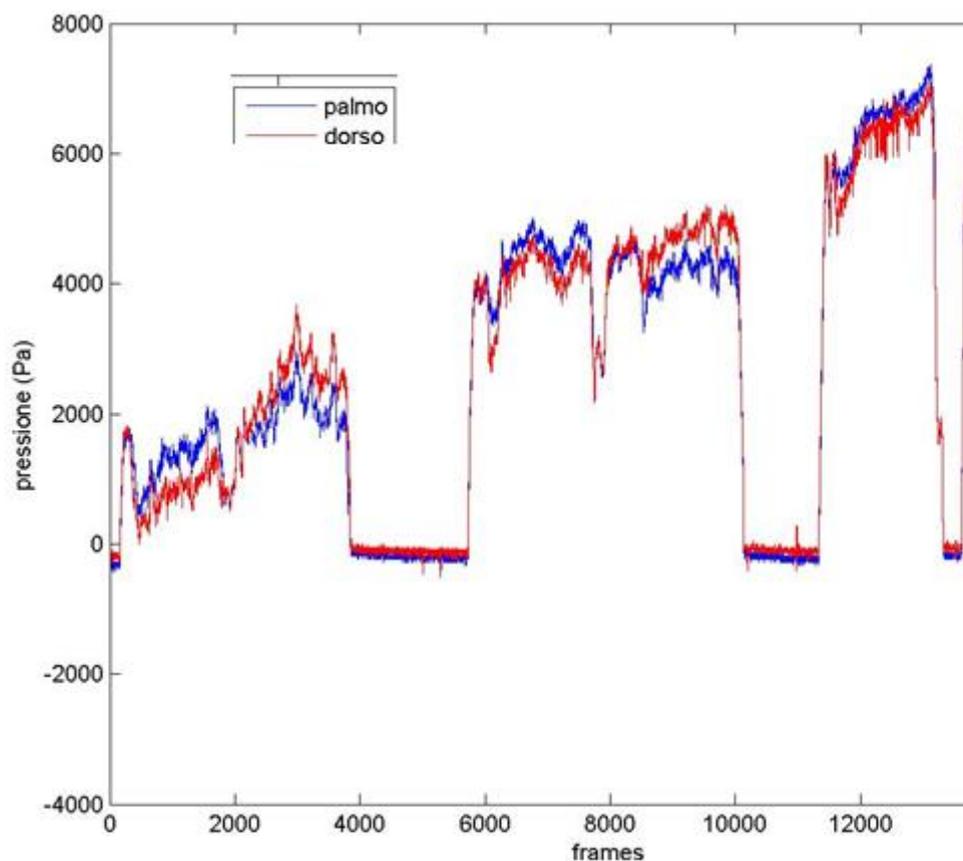


Fig. 3.1 Esempio di tracciato.

3.2 Prima prova: traino a velocità costante con paletta ad orientazione inclinata di 90° rispetto al movimento

3.2.1 Materiale utilizzato

Il materiale utilizzato per eseguire la prima prova è:

- palette a misurazione meccanica di pressione (KZd);
- Ben Hur;
- Carrello.

3.2.2 Carrello

Il carrello viene generalmente utilizzato per lo spostamento in acqua delle telecamere subacquee ma, in questo caso, è stato modificato così che su di esso possa essere fissata la paletta invece che un telecamera. Il carrello è costituito da un maniglione per agevolare lo spostamento e da una base sorretta da quattro ruote. In particolare quest'ultima è realizzata in modo che ad essa può essere fissata un'asta disposta orizzontalmente rispetto alla superficie dell'acqua. Inoltre possono essere aggiunte a quest'ultima un'asta (diametro 2,5 mm) disposta perpendicolarmente. Questo sistema permette di inserire all'estremità dell'ultima asta il modello di mano al quale verrà collegata la paletta. E' possibile poi modificarne inclinazione e profondità facendo scorrere l'asta cui è fissato.



Fig. 3.2 Carrello

Dall'immagine (fig. 3.2) si nota la presenza di altre aste parallele a quelle precedentemente descritte. Queste sono state aggiunte per garantire una maggiore stabilità alla struttura così da evitare oscillazioni delle palette durante il trascinamento in acqua che interferirebbero con i dati che vogliono essere rilevati. Più precisamente le due strutture sono distanti 30cm e sono collegate dei cilindri di legno di diametro 2cm e lunghezza 40cm.

3.2.3 Ben Hur

Per poter determinare e controllare la velocità di spostamento del carrello quest'ultimo è stato collegato al filo di nylon del Ben Hur, che avvolgendosi attorno ad un rullo, traina il carrello.



Fig. 3.3 Ben Hur

Il Ben Hur è una macchina pensata per l'allenamento dei nuotatori tramite la misura della loro forza e velocità. La sua struttura è determinata principalmente da un motore in corrente continua a basso voltaggio (24V) e da un rullo sul quale si avvolge il cavo di nylon all'estremità del quale viene imbragato l'atleta. Questi due componenti principali sono connessi tramite una trasmissione a catena e sono collocati all'interno di un box in acciaio inox, posto a bordo piscina in prossimità dei blocchi di partenza. Inoltre al fine di salvaguardare la salute degli utenti il Ben Hur è dotato di sistemi di sicurezza fotoelettrici e meccanici. Il funzionamento in corrente continua del motore permette di poter lavorare in due condizioni: controllo di forza o controllo di velocità, entrambe determinabili tramite un'interfaccia grafica sul PC che gestisce anche l'acquisizione dati. Tale strumento permette così un'ampia gamma di allenamento riconducibili in generale a due importanti classi:

- nuoto assistito, il Ben Hur traina il nuotatore agevolandone il moto;
- nuoto frenato, il Ben Hur si oppone all'avanzamento del nuotatore.

3.2.4 Descrizione della prova

Per l'esecuzione della prova il carrello è stato posizionato a bordo piscina.



Fig. 3.4 Posizionamento della struttura.

