

**ALMA MATER STUDIORUM
UNIVERSITA' DI BOLOGNA**

**Dottorato di Ricerca in
Discipline delle Attività Motorie e Sportive**

XIX ciclo

Sede amministrativa: Università di Bologna

Coordinatore: Prof. Salvatore Squatrito

**STUDIO CINEMATICO DELL'ARTICOLAZIONE
DEL GOMITO E VALUTAZIONE DEL CARRYING
ANGLE DURANTE L'ESERCIZIO FISICO**

Tesi di Dottorato

SSD: BIO/09

**Presentata da:
Dott. Maria Luisa Zampagni**

**Relatore:
Prof. Salvatore Squatrito**

Anno dell'esame finale: 2007

A Giuliana ed Amedeo ...

Sommario

Questo progetto di ricerca, è stato sviluppato per studiare le caratteristiche anatomico-funzionali che definiscono l'articolazione del gomito, ed in modo articolare la presenza dell'angolazione valga che origina dalla diversa orientazione degli assi meccanici dell'avambraccio e del braccio e, denominata in letteratura come **carrying angle**.

L'obiettivo principale di questo lavoro - meglio espresso nei diversi capitoli - è stato, quello di identificare un nuovo approccio di misura per la stima di questo angolo, utilizzabile sia per gli studi di biomeccanica articolare, che per gli studi di analisi del movimento per l'arto superiore.

Il primo obiettivo è stato quello di scegliere un algoritmo di calcolo che rispettasse le caratteristiche dell'articolazione, ed in modo particolare abile a minimizzare gli errori introdotti sia nella fase di acquisizione dei punti di reperi anatomici, che in quella legata alla predizione del movimento di flessione-estensione, con un modello matematico.

Per questo motivo abbiamo dovuto realizzare una serie di misure in un primo tempo su due cadaveri di arto superiore, poi, seguendo le regole classiche per la validazione dell'approccio metodologico adottato, si sono realizzate misure in-vivo, prima in massima estensione e poi durante il movimento.

Inizialmente abbiamo pensato di comparare le misure lineari relative alle ampiezze del braccio (ampiezza tra l'epicondilo laterale e mediale) e dell'avambraccio (ampiezza tra lo stiloide ulnare e radiale) con quelle ottenute mediante un antropometro; successivamente dopo aver verificato la ripetibilità tra i diversi operatori nell'acquisizione dei punti di reperi anatomici con il digitalizzatore Faro Arm, abbiamo comparato le misure ottenute relative al **carrying angle** con quelle di un goniometro standard, classicamente utilizzato nella pratica clinica per la definizione dei range di movimento dell'arto superiore.

Infine, considerando la bontà delle misure ottenute, abbiamo riproposto tale metodologia con strumenti stereofotogrammetrici per l'analisi del movimento (VICON Sy-

stem), ottenendo la stessa stabilità nell'andamento del **carrying angle** in funzione della flessione, sia come riportato dagli studi in letteratura, sia come riscontrato nel nostro studio in-vitro.

In conclusione, questo lavoro di ricerca ha evidenziato (sia per i risultati ottenuti, che per la elevata numerosità dei soggetti testati), come gli esseri umani presentino una grande variabilità individuale nel valore di questo angolo, e di come questo possa aiutare per la corretta definizione di un modello 3-D dell'arto superiore.

Pertanto, gli studi futuri sulla biomeccanica dell'arto superiore dovrebbero includere sempre la valutazione di questa misura.

INDICE GENERALE

1	INTRODUZIONE	1
1.1	Definizione: il carrying angle	3
1.2	Differenze tra i sessi	7
1.3	Differenze del carrying angle per età	9
1.4	Metodi per la valutazione del carrying angle	9
1.5	Importanza relativa alla stima dell'angolo	11
1.6	Ipotesi di lavoro	13
1.7	Gli obiettivi del lavoro	14
2	STRUMENTI DI MISURA	16
2.1	Sistemi optoelettronici	17
2.1.1	Il FlashPoint	17
2.1.2	Vicon System	19
2.2	Sistemi elettro-meccanici	22
2.2.1	FARO Arm	22
2.3	Goniometri	23
2.3.1	Il goniometro lineare	23
3	APPROCCIO AL PROBLEMA	24
3.1	Scelta dei punti di repere anatomici per la ricostruzione dei sistemi di riferimento di braccio ed avambraccio	25
3.2	Matrice di rototraslazione associata ai sistemi di riferimento di braccio e avambraccio	26
3.3	Procedura per la valutazione, per la validazione e per la stima del carrying angle	28
4	MATERIALI E METODI	30
4.1	Valutazione in-vitro del carrying angle durante il movimento passivo di flessione-estensione e in massima estensione	31
4.1.1	Set-up	31
4.1.2	Analisi statistica	33
4.2	Affidabilità nella definizione in-vivo dei sistemi di riferimento braccio ed avambraccio. Confronto fra antropometro e FARO Arm	34
4.2.1	Set-up	34
4.2.2	Analisi Statistica	35
4.3	Affidabilità della misura in-vivo del carrying angle in full-extension	36

4.3.1	Set-up	36
4.3.2	Analisi statistica	38
4.4	Ripetibilità inter-observer e intra-observer nella stima in-vivo del carrying angle	39
4.4.1	Set-up	39
4.4.2	Analisi statistica	40
4.5	Identificazione del carrying angle in-vivo in funzione dell'angolo di flessione tramite sistema stereofotogrammetrico	40
5	RISULTATI	43
5.1	Risultati in-vitro: movimento passivo di flesso-estensione	44
5.2	Risultati in-vivo	47
6	DISCUSSIONE	58
6.1	Valutazione del carrying angle in-vitro	60
6.2	Affidabilità nella definizione in-vivo dei sistemi di riferimento	61
6.3	Affidabilità della misura in-vivo del carrying angle	62
6.4	Ripetibilità inter-observer e intra-observer	65
6.5	Identificazione in-vivo del carrying angle in funzione dell'angolo di flessione	67
7	CONCLUSIONI	69

Capitolo 1

Introduzione

L'articolazione del gomito è una struttura complessa che riveste una funzione meccanica molto importante in quanto capace di determinare un controllo nei gesti motori, implicati con l'articolazione del polso e della spalla. Le funzioni dell'articolazione del gomito sono molteplici ed includono la abilità nel monitorare il controllo nello spazio dei movimenti fini della mano , e di agire come fulcro per i gesti per motori che richiedono l'intervento di mano e spalla.

Infatti l'articolazione del gomito rappresenta la zona dell'arto superiore in cui si congiungono le strutture ossee ed articolari facenti parte del braccio e dell'avambraccio creando una giuntura articolare unica in cui si fondono le articolazioni di omero ed ulna, omero e radio ed infine radio ed ulna.

La giuntura del gomito è resa molto stabile dalla presenza della capsula articolare che avvolge omero ed ulna in maniera serrata, che maggiormente viene rinforzata dai robusti legamenti. L'articolazione consente all'avambraccio movimenti di flessione fino a 130° e di estensione che possono arrivare a 160° . È possibile ruotare l'articolazione tra radio e ulna, questa caratteristica si rivela essenziale sia per i movimenti di pronazione che per quelli di supinazione, in cui le due ossa passano da una posizione parallela ad una incrociata (Fig. 1.1).

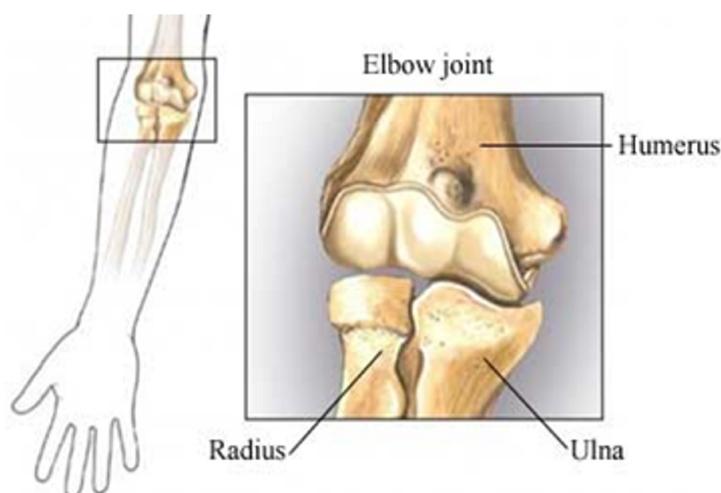


Figura 1.1: L'articolazione del gomito: sede anatomica.

Lo studio relativo alle caratteristiche anatomiche del gomito, alla geometria del-

le ossa, al tipo di articolazione, alle strutture che costituiscono i tessuti molli, nonché all'ammontare delle forze trasmesse attorno all'articolazione dipendono sia dalla configurazione del carico così come dall'orientazione angolare dell'articolazione.

Per questa ragione, questo progetto di ricerca è stato sviluppato per studiare una particolare caratteristica anatomica che deriva dalla struttura dell'articolazione del gomito e che contraddistingue l'arto superiore e denominata **carrying angle**.

1.1 Definizione: il **carrying angle**

Quando l'articolazione del gomito viene analizzata sul piano frontale essa presenta un particolare offset, formato tra l'asse lungo dell'avambraccio e l'asse lungo del braccio denominato **carrying angle** (Fig. 1.2 e Fig. 1.3).

Gli studi presenti in letteratura, e focalizzati sulla corretta definizione di questo angolo sono molti, e le cause attribuibili a queste ricerche sono particolarmente legate alla identificazione di un metodo capace di standardizzare questa misurazione. Infatti Hubscher [30] ed Aebi [1] hanno definito il **carrying angle** con il termine "Ellbogenwinkel", Basmajian [7] "carrying angle", Fischer [23] e Nagel [49] "Armwinkel", Fick [22] totale "Cubitalwinkel", e von Miculicz [79] "cubitus valgus". In termini generali, il **carrying angle** è universalmente riconosciuto come l'angolo formato per la diversa orientazione della diafisi omerale e di quella ulnare, e maggiormente visibile quando l'arto superiore è in massima estensione [1, 7, 22, 23, 30, 49, 79].

In generale le misurazioni realizzate in ambito sia anatomico che antropometrico, per la valutazione di questo angolo sono state realizzate sia nei cadaveri che nei soggetti adulti.

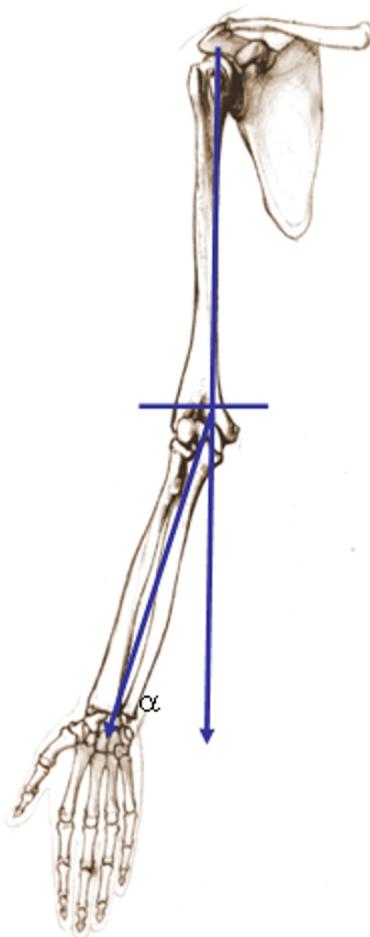
Studi anatomici relativi al **carrying angle** sono stati compiuti in-vitro da Brune e Kyrklund nel 1879 [10], i quali hanno rilevato un valore del **carrying angle** di 166.64° per differenza dall'angolo cubitale.



Figura 1.2: Le ossa che costituiscono l'articolazione del gomito.

Nello stesso anno, von Miculikz [79] analizzando 20 arti superiori ha ottenuto, in seguito all'asportazione dei muscoli dell'arto superiore un valore medio dell'angolazione valga misurata per differenza dall'angolo cubitale di 164° . Inoltre, l'angolo ha presentato valori molto diversi ed inclusi in un range compreso tra i $157^\circ - 178^\circ$.

Recentemente altri studiosi riscontrando valori dell'angolo diversi da quelli riportati in letteratura, hanno cercato di capire le cause anatomiche che potessero determinare questa formazione.

Figura 1.3: Il *carrying angle*.

Mall [42], ha attribuito la presenza del **carrying angle**, alla sua associazione con l'asse di flessione estensione dell'articolazione del gomito, il quale anziché orientarsi in modo ortogonale rispetto alla diafisi omerale, passa obliquamente presentando un'angolazione di circa 84° .

Langer [39], invece, ha sostenuto che il valgismo fisiologico possa essere imputabile all'orientazione della troclea omerale, disposta obliquamente rispetto alla diafisi omerale.

Deker [15] dopo quasi un secolo, pur essendo in linea con quanto riportato da Langer, ha attribuito la formazione di questo angolo ad una derivazione dello stesso, per effetto della profondità del labbro trocleare, più evidente nella parte distale che in quella anteriore. Infatti, la presenza di questo fattore anatomico originerebbe, una

deviazione in valgo, maggiormente visibile con l'arto superiore supinato ed in massima estensione. In questa posizione l'avambraccio non si manterrebbe in linea con il braccio, ma sarebbe costretto a deflettersi lateralmente.

Kapandji [32] negli anni '70, ha attribuito la formazione di questo angolo alla differente orientazione dei solchi trocleari, sottolineando come quello anteriore sia disposto verticalmente, mentre quello posteriore risulti obliquo.

In realtà il **carrying angle** si presenterebbe come un angolo formato dal risultato dell'orientazione degli assi anatomici di omero ed ulna probabilmente dovuto anche al diverso orientamento delle due fossette trocleari quella anteriore disposta in modo verticale e quella posteriore con un andamento obliquo.

La natura obliqua della diafisi ulnare, rispetto a questa fossa definirebbe in maniera preponderante il **carrying angle** del gomito.

Recentemente ed in accordo con quanto riportato da Nicholas e Hershman [50], il **carrying angle** si origina per la leggera angolazione in valgo della fossetta troclearare dell'ulna rispetto a quella della diafisi e per l'allineamento necessario, a livello articolare con l'angolazione valga della diafisi omerale.

Tuttavia dal punto di vista anatomico può essere evidenziato che:

- distalmente il labbro mediale della troclea omerale si posiziona sul margine mediale inferiore della tuberosità troclearare dell'ulna;
- sia la linea passante con le prominenze dell'olecrano che quella formata dal processo della coronide dell'ulna si uniscono per entrare nella fossa della troclea omerale;
- nella parte posteriore, il processo dell'olecrano dell'ulna si inserisce nella fossa dell'olecrano omerale.

In altri termini e sotto un profilo strettamente anatomico, la giustificazione di questa orientazione valga che si presenta formata tra l'avambraccio e il braccio può

essere dovuta alla dislocazione della troclea che appare anteriormente più allineata con l'ulna, piuttosto che con il capitello radiale nella sua porzione distale.

1.2 Differenze tra i sessi

Gli studi realizzati per attribuire una corretta misura del **carrying angle** negli umani hanno evidenziato come questo valore sia differente tra i sessi.

La maggior parte degli studiosi che si sono interessati a questi approfondimenti ha sottolineato come questo angolo sia più grande nelle femmine piuttosto che nei maschi nonostante, ancora oggi, non siano state definite le cause che ne determinano una possibile differenza.

Uno dei primi studi realizzati per la stima del **carrying angle** nei sessi è stato compiuto nel 1895 da Potter [56].