Per poter regolare la velocità di traino è stato collegato al maniglione del carrello all'estremità del filo in nylon che si avvolge al rullo. Il box in acciaio inox è invece fissato a bordo piscina all'estremità opposta alla direzione del moto.



Fig. 3.5 Posizionamento del rullo del Ben Hur

La paletta è stata immersa ad una profondità di circa 40cm ed è stata poi fissata al modello di mano di modo che l'acqua colpisce prima il palmo, il sistema di acquisizione e l'altra paletta sono state poi fissate al carrello(fig. 3.6).



Fig. 3.6

Dopo aver impostato il Ben Hur in modalità di controllo di velocità, sono state ripetute varie prove modificando la

velocità di moto della paletta (1.2, 1.4, 1.6, 1.8, 2.0 m/s) e mantenendo la stessa inclinata di 90° rispetto alla direzione di avanzamento. I dati sono infine stati trasferiti dal sistema di acquisizione al PC tramite cavo USB(fig. 3.7).



Fig. 3.7 Sistema di acquisizione e cavo USB.

3.2.5 Risultati ottenuti

I dati delle varie prove sono stati rappresentati in tracciati che mostrano l'andamento della pressione nel tempo. Ne è un esempio quello in figura 3.8:

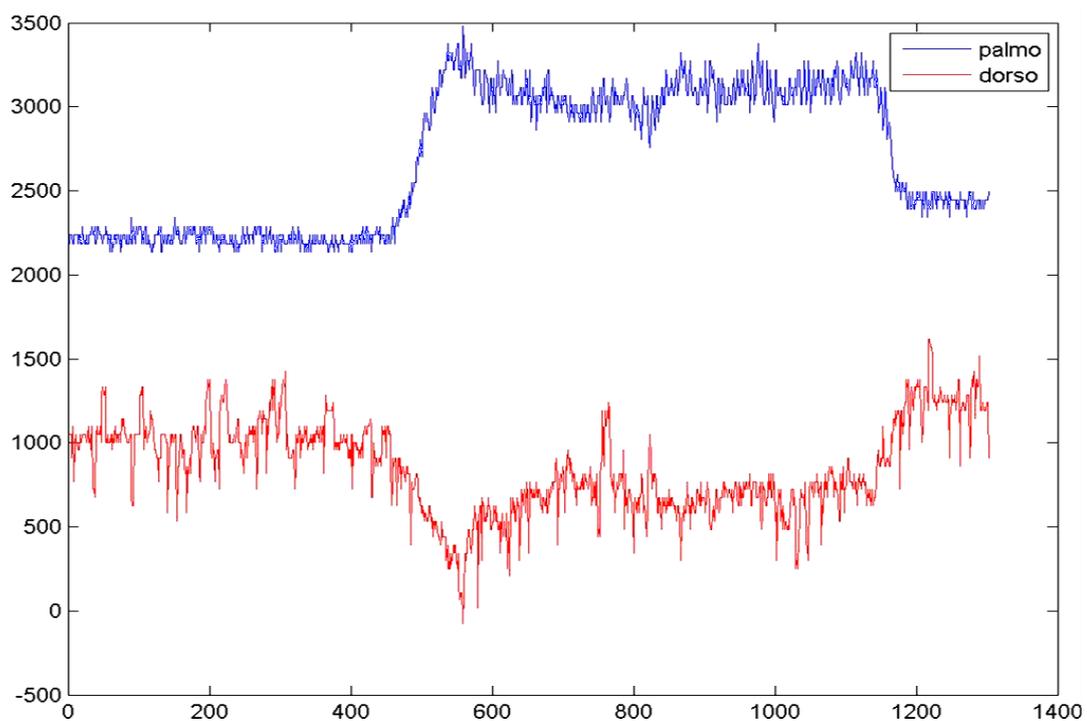


Fig. 3.8 Tracciato pressione tempo

Di notevole rilevanza è la possibilità di notare la depressione del dorso sinora solo teorizzata. Infatti data la posizione scelta della paletta (il palmo precede il dorso durante il moto), la pressione sul palmo tende ad aumentare durante il moto mentre quella del dorso subisce un decremento dovuto al fatto che una porzione di fluido viene spostata dal palmo e, di conseguenza, nella

regione posteriore ad esso(dorso) si creano dei vortici che causano un aumento della velocità sul dorso e una diminuzione sul palmo. Secondo la legge di Bernoulli quindi la pressione sul palmo cresce e quella sul dorso diventa minore. L'andamento a gradino del tracciato rispetta quanto ci si attendeva, infatti essendo costante la velocità di traino anche la pressione tende a rimanere costante.

Conoscendo la pressione è stato inoltre possibile calcolare la forza agente sulla mano che, in questo caso, coincide con quella di drag la cui espressione matematica è la seguente:

$$D = (1/2)\rho V^2 C_D S$$

con D forza di drag, V velocità di moto(ovvero quella di traino), S superficie di impatto, C_D coefficiente di drag e ρ densità dell'acqua. E' stato quindi calcolato il coefficiente di drag che, per condizioni analoghe a quelle della prova in esame, equivale a 1,2(Berger 1995). Il riepilogo dei dati ottenuti nel primo test sono di seguito riportati:

| | | | | | |
|---------------|--------|---------|---------|---------|---------|
| Velocità(m/s) | 1,2 | 1,4 | 1,6 | 1,8 | 2,0 |
| Angolo(gradi) | 90° | 90° | 90° | 90° | 90° |
| P_palmo (Pa) | 679,1 | 898,15 | 1074,85 | 1350,15 | 1615 |
| P_dorso (Pa) | 251,55 | 333,41 | 483,95 | 617,6 | 757,21 |
| P_totale (Pa) | 930,65 | 1231,56 | 1558,8 | 1967,75 | 2372,21 |
| Forza (N) | 2,32 | 3,1 | 3,89 | 4,92 | 5,93 |
| Cd | 1,28 | 1,25 | 1,22 | 1,22 | 1,2 |

In base ai dati appena esposti è stato possibile rappresentare l'andamento della pressione e della forza in relazione alla velocità.