L'autore realizzò delle misurazioni cliniche su 90 donne e su 95 uomini ottenendo un valore dell'angolo di 1.65° nei maschi e di 6.84° nelle femmine, con una differenza tra i sessi di 5.8° . Successivamente negli studi fatti da Mall [42], Nagel [49], Fick [22] e Atkinson [5] le differenze tra i sessi risultarono incluse tra i 3.5° e gli 1.8° .

Nel 1947 Aebi [1], ottenne differenze del **carrying angle** tra i sessi di 6.4° maggiori di quelle precedentemente riportate negli studi di Potter.

Ancora nel 1947 Steel e Tomlinson [66] stimarono la misura del **carrying angle** relativamente all'arto sinistro calcolandolo per differenza dall'angolo cubitale. In questo studio il **carrying angle** presentò un valore medio pari a 160.72° in 50 donne, mentre di 161.62° negli uomini. Evidenziando ancora una volta come il valore del **carrying angle** fosse maggiore nelle donne.

Questi valori, relativi al **carrying angle**, furono ottenuti utilizzando l'angolo trocleare in 50 ossa di omero, il quale risultò parzialmente dovuto alla posizione leggermente inclinata del labbro mediale e determinato dalla parte distale della troclea. Infatti l'angolo trocleare manifestò una variabilità tra i sessi con un valore medio di 73.5

° negli uomini mentre 74.5 ° nelle donne. Infatti l'angolo trocleare risulta caratterizzato sia dalla tangente passate tra la testa omerale, relativamente all'epicondilo mediale, che dalla linea passante per il margine distale del labbro trocleare.

Harbauer [29] nel 1958, misurò il **carrying angle** in 64 uomini e in 15 donne trovando un valore medio dell'angolo cubitale di 167.7 ° per gli uomini mentre di 165.9 ° per le donne.

Keats [34] nel 1966 attraverso delle immagini radiografiche, rilevò una media del **carrying angle** di 13 ° nelle donne e di 11 ° nei maschi sottolineando una differenza media di 2 °.

Uno studio successivo, effettuato da Baughman et al. [8] riconobbe in 50 soggetti di sesso femminile un valore medio del **carrying angle** di 15° (range tra 2° - 26°) mentre di 11° (range tra 2° - 21°) nei maschi, dimostrando l'esistenza di una differenza di 4° tra i sessi.

Recentemente nel 2004, Purkait [57], in seguito ad un'analisi approfondita sulle caratteristiche anatomiche delle ossa dell'arto superiore, ha sostenuto come la variabilità riscontrata nei sessi possa, in realtà essere attribuita alla differente costituzione anatomica delle ossa. In questo lavoro, realizzato su 40 cadaveri di omero (di cui 20 maschi e 20 femmine) e 160 cadaveri di ulna (di cui 100 maschi e 60 femmine) egli ha riconosciuto nelle donne un olecrano più piccolo di quello degli uomini, facendo pensare che le femmine potessero possedere una proiezione dell'olecrano più grande di quella degli uomini.

Ancora nel 2004 Paraskevas [52], ha costruito un goniometro lineare, dotato di un'asta oscillante su una base graduata, per ottenere il valore del **carrying angle** in massima estensione. Questo studio, finalizzato ad identificare un metodo corretto di misurazione, è stato realizzato prima per definire l'affidabilità delle misure del **carrying angle** in massima estensione con quelle ottenute mediante immagini radiografiche, e successivamente per valutare le differenze nel valore dell'angolo tra i sessi (600 soggetti adulti appartenenti a diverse categorie). I risultati, da lui presentati, hanno evidenziato valori medi del **carrying angle** pari a 12.88 ± 5.92 ° in entrambi i sessi, sottolineando

la presenza di differenze significative tra i sessi. Inoltre, dai risultati di questo lavoro, la differenza ottenuta tra maschi e femmine è stata quantificata in un valore nell'intorno dei 4°, dimostrando che i maschi sono rappresentati da un valore del **carrying angle** più piccolo ($10.97 \pm 4.27^\circ$) di quello ottenuto nelle donne ($15.07 \pm 4.95^\circ$).

1.3 Differenze del **carrying angle** per età

In letteratura lo studio forse più importante, relativo all'andamento del **carrying angle** in funzione dell'età, è stato quello di Smith [62]. Nel 1960 l'autore misurò il **carrying angle** in 80 femmine e 70 maschi, di un'età compresa tra i 3 e gli 11 anni, ottenendo valori pari a 6.1° (range tra $0 - 12^\circ$) per le femmine e 5.4° nei maschi (range tra $0 - 11^\circ$) dimostrando una differenza totale tra i sessi pari a 0.7° .

1.4 Metodi per la valutazione del **carrying angle**

In genere gli studi riportati in letteratura hanno valutato il valore di questo angolo con l'arto superiore in massima estensione, mantenendo il gomito perfettamente esteso e con la mano supinata (posizione anatomica).

Gli strumenti più utilizzati per questa misurazione sono stati: il protractor goniometer oppure la derivazione dell'angolazione ottenuta attraverso punti di reperi ossei contrassegnati nelle immagini radiografiche [57].

Tuttavia i valori medi attribuiti al **carrying angle** hanno presentato delle differenze sostanziali ed incluse in un range compreso tra i 6.7° (Potter [56]) e i 22.5° (Steindler [67]).

Queste differenze ottenute nel valore dell'angolo possono essere attribuite sia a differenti concetti utilizzati per la stima dell'angolo che a differenti tipi di misurazioni nonché a studi effettuati in vivo o in vitro. Infatti Amis et al. [2] Keats et al. [34] nel 1966 e Steindler [67] nel 1973 hanno riconosciuto il **carrying angle** come l'angolo for-

mato tra l'asse longitudinale del braccio e quello dell'avambraccio. Questa definizione è stata adottata attraverso una valutazione effettuata con i raggi-X.

Ancora nel 1976 Beals et al. [9] hanno determinato attraverso delle immagini radiografiche, gli assi longitudinali dell'omero e dell'ulna e passanti rispettivamente, tra i punti medi dell'omero distale e quelli dell'ulna prossimale. La definizione degli assi relativi ad omero ed ulna è stata ottenuta in seguito alla localizzazione di punti di repere ossei ricavati dalle immagini radiografiche. Tuttavia questo tipo di approccio ha definito una leggera differenziazione nella definizione del **carrying angle** in quanto l'attribuzione di questo valore è risultata molto condizionata dagli errori introdotti dalla magnificanza o dalla distorsione legata alle immagini radiografiche. Infatti in genere è molto difficile riuscire a localizzare punti di repere ripetibili con le immagini radiografiche in quanto le linee di riferimento, costruite ad-hoc, non risultano adatte ad identificare gli assi corretti per definire la misura dell'angolo.

Ci sono, infatti, molti dubbi sul fatto che gli assi longitudinali dell'omero e dell'ulna siano paralleli agli assi longitudinali ottenuti dai punti passanti su omero ed ulna, ottenuti da una visualizzazione sulle immagini radiografiche. Inoltre la direzione delle linee mediali tangenti sia all'omero che all'ulna non coincidono necessariamente con la direzione dell'asse lungo delle ossa né con la linea costruita perpendicolarmente all'asse transepicondilare.

In realtà la corretta definizione del **carrying angle** richiede una procedura di verifica relativamente all'asse longitudinale dell'ulna, attraverso una linea perpendicolare all'asse articolare, e attraverso una corretta conoscenza sia della posizione che dell'orientamento dell'asse articolare (Fig. 1.4).

Questa osservazione è dovuta al fatto che il movimento di flessione-estensione dovrebbe verificarsi attorno ad un solo asse. Tuttavia un'importante considerazione deve essere assegnata alle variazioni dell'angolo, causato dalla diversa morfologia che contraddistingue in modo altamente differenziato i soggetti.



Figura 1.4: L'articolazione del gomito: definizione

1.5 Importanza relativa alla stima dell'angolo

Identificare una corretta procedura di misura per la valutazione del **carrying angle**, potrebbe essere un elemento chiave per migliorare la modellizzazione degli arti superiori degli umani. Inoltre la definizione di un approccio di misura corretto potrebbe anche spiegare le possibili differenze del valore dell'angolo riscontrato sia tra i sessi tra le razze e tra i soggetti sportivi.

Infatti come recentemente riportato da Van Roy [76], questo angolo potrebbe essere implicato nel controllo e nella distribuzione della forza durante la realizzazione dei movimenti. In realtà il **carrying angle** potrebbe essere una scelta anatomica “intelligente” per non sovraccaricare l'arto ed anche capace di avere un ruolo significativo nella distribuzione del carico durante i movimenti [76]. Per esempio quando un oggetto di un certo peso, deve essere sollevato con una sola mano, in genere ed in modo completamente spontaneo si è portati ad eseguire una piccola rotazione laterale dell'arto superiore per evitare il contatto con l'arto inferiore. In queste condizioni l'angolo in valgo del gomito (**carrying angle**) aiuta nel posizionare la mano in una posizione idealmente corretta e tale da localizzare la mano in una posizione al di sopra del centro di massa del peso da sollevare.

Inoltre durante la fase di sollevamento di un oggetto, con impegno da parte di tutte e due le braccia, il **carrying angle** potrebbe anche avere un'azione importante nel migliorare la fase di presa garantendo un'ottimizzazione dell'angolo di applicazione.

In definitiva sia la definizione spaziale delle ossa, che le inserzioni delle strutture muscolari nonché il valore del **carrying angle** potrebbero rivestire ruolo significativo nel controllo della coordinazione motoria dei movimenti in particolare per quei gesti che richiedono lo sviluppo di capacità motorie fini degli arti superiori.

Questa osservazione può anche essere supportata dal fatto che nell'ambito clinico, il **carrying angle** è generalmente misurato in massima estensione ed un incremento del suo valore, quando comparato con il controlaterale, può essere attribuito a traumi o dovuto allo sviluppo di anomalie funzionali [11].

Flynn infatti [24] ha sviluppato un criterio per valutare il livello di soddisfazione della riduzione delle fratture sovraepicondilarie del gomito basate sulla valutazione del **carrying angle** e sulla valutazione del range totale di movimento di flessione estensione diminuito dopo la riduzione.

Questi criteri sono stati anche utilizzati recentemente per comparare sia i diversi metodi di fissazione nelle fratture sovraepicondilarie dell'omero, che per comparare, nella chirurgia a cielo aperto, la resezione della testa radiale con fissazione interna nei pazienti con frattura caratterizzata da frammenti ossei.

Inoltre un maggior valgismo fisiologico, imputabile al valore del **carrying angle** è stato riscontrato nell'arto dominante generalmente usato per le azioni di lancio in atleti che praticano sport quali il lancio del giavellotto, il getto del peso etc. Probabilmente questa alterazione, rispetto ai valori medi dell'angolo, potrebbe essere attribuibile ad adattamenti funzionali dovuti al sovraccarico di lavoro a cui l'articolazione del gomito è sottoposta durante questo tipo di azioni motorie.

Infine le informazioni relative al valore di questo angolo, potrebbero altresì essere importanti anche nella eziopatogenesi di vari tipi di fratture che si presentano a carico dell'articolazione del gomito, e nella diagnosi di patologie sia a carico dell'epicondilo

laterale (tennis elbow), che a carico di quelle dell'epicondilo mediale (golf elbow) ed inoltre nel trattamento delle fratture di gomito.

L'identificazione di un valore corretto di questo angolo, potrebbe avere anche un ruolo importante per lo studio del recupero della corretta funzionalità articolare del gomito.

1.6 Ipotesi di lavoro

La nostra ipotesi di lavoro si è organizzata sull'analisi dello studio riportato da Morrey and Chao nel 1976, ed identificato per studiare la modellizzazione del movimento passivo dell'avambraccio sul braccio [4, 47].

Gli autori, in riferimento alla teoria generale del movimento realizzato tra due corpi rigidi, hanno calcolato il valore del **carrying angle** come rappresentativo di un angolo solido delle tre dimensioni. In altri termini essi hanno considerato quest'angolo come il valgismo fisiologico, determinato dalla deviazione dell'asse meccanico del braccio rispetto a quello dell'avambraccio e meglio visibile quando l'arto si analizza sul piano frontale.

Attraverso il metodo della decomposizione di Cardano, gli autori hanno identificato, in due cadaveri di arto superiore, debitamente fissati ad una base stabile, la variazione lineare del **carrying angle** in funzione dell'angolo di flessione.

Contrariamente, altri autori, utilizzando sia altri metodi che altre definizioni, hanno stimato il valore di questo angolo in funzione dell'angolo di flessione, producendo risultati dissimili a quelli riportati da Morrey and Chao nel 1976.

Infatti Amis et al. [2], hanno osservato un decremento sinusoidale del **carrying angle** rispetto all'angolo di flessione, durante il movimento passivo di flesso-estensione. Andamento non confermato da Deland nel 1987 [16], il quale in uno studio realizzato su 5 cadaveri di gomito, conferma l'andamento lineare del **carrying angle** in funzione dell'angolo di flessione, come proposto precedentemente dagli studi in-vitro di Morrey

and Chao nel 1976.

Tuttavia le variazioni del **carrying angle** durante il movimento di flessione-estensione possono essere spiegate dall'orientazione del solco trocleare. Incrementando la flessione, la prominente trocleare si articola in modo consequenziale con le zone sia inferiori che superiori della troclea omerale, determinando una differente orientazione.

Quindi la particolare morfologia del solco trocleare offre un aggancio particolare durante i movimenti di flessione-estensione del gomito. Questo è probabilmente dovuto al fatto che sia l'epifisi omerale nella parte distale, che l'epifisi prossimale del radio e dell'ulna risultano comunque inclinate rispetto alle loro diafisi.

Shiba et al. [61] hanno sottolineato, come in realtà ci sia una relazione angolare tra le parti dell'epifisi distale dell'omero e le parti dell'epifisi prossimale dell'ulna in riferimento alle rispettive diafisi. Infatti questi autori hanno evidenziato come non solo esista una relazione angolare tra la linea transepicondilare e la prominente trocleare dell'omero, ma anche come sia presente una relazione angolare definita tra il collo e la diafisi ulnare.

In luce di quanto riportato in letteratura e in base alle caratteristiche anatomiche del gomito questo tipo di articolazione è comparata ad un ginglymo, per questo motivo abbiamo ipotizzato la possibilità di stimare il **carrying angle** attraverso il metodo di composizione di Cardano riferendosi a quanto riportato da Morrey and Chao nel loro studio del 1976. Primo perché questa sequenza ci permette il calcolo dei tre angoli solidi utilizzando lo stesso algoritmo in sequenza Z-X-Y, secondo poiché scegliendo la sequenza è possibile decidere quale debba essere l'asse flottante sul quale far pesare di meno l'errore di cross-talk, terzo poiché l'uso del metodo degli assi elicali determinerebbe invece un maggiore cross-talk nel calcolo dei due angoli minori (**carrying angle** e pronosupinazione).

1.7 Gli obiettivi del lavoro

Gli obiettivi di questo lavoro sono stati:

1. identificazione dei corretti punti di repere per ottimizzare la misura in relazione alle caratteristiche dell'articolazione;
 2. identificazione del trend del **carrying angle** in 2 cadaveri di gomito durante il movimento di flessione;
 3. misurazione e correlazione delle ampiezze transepicondylare e stiloidea (radiale ed ulnare) ottenute con antropometro e con il Faro Arm in-vivo;
 4. comparazione del valore ottenuto con quello riportato in letteratura e con un goniometro generalmente usato per misurare gli angoli dell'arto superiore (standard goniometer);
 5. calcolo dell'angolo e analisi di affidabilità tra gli operatori (uno esperto ed uno no) e tra le prove;
 6. implementazione del metodo in vivo con un sistema optoelettronico VICON System per la stima del **carrying angle** durante il movimento di flesso-estensione dell'avambraccio sul braccio.
-

Capitolo 2

Strumenti di misura

In questo capitolo, sono state descritte le strumentazioni utilizzate per la stima del **carrying angle** nei set up in-vivo ed in-vitro.

2.1 Sistemi optoelettronici

Le moderne tecnologie hanno aumentato molto le informazioni a disposizione della chirurgia ortopedica, dando la possibilità di descrivere e quantificare i dati anatomici, cinematici e dinamici delle articolazioni [43].

2.1.1 Il FlashPoint

Nella fase di analisi in-vitro di questo nostro studio abbiamo usato un sistema di localizzazione tridimensionale optoelettronico ad emissione: il FlashPoint 5000 della Image Guided Technologies Inc. di Boulder, Colorado, USA. Questo strumento è un localizzatore tridimensionale che rileva la posizione di led, ad emissione infrarossa, in una certa regione di spazio. La posizione del led è registrata da 3 telecamere poste nei tre segmenti della struttura di rilevamento. Tramite un algoritmo di triangolazione lo strumento restituisce le coordinate 3D del led rispetto ad un sistema di riferimento che può essere stabilito dall'utente (Fig. 2.1).

Il FlashPoint può localizzare fino a 128 led contemporaneamente. Per localizzare ogni led, lo strumento ne accende uno alla volta, lo localizza, lo spegne e ne attiva un altro, secondo un ordine deciso dall'utente. Una unità di controllo con un microprocessore indipendente elabora poi le immagini del led provenienti dalle tre telecamere, ricostruisce le coordinate spaziali del led rilevato e le invia al computer dell'utente, secondo un formato deciso dall'utente stesso (Fig. 2.2).

Per poter analizzare il movimento relativo fra i due segmenti corporei (braccio ed avambraccio) sono stati appositamente costruiti tre tool specifici interfacciabili al flash-point. Due tool sono costituiti da 4 led (identificanti uno specifico sistema di

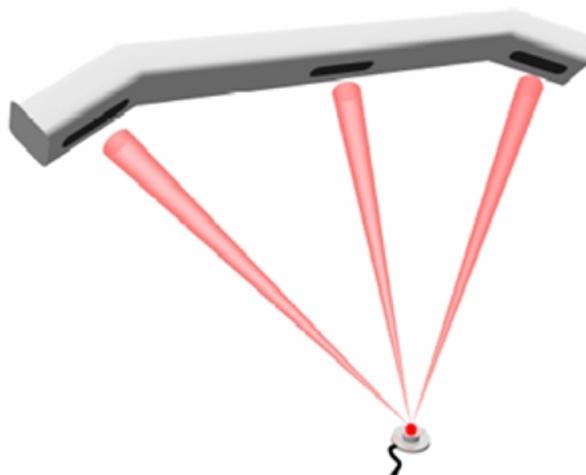


Figura 2.1: Schema di funzionamento del FlashPoint.

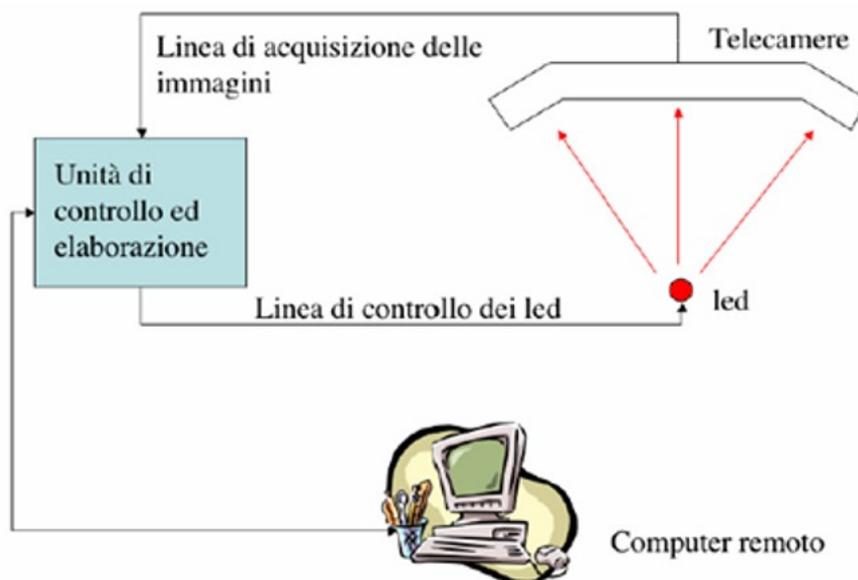


Figura 2.2: Schema a blocchi del FlashPoint.

riferimento tecnico associato al tool stesso) e vengono fissati con due fiches da 5 mm alle ossa, rispettivamente, di braccio e avambraccio. Il terzo tool monta 3 led ed è utilizzato come probe nell'identificazione dei punti di repere anatomici.

Il sistema FlashPoint ha un'accuratezza di 0.15 mm nell'identificazione di un singolo marcatore e può arrivare ad una frequenza di campionamento temporale di 17 Hz.

Il FlashPoint è un sistema di navigazione ottico ad emissione. In commercio esistono però anche altri tipi di localizzatori tridimensionali ottici [43, 44, 45] quali Optotrack (Norther Digital Inc., Waterloo, Onthario, CA,) anch'esso a emissione, oppure localizzatori a riflessione come il Polaris (Norther Digital Inc., Waterloo, Onthario, CA). A differenza del FlashPoint, questo tipo di localizzatori illumina direttamente i marcatori. La luce riflessa da questi ultimi viene quindi acquisita da due telecamere che ne elaborano le coordinate.

Oggi sono cominciati studi anche su una nuova generazione di localizzatori, basati su un approccio del tutto diverso (in commercio esiste AURORA della Norther Digital Inc., Waterloo, Onthario, CA) che si basa su campi elettromagnetici).

2.1.2 Vicon System

Il sistema Vicon è uno dei sistemi optoelettronici per l'analisi del movimento più diffuso; esso è composto da un numero minimo di due telecamere ed è in grado, attraverso algoritmi matematici e procedure di stereofotogrammetria, di combinare le immagini bidimensionali provenienti da ciascuna telecamera, elaborando un'informazione tridimensionale (Fig. 2.3).

Ogni telecamera registra un'immagine bidimensionale dei marker riflettenti presenti sulla scena. Per i marker che vengono visti contemporaneamente da almeno due telecamere è possibile ricostruire l'immagine tridimensionale.

Generalmente, nell'ambito dell'analisi del movimento, il sistema viene utilizzato per misurare le coordinate tridimensionali dei markers apposti sul corpo del soggetto in relazione a particolari punti di reperi anatomici [76, 77, 78, 80, 21, 40, 35].

I markers possono essere generalmente di 2 tipi:

Attivi: emettono una luce nell'infrarosso (come i led del sistema FlashPoint) e necessitano di alimentazione propria. Il vantaggio è di essere facilmente riconoscibili

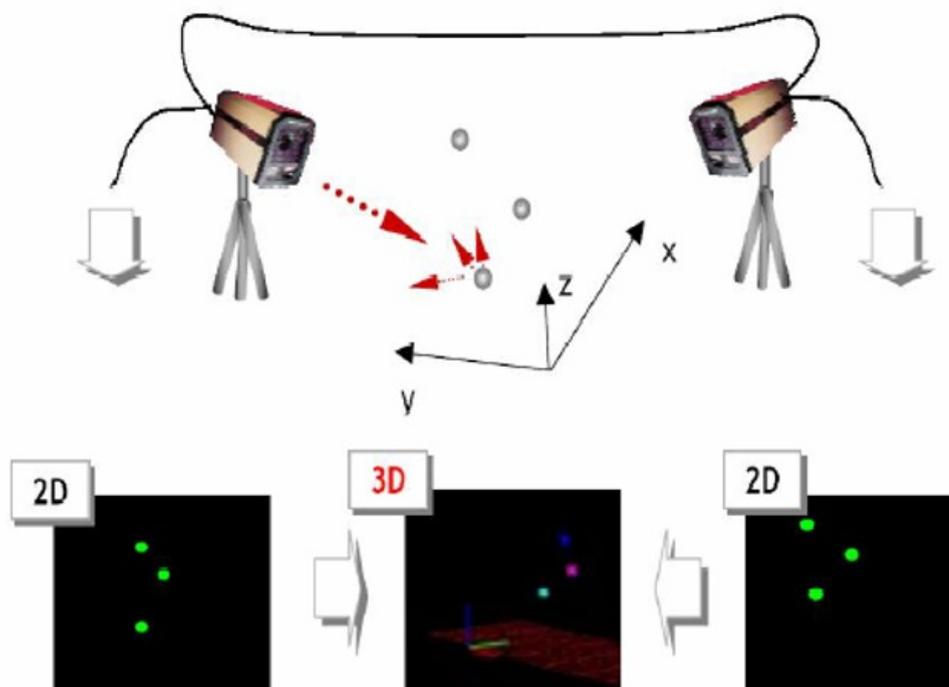


Figura 2.3: Sistemi optoelettronici per l'analisi del movimento.

dal sistema optoelettronico. Lo svantaggio è il maggiore ingombro e la presenza comunque di fili di alimentazione.

Passivi: riflettono luce emessa da sorgenti esterne. Non sono ingombranti e non necessitano di cavi: quindi non danno fastidio a un soggetto in movimento. Hanno però lo svantaggio di un più difficile riconoscimento da parte del sistema. Per cercare di limitare questo problema in genere hanno una superficie fatta in modo tale che la luce riflessa abbia la stessa direzione di quella incidente.

Note le coordinate tridimensionali dei markers è possibile quindi calcolare le traiettorie, le grandezze angolari, le velocità e le accelerazioni, cioè conoscere in dettaglio la cinematica del movimento del segmento corporeo sul quale sono stati posizionati i marker.

A seconda del tipo di studio che si vuole effettuare si usano marker di dimensione differente. Per esempio per quantificare un movimento di un corpo vertebrale (“ogget-

to" piccolo) si usano marker da 3-6 mm di diametro. Per valutare il movimento globale del corpo, il diametro utilizzato in genere è maggiore di 1 cm.

Il sistema di telecamere non basandosi su una struttura fissa necessita ad ogni utilizzo di una fase di calibrazione, in cui si determinano i valori dei parametri intrinseci ed estrinseci delle telecamere componenti il sistema stesso. Tali parametri sono l'anello di congiunzione tra il mondo oggetto, il mondo della telecamera e il mondo immagine.

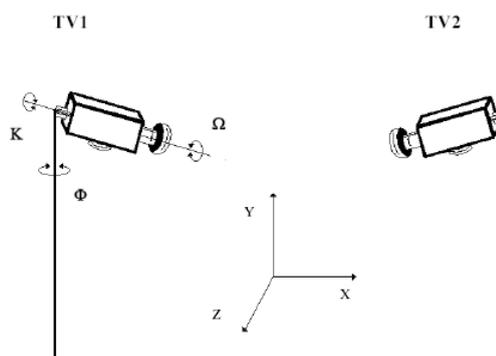
La fase di calibrazione è critica ed è legata a problemi di risoluzione delle telecamere, della precisione desiderata e dal rumore intrinseco al sistema.

Grazie alle equazioni di collinearità definite dalla geometria prospettica è possibile perciò identificare un modello (ideale) di trasformazione geometrica dalle coordinate 3D dello spazio oggetto a quelle 2D del piano immagine (Fig. 2.4).

Parametri esterni

I parametri geometrici del sistema di acquisizione sono:

$X_{O_i}, Y_{O_i}, Z_{O_i}$ = posizione (in coordinate oggetto) della telecamera *i-esima*, ovvero coordinate 3D del centro di prospettiva della *i-esima* telecamera.



Ω_i, Φ_i, K_i angoli di rotazione della telecamera *i-esima*.

Parametri interni

x_0, y_0 = coordinate 2D del punto principale (origine del piano immagine)

c = lunghezza focale del sistema ottico.

Tali parametri vengono stimati a partire da alcuni punti di riferimento a coordinate note.

Figura 2.4: Schema funzionamento sistema optoelettronico.

2.2 Sistemi elettro-meccanici

2.2.1 FARO Arm

Un digitalizzatore FARO Arm Model Bronze (Fig. 2.5) è stato utilizzato per le acquisizioni [21, 64, 69] dei punti di repere anatomici.



Figura 2.5: FARO Arm model Bronze.

Questo dispositivo consiste in un elettrogoniometro digitale a 6 gradi di libertà costituito da una struttura antropomorfica con tre giunti collegati tra loro. Il primo giunto chiamato “polso” collegato perpendicolarmente al successivo detto “gomito” che a sua volta si collega al terzo giunto denominato “spalla”.

Questo elettrogoniometro può acquisire i dati in modo continuo ad una frequenza di 50 Hz in base alla richiesta dell’operatore. L’accuratezza del sistema è stata stimata paria a 0.3 mm nelle traslazioni e 0.3° nelle rotazioni in uno spazio di lavoro sferico e caratterizzato da 1.8 m di diametro.

Il FARO Arm consente di digitalizzare le coordinate spaziali x , y , z dei punti di repere anatomici considerati. Il dispositivo è leggero (4 Kg) e flessibile ed è montato su una base stabile. Il suo “control box” è connesso con un Pc standard via porta seriale.

Un software consente di acquisire e memorizzare le coordinate dei punti in files ASCII. Le acquisizioni anatomiche vengono realizzate utilizzando una speciale punta in riferimento che può essere scelta in base al tipo di landmarks da digitalizzare. Per una corretta misurazione delle coordinate spaziali che caratterizzano i punti di repere, è necessario che durante l’acquisizione le strutture anatomiche debbano essere mantenute ben salde ed ancorate ad una base stabile. I dati acquisiti sono processati off-line attraverso un software dedicato scritto in Matlab.

2.3 Goniometri

2.3.1 Il goniometro lineare

Il goniometro clinico (Fig. 2.6) rappresenta un semplice strumento di misura utilizzato nell’ambito clinico per la valutazione del range di movimento del paziente [35]. In genere questo tipo di strumento è utilizzato per la valutazione del rom del gomito e della spalla. Lo stesso tipo di goniometro, ma con la parte centrale leggermente più grande, ed i braccetti più sottili, viene spesso utilizzato anche per le valutazioni di carattere antropometrico relative al grado di escursione articolare dei segmenti anatomici.



Figura 2.6: Goniometro lineare.

Capitolo 3

Approccio al Problema

Per questo nostro lavoro abbiamo deciso di seguire il presente approccio metodologico, dettagliato in relazione a:

1. scelta dei punti di repere anatomici per la ricostruzione dei sistemi di riferimento di braccio ed avambraccio;
2. matrice di rototraslazione associata ai sistemi di riferimento di braccio e avambraccio;
3. procedura per la valutazione e la validazione della stima del **carrying angle**.

3.1 Scelta dei punti di repere anatomici per la ricostruzione dei sistemi di riferimento di braccio ed avambraccio

Abbiamo identificato cinque punti di repere anatomici per la ricostruzione dei sistemi di riferimento relativi a braccio ed avambraccio. Quattro punti di repere sono stati scelti in accordo alle raccomandazioni imposte dalla International Society of Biomechanics (ISB) del 2005 [80].