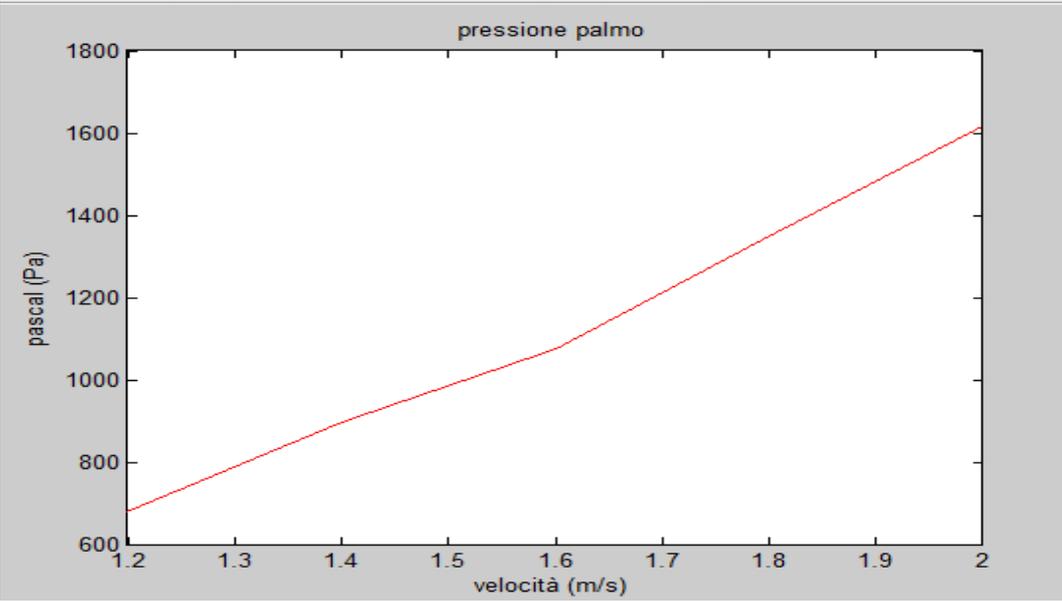


Fig. 3.9(a) Tracciato pressione-velocità del palmo.

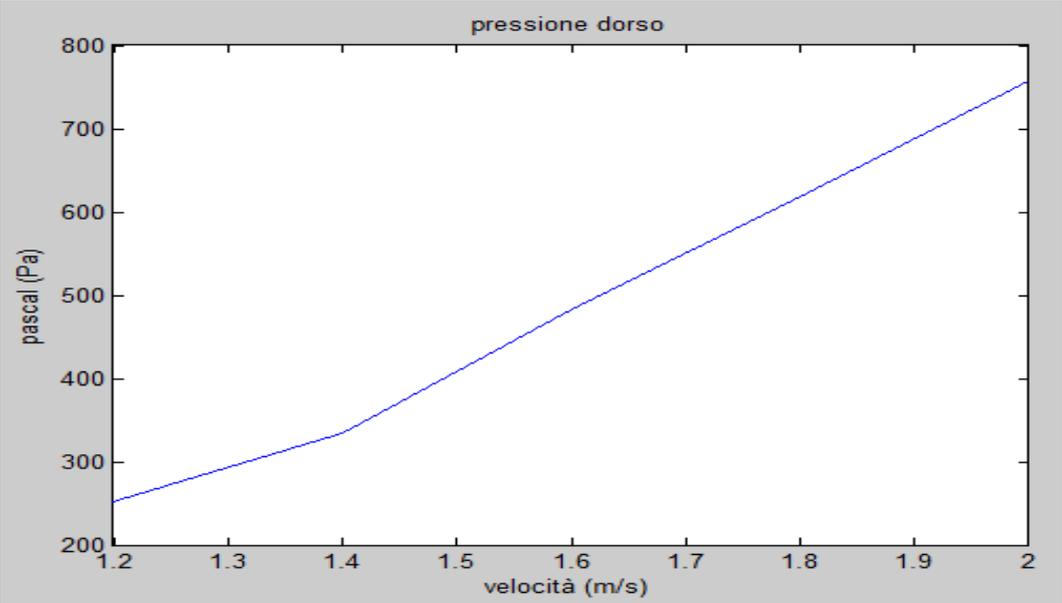


Fig. 3.9(b) Tracciato pressione-velocità dorso.

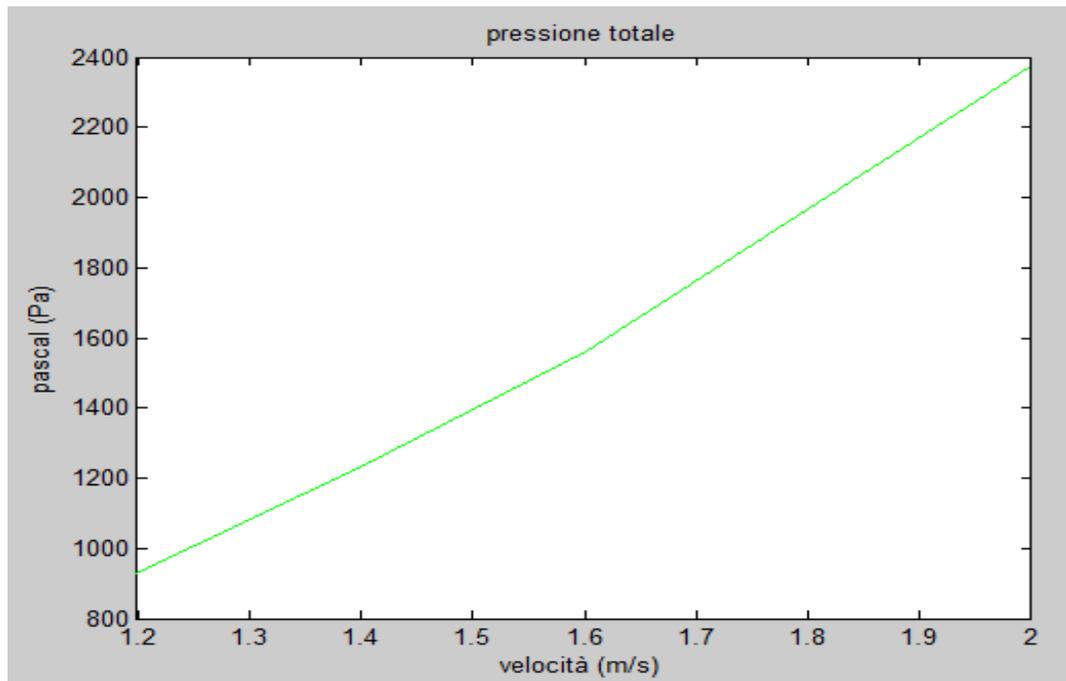


Fig. 3.9(c) Tracciato pressione-velocità.