Precisamente i 2 punti relativi all'avambraccio sono:

1. US stiloide ulnare;
2. RS stiloide radiale;

mentre i 2 relativi al braccio:

1. EM epicondilo mediale;
 2. EL epicondilo laterale.
-

Inoltre per la definizione dell'asse meccanico omerale è stato scelto il punto di repere AH [77, 78] (gap tra acromion e omero), anziché GH (glenohumeral joint), poiché risulta più accessibile e più facile da identificare con la palpazione.

Le coordinate 3-D dei punti di repere anatomici, sono state acquisite tramite il digitalizzatore FARO Arm [21, 45, 44, 43] ed utilizzate per calcolare i sistemi di riferimento di avambraccio e braccio.

Il sistema di riferimento relativo al braccio è definito nel seguente modo:

1. Asse Y: $[\text{AH} - (\text{EL} + \text{EM}) / 2] / |[\text{AH} - (\text{EL} + \text{EM}) / 2]|$;
2. Asse X: perpendicolare all'asse Y e ad $\text{EL} - \text{EM}$, puntando verso avanti;
3. Asse Z: perpendicolare all'asse Y e all'asse X puntando verso destra.

Il sistema di riferimento è stato identificato unificando i segmenti del radio e dell'ulna in accordo a quanto riportato in letteratura.

Mentre il sistema di riferimento relativo all'avambraccio è definito come:

1. Asse y: $[(\text{EL} + \text{EM}) / 2 - (\text{RS} + \text{US}) / 2] / |[(\text{EL} + \text{EM}) / 2 - (\text{RS} + \text{US}) / 2]|$;
2. Asse x: perpendicolare all'asse y e a RS-US, puntando verso avanti;
3. Asse z: perpendicolare all'asse y e all'asse x puntando verso destra.

Le origini dei due sistemi di riferimento sono definite rispettivamente come illustrato nella Fig. 3.1.

3.2 Matrice di rototraslazione associata ai sistemi di riferimento di braccio e avambraccio

Il movimento dell'avambraccio relativo al sistema di riferimento del braccio è stato decomposto in accordo alla sequenza di Cardano Z-X-Y.

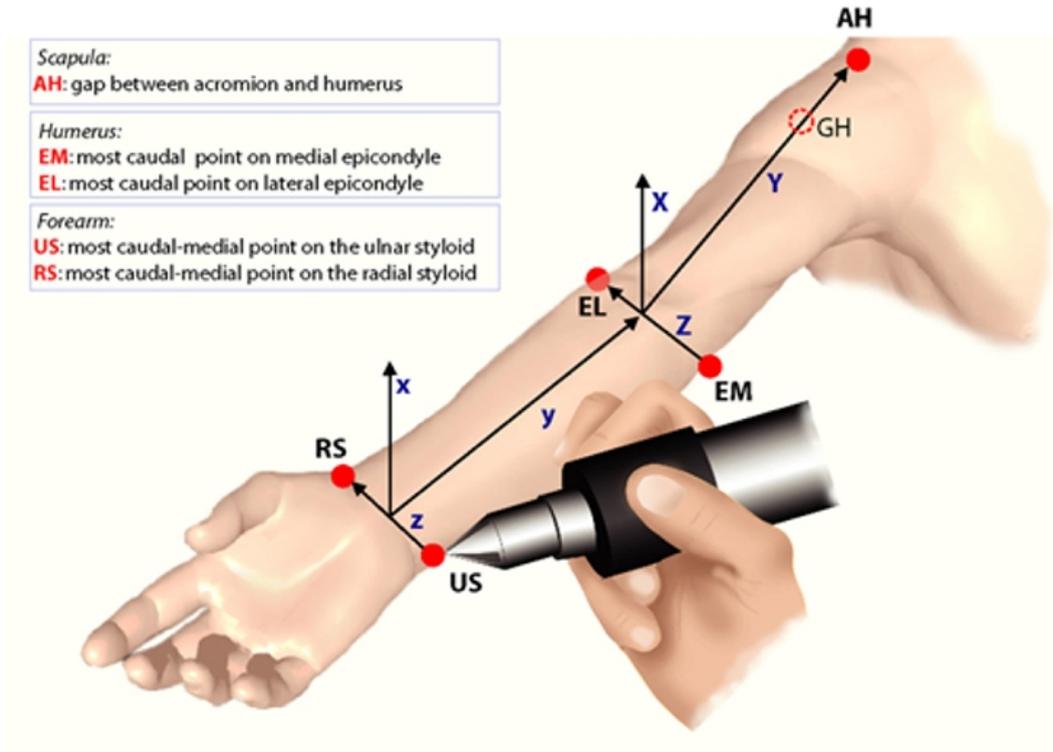


Figura 3.1: Definizione dei sistemi di riferimento per braccio ed avambraccio

La rotazione attorno all'asse Z corrisponde al movimento di flessione-estensione, il **carrying angle** viene definito come la rotazione attorno all'asse X e che corrisponde al movimento in abduzione adduzione e la rotazione attorno all'asse Y corrisponde alla prono-supinazione.

In questo modo, tramite la definizione dei due sistemi di riferimento di avambraccio e braccio (distale e prossimale) è possibile determinare la matrice di trasformazione relativa (matrice di rotazione e vettore posizione) che descrive completamente l'articolazione del gomito.

Nella matrice di rotazione si trovano:

1. α = angolo di flessione dell'avambraccio sul braccio
2. β = **carrying angle**
3. γ = angolo di rotazione dell'omero

Da cui:

$$R_j = R_{z\alpha}R_{x\beta}R_{y\gamma} = \begin{bmatrix} \cos \alpha \cos \gamma - \sin \alpha \sin \beta \sin \gamma & -\sin \alpha \cos \beta & \cos \alpha \sin \gamma + \sin \alpha \sin \beta \cos \gamma \\ \sin \alpha \cos \gamma + \cos \alpha \sin \beta \sin \gamma & \cos \alpha \cos \beta & \sin \alpha \sin \gamma - \cos \alpha \sin \beta \cos \gamma \\ -\cos \beta \sin \gamma & \sin \beta & \cos \beta \cos \gamma \end{bmatrix}$$

3.3 Procedura per la valutazione, per la validazione e per la stima del **carrying angle**

La procedura da noi adottata per la stima del **carrying angle** ci permette di ottenere un valore dell'angolo che risulta essere:

1. confrontabile con i valori riportati in letteratura,
2. affidabile, se comparato con un metodo gold standard,
3. ripetibile sia nelle prove che tra diversi osservatori,
4. implementabile con sistemi optoelettronici stereo-fotogrammetrici (vedi Vicon System e Polaris) [64, 69, 74, 75, 76, 80] durante il movimento.

Il metodo qui presentato è stato strutturato secondo uno schema razionale per produrre un'evidenza scientifica che consenta l'implementazione con i sistemi per l'analisi del movimento. In particolare sono stati seguiti i seguenti passi:

1. Studio relativo alla valutazione del **carrying angle** in-vitro, realizzato su due cadaveri di arto superiore in full-extension e durante il movimento passivo di flesso-estensione.
 2. Studio in-vivo di affidabilità delle misure implicate con la definizione dei sistemi di riferimento per braccio ed avambraccio (lunghezze braccio ed avambraccio,
-

ampiezza tra stiloide ulnare e stiloide radiale ed ampiezza tra epicondilo laterale e mediale dell'omero) ottenute tramite il FARO Arm [21, 45, 44, 43] ed un antropometro convenzionale.

3. Studio in-vivo di affidabilità della misura del **carrying angle** in full-extension ottenuta tramite il FARO Arm e comparata con un goniometro standard assunto come Gold Standard.
 4. Studio in-vivo di ripetibilità tra le prove (inter-observer) e tra gli operatori (intra-observer) nella stima del valore del **carrying angle** in full-extension ottenuto con il FARO Arm.
 5. Studio in-vivo relativo alla identificazione del **carrying angle** in-vivo in funzione dell'angolo di flessione con sistema stereofotogrammetrico Vicon- System [64, 69, 74, 75, 76, 80].
 6. Valutazione di un andamento descrivibile attraverso una funzione matematica in grado di identificare possibili curve di normalità.
-

Capitolo 4

Materiali e Metodi

4.1 Valutazione in-vitro del **carrying angle** durante il movimento passivo di flessione-estensione e in massima estensione

In questa prima parte del lavoro presentiamo lo studio realizzato, in 2 cadaveri di arto superiore, per stimare il **carrying angle** attraverso dei punti di repere anatomici, appositamente selezionati per una corretta valutazione dell'angolo [75, 76, 77, 78, 80]. Questo tipo di sperimentazione è necessaria poiché consente di definire un metodo di misura stabile, applicabile per valutazioni in-vivo sia in posizioni statiche che dinamiche.

Il setup per la misurazione è stato strutturato in due momenti:

- a) stima del **carrying angle** in posizione di massima estensione ed in massima flessione (tramite il metodo di decomposizione di Cardano),
- b) confronto del trend dell'angolo in funzione dell'angolo di flessione, ottenuto durante il movimento passivo di flessione-estensione (dell'avambraccio sul braccio) e realizzato da 3 operatori diversi.

Infine i valori ottenuti in termini di media e di deviazione standard sono stati confrontati con i dati riportati in letteratura [4, 13, 47].

4.1.1 Set-up

Per questa parte del nostro lavoro abbiamo utilizzato due arti superiori provenienti da amputazione, denominati **subj a** e **subj b** senza evidenti patologie a carico del polso, del gomito o della spalla, e con una stabilità legamentosa giudicata buona. È stata eliminata la pelle su tutto l'arto e la mano è stata disarticolata all'altezza dell'articolazione radio-carpale.

La scapola è stata fissata posteriormente con tre fiches, inserite nella spina posteriore, e fissate ad una base di acciaio ben ancorata su un tavolo.

Due frames (localizzatori equipaggiati con 4 leds ad infrarosso), sono stati fissati solidalmente all'omero e all'ulna, mediante l'utilizzo di 2 fiches da 5 mm.

Tre operatori di cui uno chirurgo - denominato operatore 1, uno ingegnere - denominato operatore 2 ed uno laureato in scienze motorie - denominato operatore 3 hanno effettuato la fase di registrazione dei punti di repere anatomici per la definizione dei sistemi di riferimento locali di avambraccio e braccio. Successivamente ciascuno degli operatori ed in modo randomizzato, ha realizzato 3 movimenti passivi completi di flessione dell'avambraccio sul braccio.

Per identificare un andamento ripetibile e non influenzato dalle procedure di studio sono stati considerati rispettivamente 48 (16 per ogni operatore) e 27 (9 per ogni operatore) coppie di acquisizioni.

Nel totale sono state realizzate pertanto 75 coppie di misure relative al movimento di flessione-estensione. I dati sono riportati in Fig. 4.1.

Al fine di controllare l'andamento del **carrying angle** in funzione dell'angolo di flessione, abbiamo calcolato una regressione lineare su tutti i valori a disposizione (senza considerare né operatore né soggetto), assumendo come variabile indipendente l'angolo di flessione (ascissa) e come variabile dipendente il **carrying angle** (ordinata).

Per lo studio in-vitro abbiamo utilizzato un sistema di localizzazione tridimensionale ottico ad emissione: il FlashPoint 5000 della Image Guided Technologies Inc. di Boulder, Colorado, USA [40, 35, 45]. Questo strumento, utilizzando un algoritmo di triangolazione, è in grado di rilevare la posizione 3D dei leds rispetto ad un sistema di riferimento definito dall'utente. Per una descrizione più dettagliata dello strumento rimandiamo al capitolo degli strumenti di misura.

Per le nostre sperimentazioni è stato realizzato inoltre uno specifico software in grado di restituire le posizioni assolute dei led per ciascun tool, e di salvarle su un apposito file ASCII [45].

num	flex	ca	op	subj	Residuals ca
67	23,476	12,381	op3	b	3,112
49	23,566	13,509	op1	b	4,248
58	24,950	12,256	op2	b	3,109
17	27,170	10,738	op2	a	1,772
18	27,223	10,764	op2	a	1,803
35	27,391	10,023	op3	a	1,076
34	27,638	9,972	op3	a	1,045
19	27,654	10,888	op2	a	1,963
2	27,655	10,249	op1	a	1,323
33	27,740	10,210	op3	a	1,292
1	27,755	10,581	op1	a	1,664
36	27,820	9,592	op3	a	0,680
3	28,678	10,309	op1	a	1,468
20	29,485	9,848	op2	a	1,073
50	32,221	13,048	op1	b	4,498
4	32,789	9,598	op1	a	1,094
68	32,862	10,969	op3	b	2,471
59	33,168	9,632	op2	b	1,159
37	33,624	8,554	op3	a	0,118
60	37,324	8,303	op2	b	0,171
21	39,401	7,557	op2	a	-0,405
69	40,058	9,116	op3	b	1,209
51	40,160	12,497	op1	b	4,598
5	43,399	7,086	op1	a	-0,547
38	49,945	7,757	op3	a	0,662
61	51,439	4,677	op2	b	-2,296
70	51,600	6,569	op3	b	-0,390
52	52,659	6,304	op1	b	-0,569
22	59,939	7,442	op2	a	1,167
6	60,869	7,154	op1	a	0,955
62	61,521	1,813	op2	b	-4,332
71	63,625	3,772	op3	b	-2,200
53	64,569	3,637	op1	b	-2,258
39	71,534	7,105	op3	a	1,782
63	72,798	-3,542	op2	b	-8,762
72	72,836	-0,691	op3	b	-5,907
54	75,173	0,118	op1	b	-4,906
23	76,851	6,408	op2	a	1,521
7	77,245	6,198	op1	a	1,343
73	82,937	-3,867	op3	b	-8,255
55	92,621	-3,187	op1	b	-6,780
64	93,468	-9,190	op2	b	-12,713
40	93,945	8,268	op3	a	4,785
24	95,986	6,496	op2	a	3,180
8	96,149	6,816	op1	a	3,513
74	99,991	-8,159	op3	b	-11,146
65	101,263	-11,764	op2	b	-14,647
56	101,522	-4,287	op1	b	-7,149
41	105,782	6,270	op3	a	3,758
66	108,149	-12,048	op2	b	-14,356
57	109,539	-3,427	op1	b	-5,630
75	111,631	-8,018	op3	b	-10,050
25	111,762	6,358	op2	a	4,337
9	116,630	6,109	op1	a	4,488
42	121,545	5,085	op3	a	3,867
26	123,199	4,937	op2	a	3,855
10	131,191	4,580	op1	a	4,154

Figura 4.1: Dati per ogni soggetto e per ogni operatore durante il movimento passivo di flessione-estensione del soggetto. Legenda. Num = numero del frame di campionatura; flex = angolo di flessione a cui è stato stimato il **carrying angle**; ca = valore del **carrying angle**; op = nome operatore; subj = nome soggetto; residual ca = valore del residuo del **carrying angle**.

La misura della cinematica del gomito è stata effettuata misurando le traiettorie relative dei segmenti ossei (e dei relativi frames associati) durante i movimenti passivi di flessione-estensione.

4.1.2 Analisi statistica

Dopo aver verificato la normalità della distribuzione dei dati, abbiamo effettuato un'analisi di varianza a due vie sul valore stimato del **carrying angle** assumendo l'operatore ed i soggetti come sorgente di variazione.

Abbiamo realizzato inoltre un'analisi sui residui per indagare l'interazione esercitata da parte delle sorgenti di variazione (soggetto ed operatore) nella stima dell'angolo. L'intervallo di confidenza è stato settato al 95 %.

4.2 Affidabilità nella definizione in-vivo dei sistemi di riferimento braccio ed avambraccio. Confronto fra antropometro e FARO Arm

Obiettivo di questo secondo lavoro è stato quello di valutare l'affidabilità delle misure necessarie, alla stima del **carrying angle** e relative alle lunghezze del braccio e dell'avambraccio, e alle ampiezze tra lo stiloide ulnare e radiale e tra l'epicondilo mediale e laterale, ottenute con il digitalizzatore FARO Arm [43, 44,21, 51, 68] e comparate con quelle ottenute con un antropometro convenzionale, usato, in genere, per misurare i parametri dei segmenti corporei negli atleti [21, 26, 38, 53, 54, 55, 58, 60, 67,17, 38, 18, 54].

Per ottenere un campione di arti superiori ottimale si è pensato di misurare gli arti superiori in nuotatori Master di altissimo livello, primo, perché sani, secondo, perché i loro arti superiori, essendo fortemente allenati (la propulsione in acqua è garantita dall'85 % del lavoro degli arti superiori) [60, 63, 84], possono facilmente garantire una corretta localizzazione dei punti di repere anatomici. Infine è stata realizzata un'analisi sulla consistenza delle misurazioni ottenute con il nostro nuovo metodo e con il metodo convenzionale.

4.2.1 Set-up

In questo secondo studio, sono stati analizzati 21 uomini (di età media 64 ± 12.7) e 24 donne (di età media 61 ± 14) a cui sono stati misurati: il peso, la statura e il BMI.

In accordo a quanto riportato in letteratura [21, 51] per valutare la consistenza delle misure realizzate con il metodo biomeccanico-FARO Arm confrontato con il metodo convenzionale-antropometrico, sono state rilevate le seguenti misurazioni: ampiezza tra gli epicondili omerali, ampiezza tra gli stiloidei ulnare e radiale, lunghezze avambraccio (distanza tra l'olecrano e lo stiloide radiale), arto superiore (distanza tra l'acromion e lo stiloide radiale) e massima larghezza avambraccio.

Tutte le misurazioni sono state effettuate da 3 operatori esperti (medico, antropometrista e laureato in scienze motorie).

L'approccio biomeccanico con l'uso dell'elettrogoniometro FARO Arm ha richiesto l'identificazione di punti di repere anatomici in accordo con la "ISB recommendation 2005" [80] per la definizione dei sistemi di riferimento per braccio ed avambraccio. Successivamente i dati dei punti anatomici considerati sono stati processati con un software dedicato scritto in linguaggio MATLAB.

Inoltre sono stati calcolati sia i volumi che le aree dell'avambraccio con formule geometriche in accordo al modello Hanavan [26, 60].

Infine per valutare la bontà di misurazione dei parametri angolari, è stato stimato l'angolo in valgo tra avambraccio e braccio [47, 56, 70], poi il valore ottenuto è stato confrontato il valore ottenuto con una misura dello stesso ottenuta con un goniometro lineare simile a quello proposto in letteratura da Paraskevas [52].

4.2.2 Analisi Statistica

Medie e deviazioni standard sono state calcolate per tutte le variabili oggetto di studio. Inoltre una correlazione Multivariata è stata applicata su tutti i valori misurati.

Per valutare la consistenza delle misurazioni ottenute con i due diversi metodi (convenzionale e biomeccanico) e per identificare gli effetti degli operatori sulle misurazioni, si è effettuata un'analisi di varianza (ANOVA). I livelli di significatività sono stati settati con $p < 0.01^{**}$ e con $p < 0.05^*$.

4.3 Affidabilità della misura in-vivo del **carrying angle** in full-extension. Confronto fra FARO Arm e goniometro standard assunto come Gold Standard

Questo studio è stato sviluppato per valutare l'affidabilità della misura del **carrying angle** ottenuta con il nostro nuovo approccio rispetto a quella ottenuta con un goniometro lineare generalmente usato nella pratica clinica per la valutazione di questo angolo.

A questo proposito sono stati considerati, 28 soggetti adulti tra i 41 e gli 81 anni. Tutti i soggetti studiati sono risultati sani, praticanti attività sportiva [11, 37, 59] e senza sintomi né patologie a carico della spalla, del gomito e del polso. Ad ognuno di essi è stato misurato il braccio destro e il braccio sinistro per due volte da un operatore esperto e con entrambi gli strumenti (FARO Arm e Goniometro standard).

Sono state ottenute quindi 88 misure in quanto le acquisizioni relative a 5 braccia destre e a 7 braccia sinistre sono andate perse. Tutti i soggetti considerati hanno presentato il braccio destro come dominante.

4.3.1 Set-up

Ad ogni soggetto testato è stato chiesto di sedersi su una sedia con una spalliera, e di posizionare l'arto superiore in massima estensione sopra un tavolo (Fig. 4.2). Per l'acquisizione dei punti di reperi in vivo la sperimentazione si è suddivisa in due fasi:

1. identificazione dei punti di reperi anatomici attraverso la palpazione, e successiva marcatura degli stessi con un pennarello [69] (Fig. 4.3);
 2. digitalizzazione dei punti di reperi anatomici precedentemente segnati [75, 76, 77, 78], con il sensore del FARO Arm (vedi Capitolo 4).
-



Figura 4.2: Posizionamento del soggetto per acquisizione punti di reperi con FARO Arm.

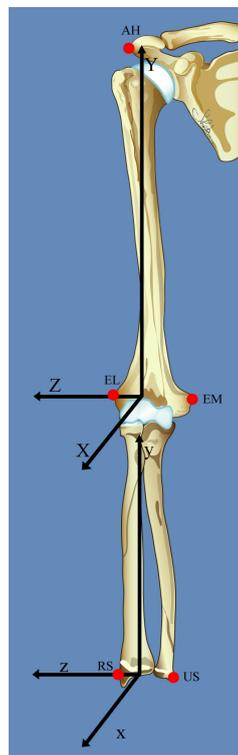


Figura 4.3: Punti di reperi anatomici scelti e acquisiti dal sensore FARO Arm.

Le misurazioni sono state effettuate mantenendo l'arto superiore del soggetto in massima estensione e posizionato alla destra del FARO Arm. L'avambraccio è stato fissato e mantenuto disteso e spinato. Nella stessa posizione è stato acquisito il valore con il Goniometro Standard. Per ogni soggetto per ogni arto e con ogni strumento, sono state eseguite 2 prove ripetute.

Per tutti gli studi effettuati è stata richiesta ed ottenuta l'approvazione del comitato etico dell'Università degli Studi di Urbino.

4.3.2 Analisi statistica

Dopo aver verificato la distribuzione normale dei dati, le differenze tra i metodi (FARO Arm Vs Goniometro standard) sono state analizzate con un test-T a campioni accoppiati e con il calcolo del coefficiente di correlazione di Pearson. La ripetibilità in entrambi i metodi è stata misurata attraverso:

1. le variazioni dei valori medi del **carrying angle**;
2. l'errore standard di misura (SEM);
3. il coefficiente di correlazione tra le prove è stato calcolato sia con la correlazione di Pearson che con l'ICC (Interclass Correlation Coefficient);
4. l'intervallo di confidenza.

Per l'interpretazione dei valori ottenuti dal coefficiente di correlazione con l'ICC, sono stati usati i criteri stabiliti da Cinchetti e Sparrow [69]. Le differenze tra i sessi e le differenze tra gli arti (dx e sn) sono state rilevate utilizzando il test-T per campioni indipendenti e per campioni accoppiati.

Infine per verificare l'influenza esercitata dagli angoli di flessione e di pronazione nel valore del **carrying angle** è stata realizzata un'analisi di varianza (ANOVA).

Inoltre sono state anche stimate le correlazioni tra le differenze ottenute tra le prove e l'angolo di flessione.

L'intervallo di confidenza è stato settato al 95 % per tutte le analisi realizzate. Tutte le analisi statistiche sono state realizzate con SPSS 13.0 software.

4.4 Ripetibilità inter-observer e intra-observer nella stima in-vivo del **carrying angle** in full-extension con il FARO Arm

Questo protocollo di sperimentazione è stato effettuato per verificare la ripetibilità delle misure del **carrying angle** ottenute attraverso la digitalizzazione dei punti di repere anatomici tra due diversi operatori di cui uno esperto nell'utilizzo del FARO Arm ed uno no.

In questo studio sono stati analizzati 37 soggetti di cui 17 uomini e 20 donne di un'età compresa tra i 41 e gli 81 anni (media 60.5 ± 12.1 anni) a cui sono stati misurati i parametri relativi al braccio destro e braccio sinistro. In due soggetti sono stati acquisiti solo il braccio destro e sono state ottenute 72 misurazioni. Tutti i partecipanti sono sani, allenati e non hanno né sintomi né patologie rilevanti alla spalla, al gomito e al polso.

4.4.1 Set-up

Ad ogni soggetto testato è stato chiesto di sedersi su una sedia con una spalliera e di posizionare l'arto superiore in massima estensione sopra un tavolo. Per l'acquisizione dei punti di repere in vivo la sperimentazione si è suddivisa in due fasi:

1. identificazione dei punti di repere anatomici attraverso la palpazione, e successiva marcatura degli stessi con un pennarello;
2. digitalizzazione dei punti di repere anatomici precedentemente segnati, con il sensore del FARO Arm. Le misure sono state effettuate mantenendo l'arto superiore del soggetto in massima estensione e posizionato alla destra del FARO Arm. L'avambraccio è stato fissato e mantenuto disteso e spinato.

Per tutti gli studi effettuati è stata richiesta ed ottenuta l'approvazione del comitato etico.

4.4.2 Analisi statistica

La ripetibilità del metodo è stata effettuata comparando le acquisizioni ripetute sullo stesso braccio da un operatore esperto e da uno non esperto.

Dopo aver verificato la distribuzione normale dei dati sono state analizzate le differenze tra i sessi e le differenze tra arto destro e sinistro con un t-test per campioni indipendenti ed un t-test per campioni accoppiati. Inoltre a causa della grande variabilità dei valori del **carrying angle**, è stata realizzata un'analisi statistica non parametrica per verificare se i risultati si mantenevano anche con l'adozione di test non parametrici. A questo proposito sono stati utilizzati il test di Mann-Whitney per campioni indipendenti (per verificare le differenze significative tra i sessi) e il test di Wilcoxon per campioni dipendenti per valutare differenze significative tra gli arti e tra gli operatori.

Infine l'Interclass Correlation Coefficient (ICC) è stato adottato per stimare la ripetibilità tra le prove realizzate dallo stesso operatore e tra gli operatori.

L'intervallo di confidenza è stato settato al 95 %.

4.5 Identificazione del carrying angle in-vivo in funzione dell'angolo di flessione tramite sistema stereofotogrammetrico

In questo ultimo lavoro è stato applicato il nostro approccio relativo alla valutazione dell'angolo durante il movimento di flesso-estensione attiva dell'avambraccio sul braccio.

Per questo protocollo di lavoro è stato usato un sistema stereofotogrammetrico Vicon System, generalmente usato per l'analisi del cammino [64, 69, 74, 75, 76, 80]. Infine è stata realizzata un'analisi dell'andamento del **carrying angle** in funzione dell'angolo di flessione per verificare se potesse essere descritta con una semplice equazione matematica.

In questo lavoro sono stati analizzati 7 soggetti adulti e di un'età inclusa tra i 22 e i 27 anni. Tutti i partecipanti, sono sani, allenati, e senza mostrare sintomi, né patologie rilevanti a carico dell'articolazione della spalla, del gomito e del polso.

Le acquisizioni sono state realizzate utilizzando un sistema optoelettronico VICON Motion System 460, costituito da 6 telecamere ad infrarossi (risoluzione massima 300.000, frequenza di campionatura 100 Hertz). Per identificare l'andamento del carrying angle in funzione dell'angolo di flessione sono stati utilizzati 5 markers riflettenti di un diametro di 14mm. Ogni marker è stato piazzato in punti di repere anatomici di cui 4 scelti in accordo con le raccomandazioni della International Society of Biomechanics [80] relativi al braccio e all'avambraccio, mentre uno, quello relativo alla definizione dell'articolazione gleno-omerale (per la definizione dell'asse del braccio), è stato scelto in accordo a quanto descritto da Veeger et al. [77].

- Scapola

- AH: spazio tra l'acromion e l'omero.

- Braccio (Omero):

- EM: il punto più caudale relative all'epicondilo mediale;
- EL: il punto più caudale relative all'epicondilo laterale.

- Avambraccio (radio ed ulna):

- US: il punto più caudale relativo allo stiloide ulnare;
- RS: il punto più caudale relative allo stiloide radiale.

Ogni soggetto è stato piazzato al centro del volume di lavoro e preventivamente determinato e definito (2 m di altezza da terra per ogni telecamera, 2 m di distanza tra le telecamere, 2 m di distanza tra il soggetto e le telecamere).

Ad ogni soggetto è stato chiesto di effettuare 5 ripetizioni relative al movimento di flesso-estensione dell'avambraccio sul braccio, dalla posizione seduto, con l'arto in posizione anatomica.

Le coordinate in 3-D dei punti di repere digitalizzati sono state utilizzate per calcolare i sistemi di riferimento relative a braccio ed avambraccio. Il sistema di riferimento relativo al braccio è stato costruito definendo l'asse Y come passante sull'omero (in particolare con la retta che congiunge AH con il punto medio definito tra EL ed EM, rivolto verso AH); l'asse X è stato calcolato con la linea perpendicolare al piano formato da EL, EM, diretto in avanti; l'asse Z è stato definito come la linea perpendicolare a Y e all'asse X. Il sistema di riferimento dell'avambraccio è stato definito unificando i segmenti relativi al radio e all'ulna: l'asse y è stato calcolato unificando i segmenti descritti da radio ed ulna e determinato attraverso il congiungimento del punto medio descritto tra RS e l'US e tra il punto medio tra EL ed EM; l'asse x è stato calcolato con la linea perpendicolare al piano passante tra US ed RS e l'asse y; l'asse z è identificato con la retta passante perpendicolare all'asse y e all'asse x.

La matrice di rototraslazione relativa alla definizione del sistema di riferimento dell'avambraccio rispetto a quella del braccio è stata calcolata usando la decomposizione degli angoli di Cardano nella sequenza Z-X-Y.

La rotazione attorno all'asse flottante z corrisponde alla flesso-estensione, il carrying angle è definito come la rotazione attorno all'asse x e corrispondente al movimento di abduzione-adduzione; la rotazione attorno all'asse y corrisponde al movimento di prono-supinazione.

Capitolo 5

Risultati

5.1 Risultati in-vitro: movimento passivo di flessione-estensione

Abbiamo effettuato un fitting con regressione lineare su tutti e due i soggetti acquisiti e sulla totalità dei movimenti passivi di flessione-estensione realizzati dai 3 operatori.

Il trend generale ha manifestato come il **carrying angle** diminuisca all'aumentare dell'angolo di flessione con un coefficiente negativo pari a -0.082 (Fig. 5.1).