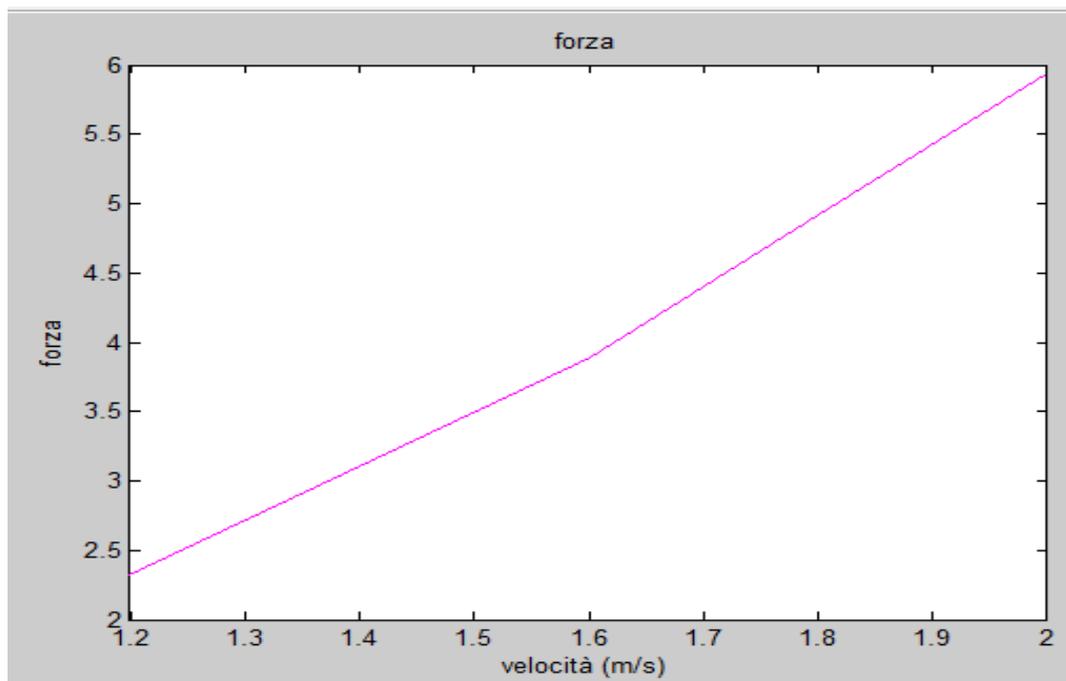


Fig. 3.9(d) Tracciato forza-velocità.

3.2.6 Discussione

I dati ottenuti soddisfano le aspettative in quanto il Cd non varia all'aumentare della velocità. Infatti come teorizzato il coefficiente di drag dipende esclusivamente dalla geometria dell'oggetto e non dalla velocità con cui esso si muove. Inoltre quelli riscontrati nel seguente studio rispettano il valore determinato da Berger nel 1995 che, a loro volta risultano essere superiori a quelli stimati da Sanders nel 1999. Tale evidenza costituisce un'ulteriore dimostrazione della validità dei dati rilevati in questo studio poiché, Sanders stesso attribuì la sua sottostima alla diversa valutazione della geometria dell'oggetto in moto nel fluido. In particolare Berger approssimò l'oggetto ad una lastra piana, geometria compatibile con quella delle palette, mentre Sanders lo assimilò ad una sfera. I valori dei coefficienti di drag risultano inoltre minori rispetto a quelli determinati da Schleihauf nel 1979 e da Takagi nel 2000 ma ciò è da attribuirsi alle diverse misure dei modelli e ai diversi materiali usati.

Anche i valori di pressione rispettano quanto affermato in letteratura, difatti essi aumentano parallelamente alla velocità così come la forza agente sulla mano.

Quest'ultima inoltre risulta essere proporzionale al quadrato della velocità come indicato dalla relazione matematica precedentemente riportata.

Aspetto di maggior interesse e valenza è l'evidente manifestazione della depressione del dorso sinora solo teorizzata e mai visualizzata.

L'unica inadeguatezza riscontrata è il diverso valore iniziale di pressione del palmo e del dorso. Tuttavia basandosi sulla

differenza fra il valore a regime (ovvero il valore che la pressione raggiunge durante il traino a velocità costante) e quello iniziale i valori pressori registrati sembrano essere affini a quelli attestati.

3.3 Seconda prova traino a velocità costante con paletta inclinata a 45°

3.3.1 Descrizione della prova

Il materiale utilizzato in questa prova e la disposizione della struttura usata sono analoghi a quelli descritti per il test precedente. L'unica differenza consiste nell'aver posizionato il modello di mano e, quindi, la paletta con un'inclinazione di 45° rispetto alla direzione del moto.

Anche in questo caso le prove sono state ripetute variando la velocità di traino, in particolare sono stati scelti i seguenti valori di velocità: 1.2, 1.4, 1.6, 1.8, 2.0 m/s.