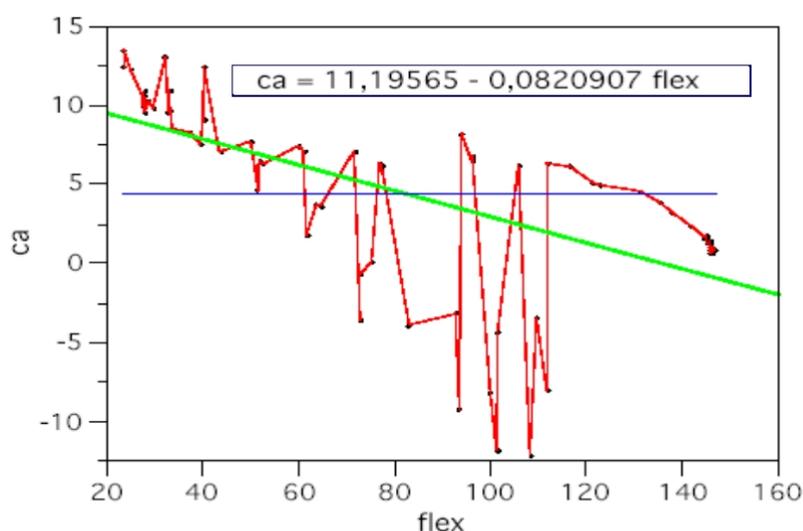


Figura 5.1: Fit tra il valore del **carrying angle** ottenuto in entrambi i soggetti analizzati e durante il movimento di flessione-estensione eseguito dai tre operatori.

Successivamente per ogni soggetto e per ogni movimento abbiamo calcolato il coefficiente di correlazione tra il **carrying angle** e l'angolo di flessione ed il trend si è dimostrato fortemente lineare sia per ogni soggetto, che per ogni ripetizione, mostrando un coefficiente $R^2 = 0.99$ (Fig. 5.2 e Fig 5.3).

L'analisi bivariata effettuata tra i residui del valore del **carrying angle** e l'angolo di flessione ha confermato come tutti e due i soggetti presentano un andamento fortemente lineare incluso in un range lineare tra $R^2 = 0.91$ e $R^2 = 0.98$. Questo andamento è stato anche confermato dall'analisi dei residui con il cambio degli operatori (Fig. 5.4 e Fig. 5.5).

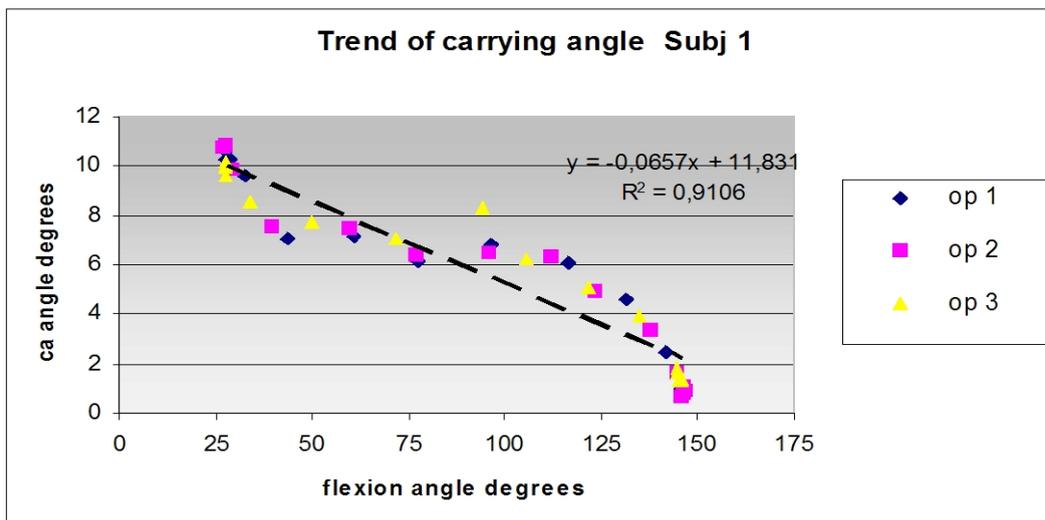


Figura 5.2: Trend del *carrying angle* in funzione dell'angolo di flessione nel subj a e nel subj b durante le prove eseguite dai 3 operatori.

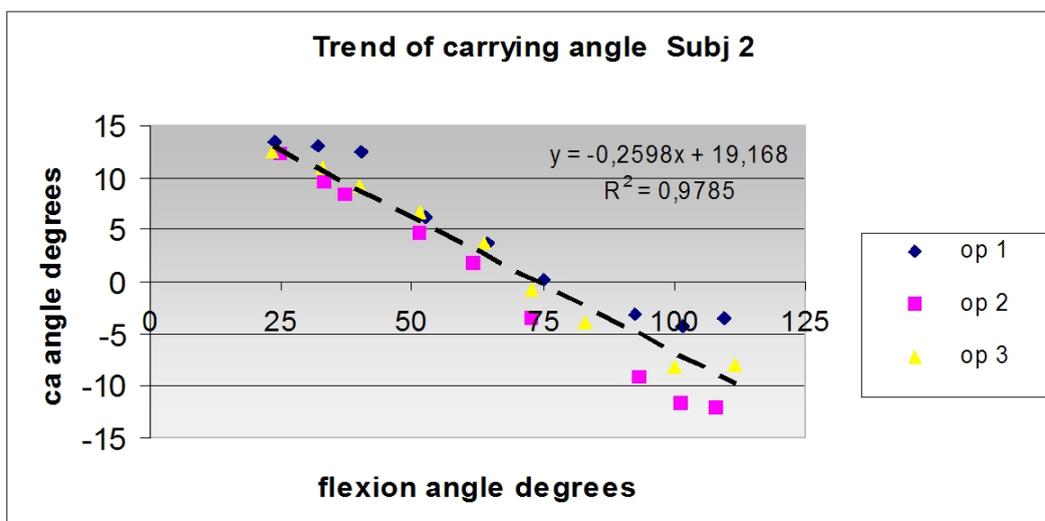


Figura 5.3: Trend del *carrying angle* in funzione dell'angolo di flessione nel subj b durante le prove eseguite dai 3 operatori.

Inoltre il range di flessione-estensione del movimento ha identificato un valore molto simile a quello fisiologico convenzionalmente riportato, compreso fra i 20 ° e i 150 °. L'arbitrarietà del trigger nel campionamento temporale, ha evidenziato valori fluttuanti del **carrying angle**, nonostante l'angolo di flessione a cui sia stato calcolato sia pressochè identico. Inoltre al fine di studiare l'origine di queste incertezze nei valori ottenuti, sono stati analizzati i residui di ogni singolo punto generato dal modello lineare generale ed espresso graficamente.

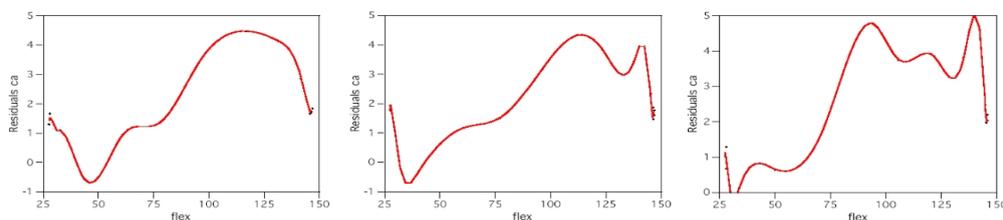


Figura 5.4: Fit dei residui tra *carrying angle* in funzione dell'angolo di flessione nel subj a.

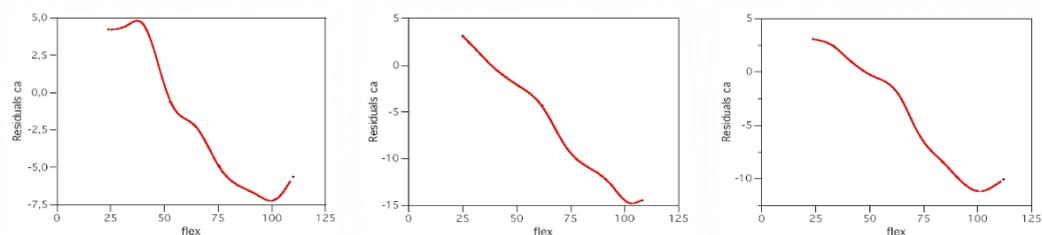


Figura 5.5: Fit dei residui tra *carrying angle* in funzione dell'angolo di flessione nel subj b.

Analizzando in modo separato operatore e soggetti i risultati hanno riportato un comportamento simile e comune fra i tre operatori, un comportamento simile e comune tra i soggetti ed un comportamento differente tra gli operatori ed i soggetti.

Abbiamo valutato inoltre la fluttuazione del **carrying angle** entro il range totale del movimento di flessione-estensione, attraverso un'analisi di varianza a due vie con 2 sorgenti di variazioni:

- a- gli operatori;
- b- l'interazione tra operatori e soggetti.

L'analisi di varianza ha evidenziato che non ci sono differenze significative nel valore del **carrying angle** determinate sia dagli operatori ($F = 0.72$ con $p = 0.49$) che dall'interazione operatore - soggetto ($F = 0.87$ con $p = 0.42$).

Contrariamente a quanto espresso sopra, i valori del **carrying angle** hanno riportato invece differenze significative tra i due soggetti (**a** e **b**) analizzati ($p(F) =$

0.0168). Infatti il subj a ha riportato un valore medio, ottenuto durante tutto il range del movimento pari a 5.62° mentre il subj b un valore di 0.23° (Fig. 5.6).

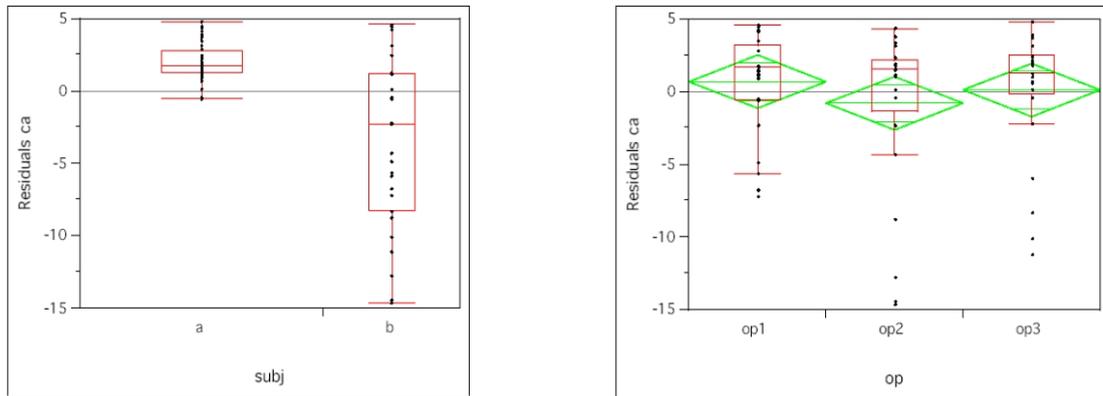


Figura 5.6: Analisi di varianza tra i residui del *carrying angle* per ogni soggetto fig. a) e per ogni operatore b).

5.2 Risultati in-vivo

Medie e deviazioni standard dei dati relativi all'età, statura, peso e BMI sono riportati nella Tab. 5.1. L'analisi Multivariata ha dimostrato che il coefficiente di correlazione ottenuto tra i volumi, peso e BMI e tra le aree dell'avambraccio, peso e BMI con il metodo biomeccanico è più alta rispetto a quella ottenuta con il metodo convenzionale.

	Età (anni) Media e SD	Peso (Kg) Media e SD	Altezza (m) Media e SD	BMI (Kg/m ²) Media e SD
Uomini (n=21)	64.38±12.72	79.91±9.11	1.75±0.08	25.99±2.81
Donne (n=24)	61±13.51	63.91±9.16*	1.64±0.06*	23.73±3.82*

Tabella 5.1: Media e SD dei parametri antropometrici misurati in tutti i soggetti analizzati. Con $p < 0.01^{**}$ e $p < 0.05^*$

L'analisi di varianza (ANOVA) ha dimostrato che ci sono differenze significative tra il metodo convenzionale e quello biomeccanico sia per l'ampiezza transepicondylare,

che per i volumi dell'avambraccio in entrambi i sessi [21, 51]. Differenze significative tra i due metodi sono state ottenute anche per l'area dell'avambraccio nelle donne. La differenza media ottenuta tra la larghezza transepicondilare con metodo biomeccanica e con quello antropometrico ha riportato una variabilità di 1.10 cm, mentre per gli stiloidi la differenza è stata solo di 0.01 cm. Inoltre le differenze ottenute tra la lunghezza dell'avambraccio e quella del braccio con entrambi i metodi non sono risultate significative (Tab. 5.2).

Uomini	epic b (cm) Media e DS	stil b (cm) Media e DS	ACT (m ²) Media e DS	VCT (m ³) Media e DS	Lf (cm) Media e DS
Metodo antropometrico	4.46±0.26	2.98±0.13	660.03±47.96	1300.81±153.78	27.01±1.15
FARO Arm	3.26±0.29 **	3.00±0.16	647.91±54.12	1217.64±153.17 *	26.91±1.3
Donne					
Metodo antropometrico	3.19±1.55	2.42±0.71	534.47±32.35	931.47±96.05	24.83±1.17
FARO Arm	2.54±0.65**	2.31±0.93	512.87±29.08*	851.8±84.41**	24.75±0.93

Tabella 5.2: Media e SD dei parametri antropometrici misurati con il metodo convenzionale e con il FARO Arm: Larghezza degli Epicondili (epic b), Ampiezza stiloidi (stil b), Area totale avambraccio (ACT), Volume totale avambraccio (VCT), Lunghezza avambraccio (Lf). Con $p < 0.01^{**}$ e $p < 0.05^*$.

I nostri risultati mettono in evidenza che le misurazioni effettuate con il FARO Arm non presentano differenze significative nella consistenza delle misurazioni.

Le differenze riscontrate nella larghezza degli epicondili è chiaramente inficiata dagli artefatti di pelle [12] che risulta molto evidente nelle misure ottenute con l'antropometro.

Possiamo inoltre dedurre che l'alto coefficiente di correlazione ottenuto tra le misurazioni come riportato in Fig. 5.7 (VCT_u Vs VCT_F negli uomini) ha dimostrato che entrambi gli approcci sono soddisfacenti e che pertanto il FARO Arm potrebbe essere uno strumento valido per le valutazioni antropometriche negli sportivi garantendo la

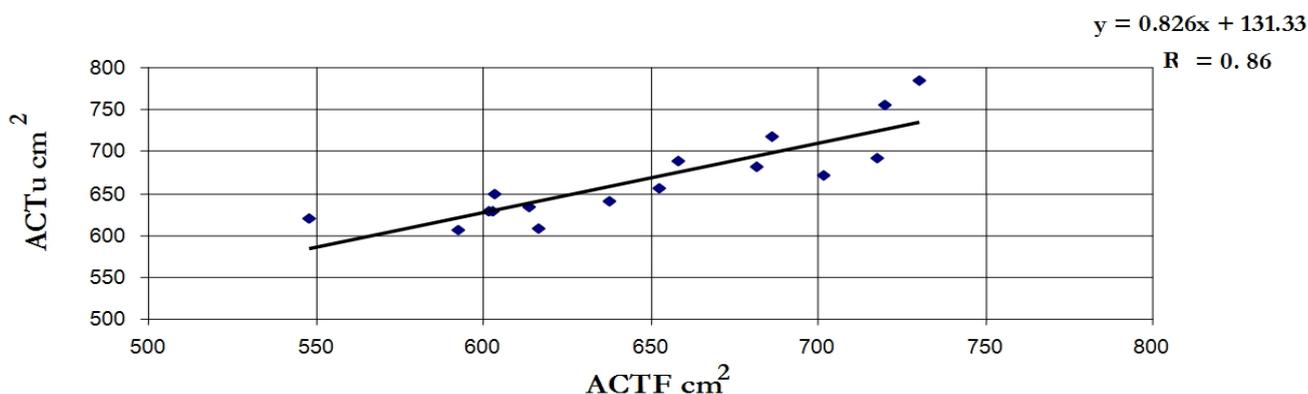


Figura 5.7: Correlazione tra le aree dell'avambraccio ottenute con il metodo convenzionale (ACTu) e con il metodo biomeccanico (ACTF) negli uomini.

possibilità di sviluppare modelli individuali in 3-D.