3.3.2 Risultati ottenuti

La pressione misurata su palmo e dorso nel seguente test possono essere rappresentati in tracciati analoghi a quello di seguito riportato:

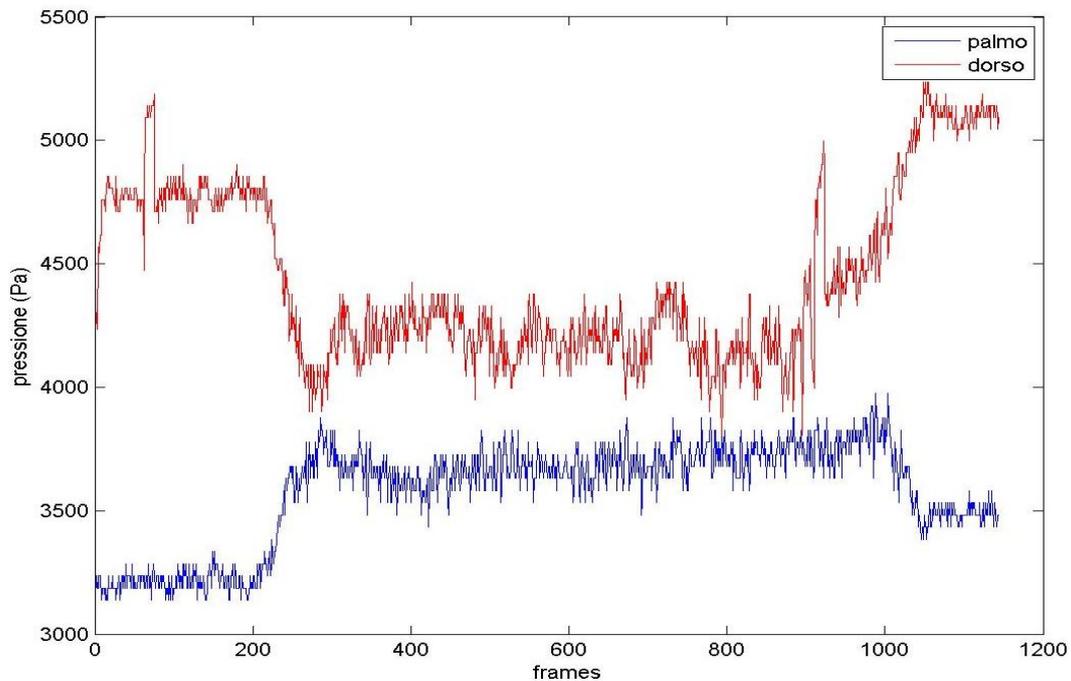


Fig. 3.10 Tracciato pressione.

Anche in questo caso è evidente la depressione del dorso e, in generale, l'aumento della pressione sul palmo è minore rispetto alla prima prova in cui la mano aveva un'inclinazione di 90° .

Anche in questo caso l'andamento a gradino soddisfa le previsioni in quanto, superata l'inerzia iniziale, la pressione rimane più o meno invariata durante in traino a velocità costante.

Per determinare la forza di drag e quella di lift si è fatto riferimento alle seguenti relazioni matematiche:

$$F_{\text{Drag}} = P_{\text{media}} * S * \sin(\alpha)$$

$$F_{\text{Lift}} = P_{\text{media}} * S * \cos(\alpha)$$

con $\alpha=45^\circ$ in questo caso. Il riepilogo dei dati ottenuti in questa prova è di seguito esposto:

| | | | | | |
|------------------------------|--------|--------|--------|--------|--------|
| Velocità(m/s) | 1,2 | 1,4 | 1,6 | 1,8 | 2,0 |
| Angolo(gradi) | 45° | 45° | 45° | 45° | 45° |
| P_palmo (Pa) | 485,1 | 487,4 | 775,2 | 890 | 1067,6 |
| P_dorso (Pa) | 604,2 | 608 | 922,6 | 1213,9 | 1461,9 |
| P_totale (Pa) | 1089,3 | 1095,4 | 1697,8 | 2103,9 | 2529,5 |
| Forza drag/ Forza Lift(N) | 1,925 | 1,938 | 3,005 | 3,724 | 4,477 |
| Cd/Cl | 1,06 | 0,79 | 0,74 | 0,91 | 0,89 |

E' stato quindi possibile determinare l'andamento della pressione e della forza in relazione all'aumento di velocità, ed è stato possibile renderlo visibile con i seguenti tracciati (fig. 3.11):

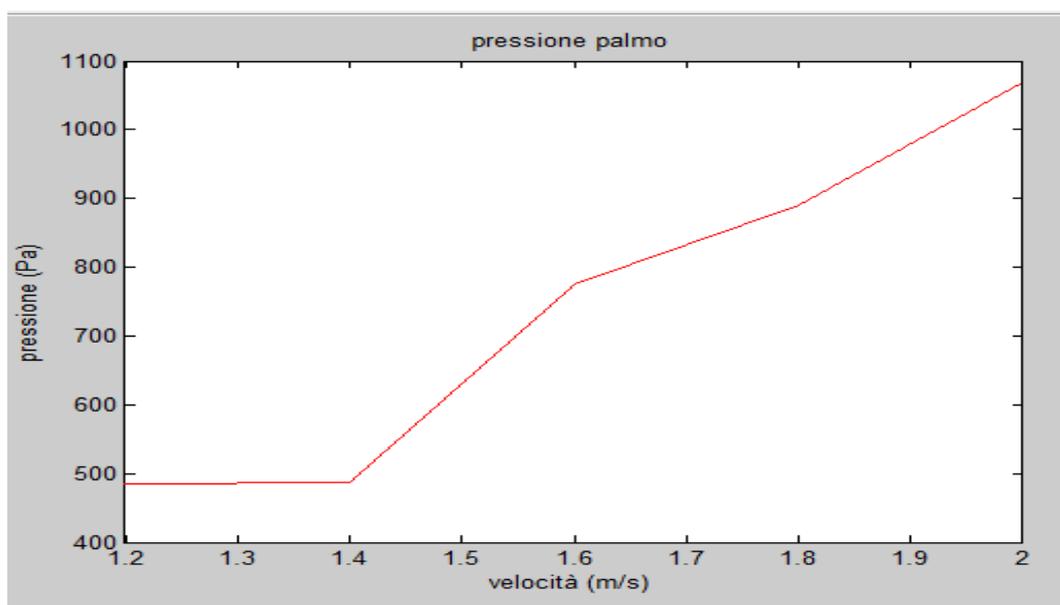


Fig. 3.11(a) Tracciato pressione-velocità del palmo

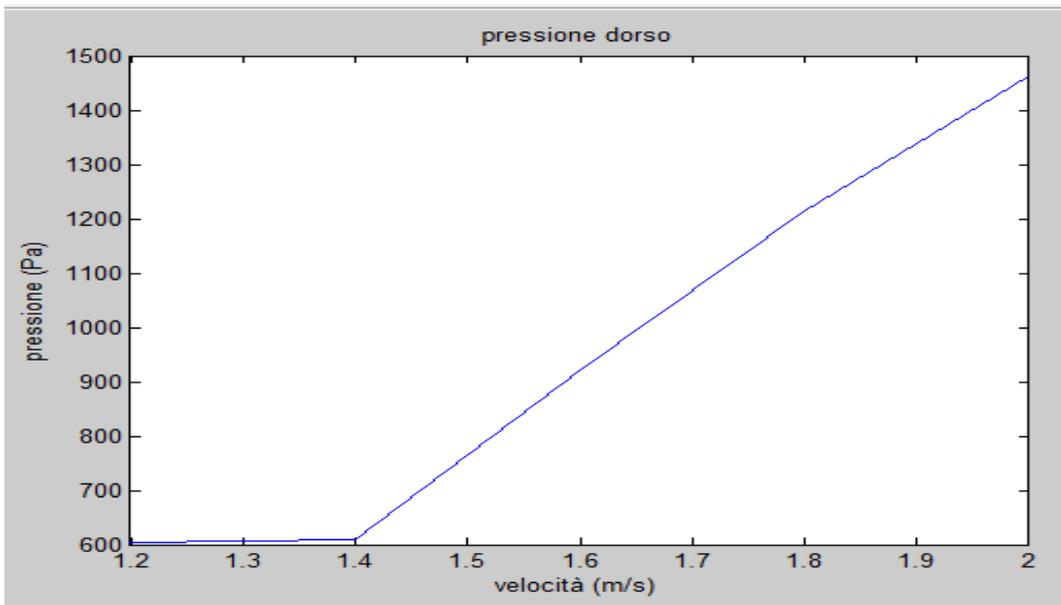


Fig.3.11(b) Tracciato pressione-velocità del dorso.

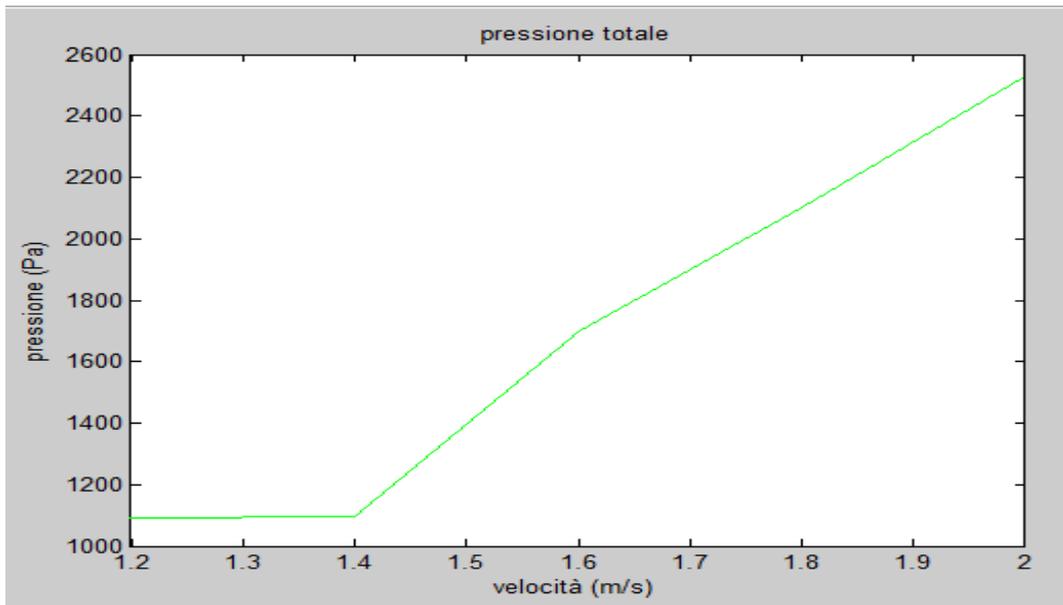


Fig. 3.11(c) Tracciato pressione-velocità.

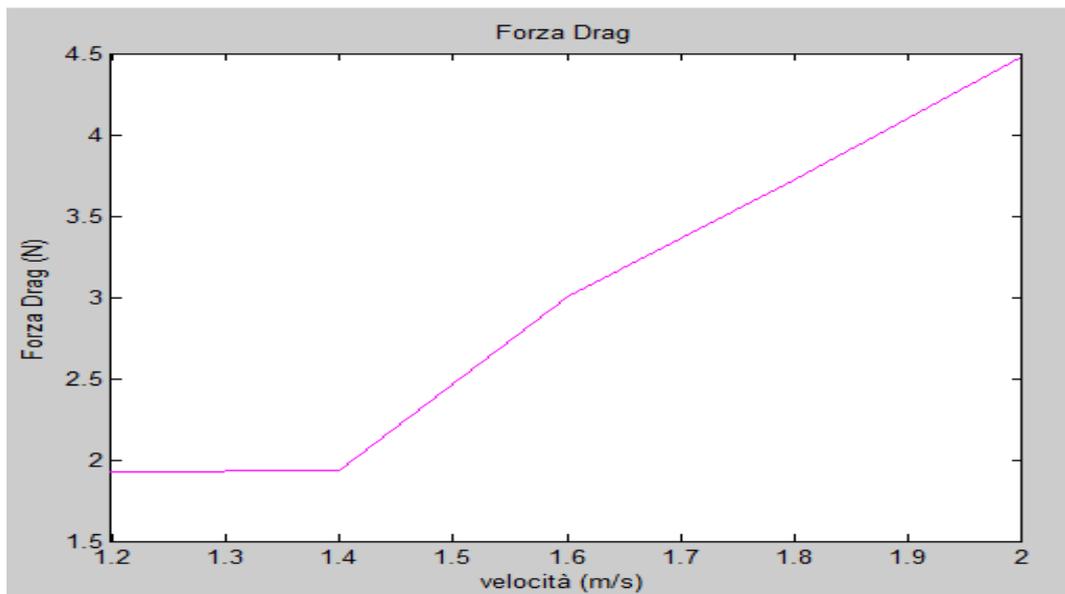


Fig. 3.11(d) Tracciato forza di drag-velocità.