Inoltre l'uso del FARO Arm è di facile maneggevolezza e riduce ampiamente i tempi di misura.

L'analisi effettuata su tutti i soggetti ha evidenziato un valore medio di **carrying angle** in estensione pari a $12.7 \pm 3.8^\circ$. I dati del campione analizzato risultano distribuiti normalmente e l'analisi delle frequenze mostra come la maggior parte dei valori sia inclusa tra i 10° e i 15° (Fig. 5.8).

Nelle donne il **carrying angle** è leggermente più grande che negli uomini ($12.90 \pm 3.95^\circ$ contro i $12.40 \pm 3.64^\circ$). Tuttavia l'applicazione del test non parametrico di Mann-Whitney non ha evidenziato differenze statisticamente significative tra i sessi ($p = 0.50$). Analisi confermata anche con il t-test ($p = 0.57$) (Fig. 5.9).

I valori del **carrying angle** nell'arto destro e sinistro sono stati rispettivamente di $12.55 \pm 3.50^\circ$ e $12.81 \pm 4.11^\circ$. Il test non parametrico di Wilcoxon ha evidenziato come non ci siano differenze significative tra l'arto destro e sinistro ($p = 0.74$). Analisi confermata ancora dal t-test (Fig. 5.10).

Le differenze medie ottenute nelle misure ripetute da parte dello stesso operatore sullo stesso soggetto è stata di 0.38° con un errore standard di misura pari a 1.69° . Nelle prove ripetute effettuate dallo stesso operatore, non appaiono differenze significative

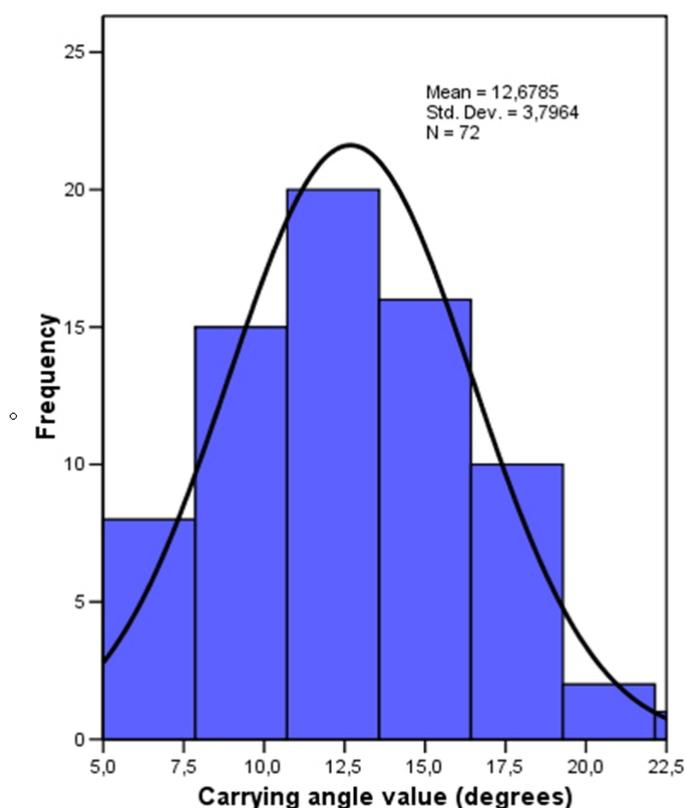


Figura 5.8: Istogramma delle frequenze.

tra la prima e la seconda prova (t-test con $p = 0.27$) e l'intervallo di confidenza settato al 95 % ha riportato valori da -0.310 a 1.064. L'analisi statistica effettuata con il test di Wilcoxon ha riportato un valore di p pari a 0.27 evidenziando come non ci siano differenze significative tra le prove. Inoltre l'ICC (Interclass Correlation Coefficient) utilizzato per valutare l'affidabilità della misura da parte dello stesso operatore nelle prove ripetute è stata eccellente ($ICC = 0.85$) (Fig. 5.11), mentre quella tra gli operatori è stata buona ($ICC = 0.60$). Questi giudizi in accordo da quanto riportato in letteratura [69] (Tab. 5.3 e Tab. 5.4).

In tutti i soggetti studiati il valore medio del **carrying angle**, ottenuto tramite misura indiretta effettuata con il FARO Arm è stato di 12.46 ± 4.06 °. Il valore medio di flessione dell'arto a cui il **carrying angle** è stato considerato è risultato 26.11 ± 7.13 ° con un valore medio di pronazione di 4.08 ± 2.86 °. Le differenze rilevate tra i valori del **carrying angle** ottenuti con il FARO Arm e quelli ottenuti con un goniometro

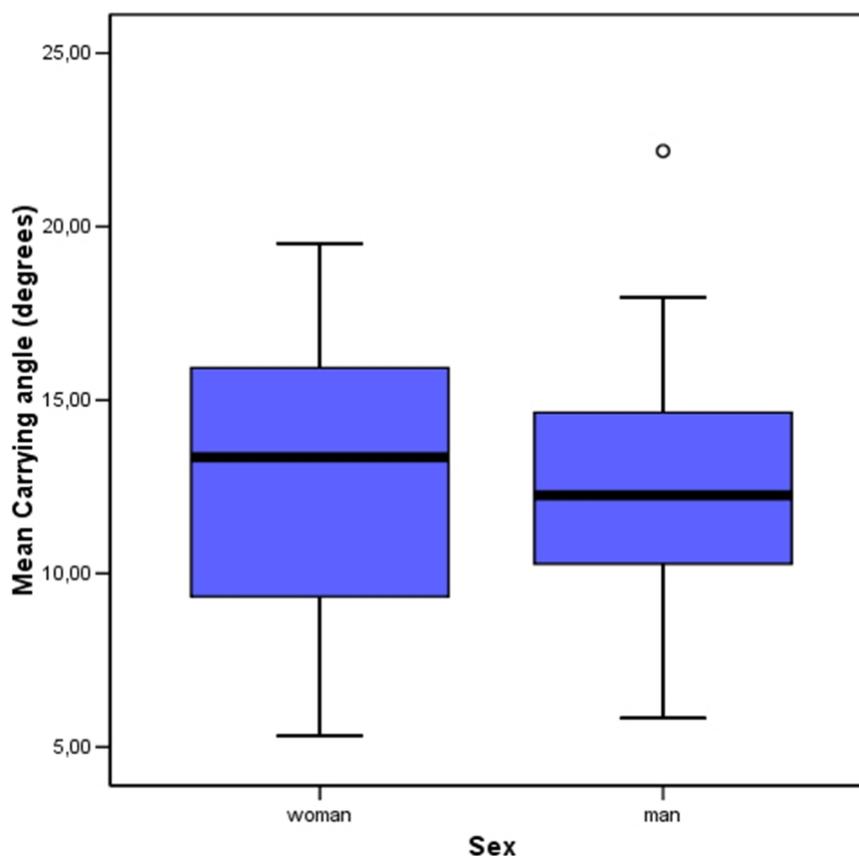


Figura 5.9: Valori medi del *carrying angle* nei sessi.

usato nella pratica clinica sono risultate non significative ($0.97 \pm 3.64^\circ$ con $p = 0.47$). Il coefficiente di correlazione tra le misure ottenute con entrambi i metodi è risultato soddisfacente ($r = 0.46$ con $p = 0.00$) indicando, in questo modo, che ci può essere un ragionevole accordo tra i due approcci. Con il FARO Arm le differenze medie ottenute per misure ripetute sullo stesso soggetto sono risultate statisticamente non significative (0.56° con $p = 0.27$), con un errore standard di misura di 1.62° (Tab. 5.5).

La ripetibilità della misura è stata eccellente ($ICC = 0.85$ con $p = 0.00$). L'analisi di varianza ha individuato nell'angolo di flessione un fattore statisticamente significativo per la stima del **carrying angle** ($F = 0.051$ con $p = 0.27$). L'angolo di pronazione non risulta influenzare invece tale valore ($F = 0.051$ con $p = 0.823$).

Le differenze tra le misure del **carrying angle** ottenute nel trial 1 rispetto al trial 2 risultano inoltre correlate in modo statisticamente significativo con la variazione

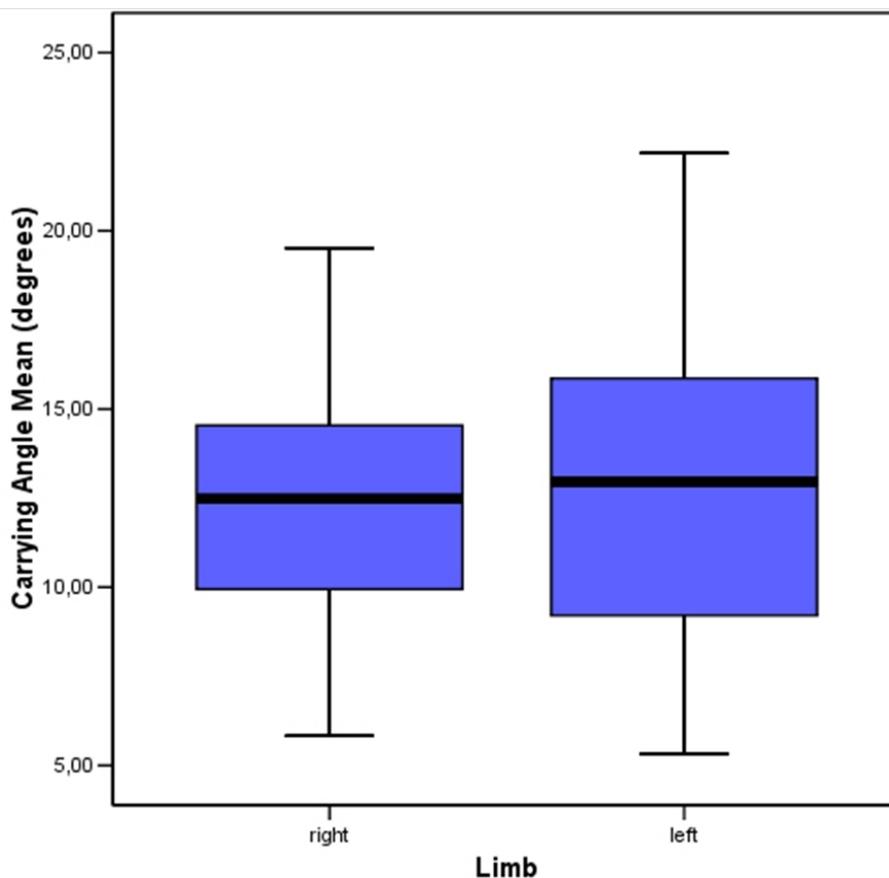


Figura 5.10: Valori medi del *carrying angle* negli arti.

dell'angolo di flessione a cui la misura è stata effettuata. La misurazione effettuata con il goniometro standard ha riportato una buona ripetibilità tra le prove ($ICC = 0.76$ con $p = 0.82$) e differenze medie non significative (0.23° con $p = 0.47$).

Le differenze tra i sessi (Tab. 5.6 e Tab. 5.7) sono risultate statisticamente non significative, anche nella comparazione tra i metodi, anche se le donne evidenziano un valore di **carrying angle** maggiore. Utilizzando il metodo di decomposizione di Cardano abbiamo ottenuto un valore di **carrying angle** pari a $11.95 \pm 3.92^\circ$ negli uomini e $12.92 \pm 4.19^\circ$ nelle donne ($p = 0.26$). L'angolo di flessione ottenuto nelle donne è risultato più piccolo di quello degli uomini. La differenza media riscontrata è di 5.26° . Questo risultato appare interessante in quanto dimostra come le donne possano avere una maggiore estensibilità degli uomini.

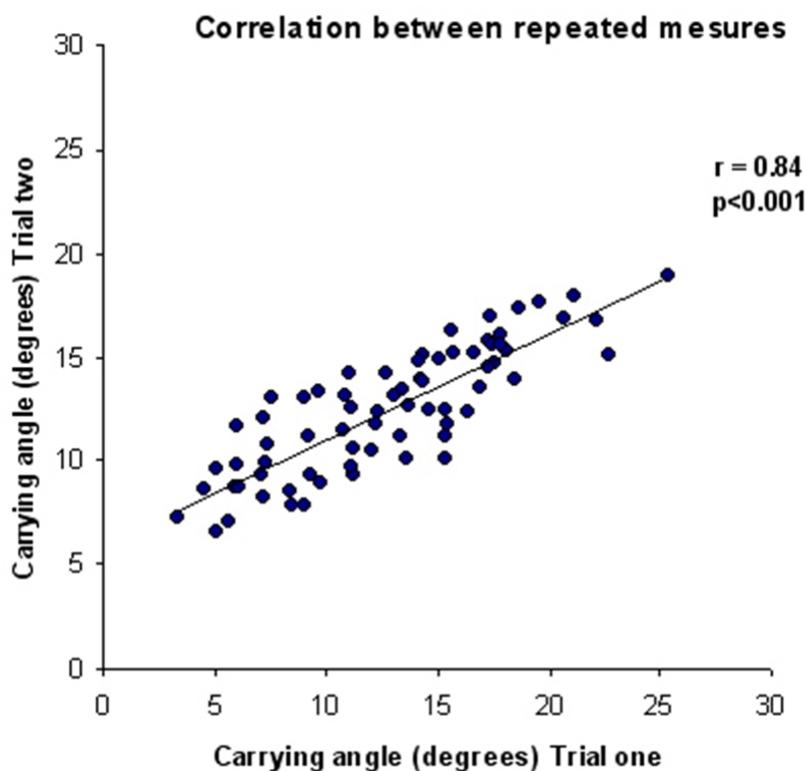


Figura 5.11: Coefficiente di correlazione tra le prove (trial 1 vs trial 2) utilizzando il FARO Arm.

Con il goniometro standard il valore del **carrying angle** è risultato pari a $11.24 \pm 3.36^\circ$ negli uomini e $11.79 \pm 2.68^\circ$ nelle donne senza differenze significative ($p = 0.40$).

Con il metodo della decomposizione di Cardano, i valori medi di **carrying angle** sono stati rispettivamente di $12.72 \pm 3.51^\circ$ per il braccio destro (dominante) e $12.08 \pm 4.60^\circ$ per il sinistro ($p = 0.464$) (Tab. 5.7).

La media dell'angolo di flessione nel braccio destro è stata di 2.98° più piccola di quella ottenuta con l'arto sinistro ($p = 0.10$). Con il goniometro standard i valori medi del **carrying angle** sono stati di $11.20 \pm 2.98^\circ$ per il braccio destro (dominante) e $11.83 \pm 3.22^\circ$ per il sinistro ($p = 0.331$) (Tab. 5.7 e Fig. 5.12).