In questo caso la forza di drag e lift, così come i relativi coefficienti, hanno lo stesso valore poiché per un angolo di 45° il seno e il coseno hanno stessa entità.

3.3.4 Discussione

I dati ottenuti dalla seconda prova sembrano soddisfare le aspettative.

I valori di pressione aumentano all'aumentare della velocità e, aspetto interessante, pur permanendo la depressione sul dorso la pressione esercitata sul palmo cresce in modo meno marcato rispetto alla prima prova.

Basandosi su quanto noto in letteratura infatti, nel caso di un'inclinazione della mano a 45° rispetto al moto la depressione del dorso e l'incremento della pressione sul palmo sono minori se confrontati con il caso di orientamento a 90° .

Inoltre la forza ricavata, ad eccezione dei casi relativi a velocità di 1,2 e 1,4 m/s, sembra essere proporzionale al quadrato della velocità stessa.

Unico aspetto discordante con quanto noto in letteratura è il valore dei coefficienti di drag e lift. Diversamente dai risultati ottenuti per i coefficienti di drag per la prova di traino con paletta inclinata a 90° rispetto al movimento, i coefficienti ricavati in questa seconda prova variano al variare della velocità. In particolare, ad eccezione del caso di velocità pari a 1,2m/s, per velocità inferiori a 1,8m/s i coefficienti sembrano essere più simili a quelli stimati da Schleihauf nel 1979(0,8), mentre per velocità crescenti sino ai 2,0m/s essi tendono al valore ricavato da Takagi nel 2001(0,9). Di positivo rimane il fatto che i coefficienti ricavati dallo studio di questo lavoro di tesi sono concordi con quelli calcolati basandosi su una geometria assimilabile ad una lastra piana, geometria dunque concorde con quella delle palette.

Conclusioni

Da questo studio il prototipo KZ di palette per la misurazione meccanica della pressione ha dimostrato notevoli potenzialità. Esso ha infatti dato la possibilità, per la prima volta, misurare la depressione del dorso che sinora era solo stata teorizzata.

Inoltre lo strumento risponde prontamente alle variazioni di velocità e inclinazione rispetto al moto, mostrando un aumento della pressione parallelamente a quello della velocità e una variazione dei valori pressori su palmo e dorso in concomitanza con il cambiamento dell'orientazione della mano e quindi della paletta stessa.

Ciò che ci si propone di indagare in futuro sono diverse inclinazioni rispetto alle due analizzate (90° e 45°) al fine di capire meglio la relazione fra drag e lift alle diverse inclinazioni in cui si trova a lavorare la mano durante le bracciate del nuoto nei diversi stili. Infine le informazioni misurate dal sensore di pressione verranno integrate con il sensore inerziale presente nello strumento la cui affidabilità, nella presente tesi, non è stata analizzata.

In definitiva il prototipo analizzato in questo lavoro di tesi ha dimostrato di avere ottime possibilità di sviluppo e di poter esser poi utilizzato come importante e valido strumento di ausilio all'analisi della meccanica natatoria.

Il prototipo di palette a misurazione meccanica si propone quindi come possibile futuro ausilio all'allenamento al fine di migliorare le capacità tecniche e le prestazioni dell'atleta.

Bibliografia

Alberto Minetti et al., (2009). The optimum finger spacing in human swimming, *Journal of Biomechanics* 42.

Alexander, R. McN. (1997) *Swimming in Mechanics and Energetics of Animal Locomotion*

APLab engineering the new world, <http://www.aplab.it>

Avanzolini G, *Strumentazione Biomedica. Collana di Ingegneria Biomedica. Patron Editore, Bologna 1998.*

Becker T.J., Havriluk R., (2006). Quantitative Data Supplements Qualitative Evaluation of Butterfly Swimming, *Biomechanics and Medicine in Swimming XI*.

Berger A.M., De Groot Gert, Hollander P., (1995). Hydrodynamic drag and lift forces on human hand\arm models, *Journal of Biomechanics* 28.

Bixler B., Riewalds S. (2002). Analysis of a swimmer's hand and arm in steady flow conditions using computational fluid dynamics, *Journal of Biomechanics* 35.

Bottoni A. et al (2011), Technical skill differences in stroke propulsion between high level athletes in triathlon and toplevel swimmers, *Journal of human sport & exercise*, Volume 6.

Bucker W., (1975). The influence of leg kick and the arm stroke on the total speed during the crawl stroke.

Chong A.K., (2006). Photography for digital hand surface capture in swimming performance study, *ISPR Volume XXXVI*, part 5.

Colwin C. (2002), *Breakthrough Swimming*, Human Kinetics.

Colwin C. (1984), *Fluid dynamics: Vortex circulation in swimming propulsion*.

Councilman J.E.(1969). The Role of Sculling Movements in the Arm Pull, *Swimming World*, vol.X,n.12.

Gardano P., DabnichkimP.,(2006). On hydrodynamic of drag and lift of the human arm, *Journal of Biomechanics* 39.

Gourgolis V. et al.,(2010).Kinematic characteristics of the stroke and orientation of the hand during front crawl resisted swimming, *Journal of Sports Sciences*.

Jaszczak M., Pressure differential on a swimmer's hands and swimming direction.

Kolmogorov S.V., Lyapun S.H.(1998). Biomechanics of set unstationary active motion of biological objects in water environment, Abstract Book of VIII International Symposium 'Biomechanics and Medicine in Swimming'.

Kudo S., Yanai T., Wilson B., Takagi H., Vennell R.(2007). Prediction of fluid forces acting on a model in unsteady flow conditions, *Journal of Biomechanics* 41.

Kudo S. et al.,(2008). Influence of surface penetration on measured fluid forces on hand model, *Journal of Biomechanics* 41.

Lauder M.A., Dabnichki P., Barlett R.M.,(2001). Improved accuracy and reliability of sweepback angle, pitch angle and hand velocity calculations in swimming, *Journal of Biomechanics* 34.

Marinho D.A. et al., (2009). Hydrodynamic analysis of different thumb position in swimming, *Journal of Sports Science and Medicine* 8.

Marinho D.A. et al., (2010). Swimming Propulsion Forces Are Enhanced by a Small Finger Spread, *Journal of Applied Biomechanics* 26.

Marinho D.A. et al., (2010). Design of a Three-Dimensional Hand\Forearm Model to Apply Computational Fluid Dynamics, *Brazilian Archives of Biology and Technology* 53.

Matsuuchi K. et al., (2008). Unsteady flow field around a human hand and propulsive force in swimming, *Journal of Biomechanics*.

Rouboa et al., (2005). The effect of swimmer's hand forearm acceleration on propulsive forces generation using computational fluid dynamics.

Sanders R.H., (1979). Hydrodynamic Characteristic of a Swimmer's Hand, *Journal of Applied Biomechanics* 15.

Schleihauf R.E. (1979). A hydrodynamic analysis of swimming propulsion. In: *Swimming III* pp.70-109.

Shigetada Kudo et al., (2008). Prediction of fluid forces acting on a hand model in unsteady flow conditions, *Journal of Biomechanics* 41.

H. Takagi and B. Wilson, (1999). Calculating hydrodynamic force by using pressure differences in swimming, *Biomechanics and medicine in swimming VIII*, pp 101-106.

Takagi H. et al., (2001). Effect of thumb abduction and adduction on hydrodynamic characteristics of a model of the human hand, *Biomechanics symposia*.

Takagi H., Sanders R. Measurement of propulsion by the hand during competitive swimming, *The Engineering of Sport* 4, Blackwell Publishing; 2002.

Touissaint H.M., (2002). Pumped propulsion during front crawl swimming, *Medicine & Science in Sports & Exercise*.

Touissaint H.M., Janssen T., Kluft M., (1991). Effect of propelling surface size on the mechanics and energetic of front crawl swimming, *Journal of Biomechanics* 24.

Touissaint H.M., Beek P.J., *Biomechanics of Competitive Front Crawl Swimming*, *Sports Medicine* 13.

Touissaint H.M., Ross P.E., Kolmogorov S., (2004). The determination of drag in front crawl swimming, *Journal of Biomechanics* 37.

Touissaint H.M., Hollander A.P., Van den Berg C., Vorontsov A., (2000). Biomechanics of Swimming, Mechanics and Energetics of Swimming.

Valiant G.A., Holt L.E., Alexander A.B. The contributions of lift and drag force components of the hand\forearm to a swimmers propulsion.

Vladimir M. Zatsiorsky. Biomechanics in Sport: Performance Enhancement and Injury Prevention, pp 185-231.

Ringraziamenti

Un sincero ringraziamento va alla professoressa Silvia Fantozzi che con questa esperienza mi ha dato la possibilità di crescere seguendomi con eccezionale disponibilità e competenza.

Un grazie sincero è dedicato ad Andrea Giovanardi che si è dimostrato estremamente disponibile e aiuto insostituibile.

Ringrazio poi il professor Giorgio Gatta e Matteo Cortesi per l'aiuto datomi durante questa esperienza.

Un grazie è doveroso per Emanuele che si è rivelato letteralmente la vera e propria forza motrice di questo studio.

Grazie all'ingegnerpazzo i cui appunti si sono dimostrati un validissimo aiuto nel superamento degli esami. Tutti noi ti siamo grati.

Un affettuoso grazie va ai miei Genitori che hanno saputo appoggiarmi e spronarmi in questa dura esperienza di studio. Siete riusciti con dolcezza e amore a credere in me soprattutto quando ero io la prima a non farlo.

Un grazie speciale è dedicato ai miei Nonni che, ognuno a suo modo, sono riusciti a starmi vicino e a comprendere con infinita sensibilità i miei momenti di difficoltà. Sono sicura che continuerete a camminare al mio fianco nella strada che la vita mi riserva.

Grazie di cuore a mio Fratello che con dolcezza ed euforia ha saputo sedare i momenti di sconforto e rischiarire i giorni cupi.

Un enorme grazie è per la mia Stellina. Sei un concentrato di sensibilità, dolcezza e caparbia, tutte qualità che ti rendono la persona straordinaria che sei.

Un affettuoso ringraziamento a Lisa che, nonostante i chilometri di distanza, mi è sempre stata vicina e ha saputo sopportare i miei momenti di pazzia.

Grazie davvero a Martina, Valentina e Stefano che sono riusciti a superare le distanze con il loro affetto.

Un ringraziamento sincero va a Greta, il vero peccato è averti incontrata troppo tardi. Sono sicura però che questo è solo l'inizio di una bella avventura.

At last but not least il ringraziamento più dolce è per Te. Sei la mia roccia, la persona senza la quale tutto sarebbe più difficile e triste. Sei la persona che meglio sa capirmi e confortarmi, quella che riesce sempre a mostrarmi l'aspetto positivo delle cose, che riesce a strapparmi un sorriso anche nelle giornate più difficili e che sa far diventare rosee anche quelle più nere. Grazie per aver creduto in me anche quando ero io a non farlo. Ti auguro tutto il meglio, cioè niente meno di ciò che meriti. Sei speciale e presto te ne accorgerai anche Tu.

Laura