Il range di movimento realizzato durante il movimento di flessione estensione in tutti i soggetti analizzati è risultato compreso tra i 20° e i 150° di flessione. Questo range è identificato come fisiologicamente normale. Il range ottenuto è risultato in accordo a

	Media (°)	Range(°)	n soggetti / cadaveri	Autori
In-vivo				
Uomini	6.5	0 -14	100	Aebi
Donne	13	4 -20		
	18.64	16.04 – 22.78	3	Goto
Uomini	10.97	3 -19	320	Paraskevas
Donne	15.07	3 -25	280	
Uomini	11.6	4.2 -15.1	10	Van Roy
Donne	16.7	11.9 -21.00	10	
	12	9 -14	4	London
In-vitro				
	12	9 -14	4	London
	10	10	2	Morrey and Chao
Uomini	5	2.5 -7.5	2	Shiba
Donne	13.5	9.5 -17.5	2	

Tabella 5.3: Valori del *carrying angle* nei sessi (in-vivo e in-vitro) ottenuti dalla posizione in massima estensione e ricavati da un'analisi della letteratura.

	n	Media	SD	SE	P value
Donne	40	12.90	3.94	0.62	
Uomini	32	12.39	3.64	0.64	
					<i>p (t-Student)</i>
					0.57
Destro	36	12.55	3.50	0.58	
Sinistro	36	12.81	4.11	0.68	
					<i>p (t-student)</i>
					0.76

Tabella 5.4: Valori del *carrying angle* ottenuti dalla nostra misurazione nei maschi e nelle femmine per l'arto destro e sinistro.

quello riportato in letteratura e riconosciuto come fisiologicamente normale.

In tutti i soggetti analizzati il **carrying angle** cambia durante il movimento di flessione presentando un'angolazione valga in estensione ed una vara in flessione.

Metodo		n <i>campione</i>	Trial 1 Media±SD <i>(gradi)</i>	Trial 2 Media ±SD <i>(gradi)</i>	SEM <i>(gradi)</i>	ICC
FaroArm	Carrying angle	44	12.69±4.30	12.13± 3.83	1.62	0.85 **
	Angolo di flessione	44	26.05±6.80	26.16±7.50	4.42	0.62 **
Goniometro	Carrying angle	44	11.38±2.99	11.61±3.14	1.49	0.76 **

Tabella 5.5: Valori del *carrying angle* (e relativo angolo di flessione) ottenuti con il FARO Arm and quelli del *carrying angle* ottenuti con un goniometer standard. Valori Medi ottenuti nel Trial 1 e nel Trial 2 e ripetibilità (ICC) . *=p<0.05, **=p<0.001. SEM, Errore Standard di Misura; ICC, coefficienti di correlazione tra le classi.

Metodo		Uomini Media±SD <i>(gradi) n=46</i>	Donne Media±SD <i>(gradi) n=42</i>	Differenze tra le medie (gradi)
FaroArm	Carrying angle	11.95±3.92	12.92±4.19	0.97
	Angolo di Flessione	28.61±6.54	23.35±6.76	5.26 **
Goniometro	Carrying angle	11.24±3.36	11.79±2.68	0.55

Tabella 5.6: *carrying angle* e angolo di flessione ottenuti con FARO Arm e valori del *carrying angle* ottenuti con il goniometro standard negli arti superiori di maschi e femmine. (*=p<0.05, **=p<0.001.)

I valori osservati in funzione dell'angolo di flessione hanno mostrato la descrizione di questo trend attraverso un andamento lineare. Inoltre adottando un andamento lineare come fit l'errore ottenuto in tutti i soggetti e in tutti i movimenti realizzati è risultato incluso tra l'1 % e il 6 %. Questi risultati sono presentati nella Tab. 5.8 e in Fig. 5.13.

Metodo	Misura	Destro Media \pmSD (gradi) n=46	Sinistro Media \pmSD (gradi) n=42	Differenza tra le medie (gradi)
<i>FaroArm</i>				
	Carrying angle	12.72 \pm 3.51	12.08 \pm 4.60	0.64
	Angolo di flessione	24.68 \pm 6.07	27.66 \pm 7.90	2.98
<i>Goniometro</i>				
	Carrying angle	11.20 \pm 2.89	11.83 \pm 3.22	0.63

Tabella 5.7: *carrying angle* e angolo di flessione ottenuti con il FARO Arm e *carrying angle* ottenuto con un goniometro standard negli arti superiori destri e sinistri (*= $p < 0.05$, **= $p < 0.001$).

Subject	Carrying angle in full extension	Carrying angle in full flexion	Trend	R² of linear fit
#1	13.43 \pm 0.06(°)	-6.34 \pm 0.2(°)	<i>linear</i>	0.99
#2	20.36 \pm 0.10(°)	-10.5 \pm 0.4(°)	<i>linear</i>	0.99
#3	16.29 \pm 0.12(°)	-2.5 \pm 0.2(°)	<i>linear</i>	0.98
#4	17.29 \pm 0.06(°)	-3.4 \pm 0.2(°)	<i>linear</i>	0.96
#5	17.49 \pm 0.4(°)	-0.29 \pm 0.3(°)	<i>linear</i>	0.99
#6	15.24 \pm 0.5(°)	-3.57 \pm 0.3(°)	<i>linear</i>	0.94
#7	17.45 \pm 0.65 (°)	-0.98 \pm 0.23 (°)	<i>linear</i>	0.94

Tabella 5.8: Valori del *carrying angle* riportati in Media e \pm typical error in 5 movimenti ripetuti di flesso-estensione.

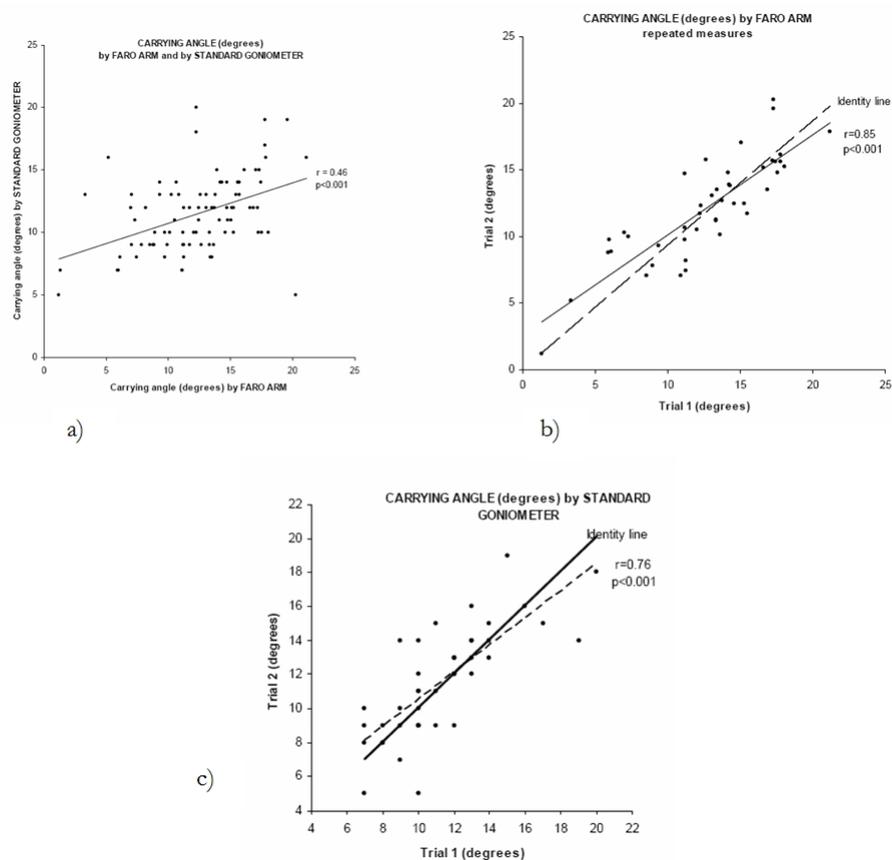


Figura 5.12: Grafico a) Correlazione tra le misure ottenute con il FARO Arm e con un Goniometro Standard. Grafico b) Ripetibilità della Misura ottenuta con il FARO Arm. Grafico c) Correlazione tra le misure ottenute con un Goniometro Standard

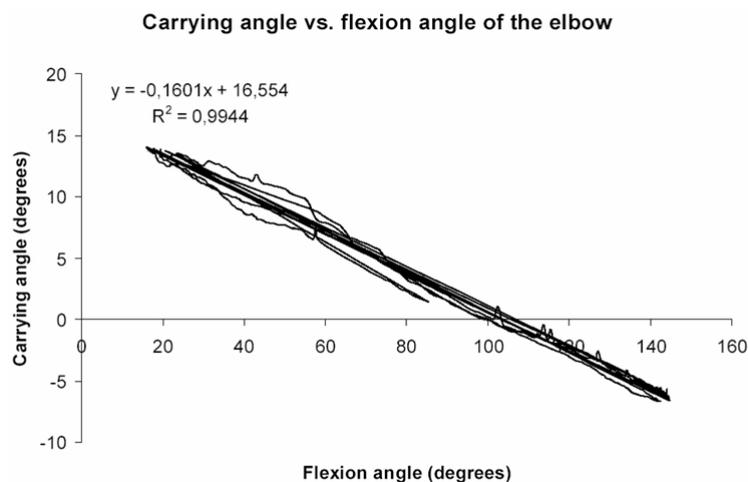


Figura 5.13: Andamento del *carrying angle*, valori del *carrying angle* durante i movimenti di flessione-estensione realizzati in 5 ripetizioni. Il movimento relativo al soggetto #1.

Capitolo 6

Discussione

La finalità principale di questo progetto di ricerca è stata quella di mettere a punto un'insieme di sperimentazioni per ottenere un nuovo approccio di misura per la valutazione del **carrying angle** in un set up in vivo facilmente implementabile per gli studi di biomeccanica articolare relativi all'arto superiore.

I più importanti risultati ottenuti in questo lavoro sono stati i seguenti: il nostro nuovo approccio di misura sviluppato per la misura del carrying angle in vivo, e basato sulla scelta di punti di repere anatomici ha prodotto: un'eccellente riproducibilità della misura rispetto ai valori riportati in letteratura; valori affidabili, rispetto a quelli ottenuti con un gold standard; ed infine ha consentito di applicare il nostro nuovo approccio nei sistemi di analisi del movimento.

Questo nuovo approccio di misura ha sottolineato come la corretta valutazione della misura risulti parzialmente dipendente dalla precisione nell'acquisizione dei punti di repere, da parte di un operatore esperto rispetto a quelli ottenibili da un operatore con poca esperienza.

Inoltre la dipendenza dell'angolo in funzione dell'angolo di flessione, ottenuta sia in vivo che in vitro ha permesso di identificare un modello matematico in grado di predire il movimento sia passivo, che attivo di flessione estensione dell'avambraccio sul braccio.

Nelle parti che seguono è stata effettuata una discussione per ogni esperimento sviluppato.

6.1 Studio relativo alla valutazione del **carrying angle** in-vitro, su due cadaveri di arto superiore in massima estensione e durante il movimento passivo di flessione-estensione.

In questo primo lavoro è stato stimato il **carrying angle** del gomito attraverso il nostro nuovo approccio di misura basato sul rilevamento di markers anatomici, in due cadaveri di arti superiori.

L'applicazione di questo nuovo approccio ha permesso di definire il trend del **carrying angle** in funzione dell'angolo di flessione, in accordo a quanto riportato da studi precedenti presenti in letteratura [2, 4, 13, 47].

Dai nostri dati, risulta che il mantenimento del trend lineare del **carrying angle** in funzione dell'angolo di flessione, è indipendente sia dall'operatore che dall'interazione operatore - soggetto. Inoltre la grande variabilità del valore dell'angolo, è probabilmente attribuibile alle differenze anatomo-morfologiche che ogni individuo presenta.

Infatti dall'analisi dei risultati appare evidente come sia necessario realizzare una valutazione individuale dell'angolo e come l'andamento lineare del **carrying angle** in funzione della flessione si mantenga, molto poco lineare quando vengono analizzati tutti i soggetti tutte le prove assieme ($r = -0.082$). In particolare il fit ottenuto tra il valore dell'angolo e l'angolo di flessione, appare fortemente lineare quando invece i soggetti sono analizzati separatamente; risultato peraltro confermato anche dall'analisi dei residui del **carrying angle** in funzione dell'angolo di flessione (Fig. 5.4 e Fig. 5.5) dove l'andamento ottenuto risulta sempre fortemente lineare nelle tre prove.

Questo diverso comportamento peraltro attribuibile a grandi differenze individuali, potrebbe andare a spiegare il problema - già sottolineato in letteratura - sull'identificazione di una corretta definizione dell'angolo e dell'adozione di un corretto metodo di misura. In altre parole se il valore dell'angolo è fortemente individuale riesce in ogni modo complesso cercare di identificare un metodo di misura generale che rappresenti

la possibilità di correlare il valore ottenuto a quello di un gold standard [76].

Altresì nuovi studi relativi alla misura dell'angolo dovrebbero essere orientati a definire protocolli di misure individualizzate per meglio caratterizzare le particolarità dei soggetti.

In conclusione il nostro nuovo approccio ha prodotto risultati concordanti con precedenti studi presenti in letteratura e ha dimostrato , anche nella limitatezza espressa dall'esigua numerosità del campione, come le differenze attribuibili al suo valore possano essere fortemente condizionate dalle caratteristiche anatomo-morfologiche dei soggetti studiati.

6.2 Studio di affidabilità, in-vivo, sulle misure necessarie alla definizione dei sistemi di riferimento braccio ed avambraccio. Confronto tra le misure ottenute con un antropometro e con il FARO Arm.

In questo secondo, lavoro realizzato su soggetti in-vivo, è stato effettuato uno studio di affidabilità dei parametri relativi alle misure dell'arto superiore rilevate con il nostro metodo (metodo biomeccanico) e con quelle ottenute con un antropometro I risultati hanno evidenziato che entrambi i sistemi sono buoni, ma che differenze significative si presentano solo per l'ampiezza transepicondilare.

Questa differenza ottenuta in questo parametro, può essere attribuita alla differenza nell'approccio realizzato per definire la misura.

Infatti il metodo biomeccanico, che utilizza il FARO Arm, consente di localizzare e campionare le coordinate in 3-D dell' epicondilo mediale e di quello laterale, laddove il metodo convenzionale, realizzato con l'antropometro consente di misurare il diametro

della zona distale omerale, introducendo un grosso differenza di misura per l'inclusione degli artefatti di pelle.

Infatti è probabile che questo risultato possa anche giustificare i coefficienti di correlazione più alti, ottenuti nell'analisi multivariata, tra i volumi e le aree dell'avambraccio vs peso e BMI dai i parametri acquisiti con il FARO Arm anziché con quelli rilevati dall'antropometro.

Inoltre le lunghezze (avambraccio e braccio) misurate sia con il FARO Arm che con l'antropometro hanno evidenziato come questi valori possano essere molto simili tra loro, potendo affermare l'utilizzo indiscusso per questi parametri con entrambi i metodi.

6.3 Studio di affidabilità in-vivo della misura del carrying angle in full-extension ottenuta tramite il FARO Arm e comparata con un goniometro standard assunto come Gold Standard.

L'obiettivo del presente studio è stato quello di stimare il valore del **carrying angle** in massima estensione usando un protocollo di misura non invasivo e in grado di misurare le tre componenti angolari basate sulla digitalizzazione di punti di repere anatomici facilmente identificabili e calcolabili attraverso il metodo di decomposizione di Cardano.

I risultati più importanti ottenuti in questo lavoro sono stati:

a- i valori del **carrying angle** ottenuti con il nostro metodo hanno riportato valori simili a quelli riportati in letteratura [1, 4, 13, 41, 48, 52, 61, 76] e valori simili a quelli ottenuti tramite un goniometro standard classicamente utilizzato nella valutazione clinica [33, 52, 59, 82];

- b- la ripetibilità delle misure ottenute con il nostro approccio è stata più alta di quella ottenuta con un goniometro standard;
- c- il nostro lavoro ha permesso anche il monitoraggio degli angoli di flessione e pronazione;
- d- l'angolo di flessione risulta essere un fattore significativo nella definizione di un set up affidabile per il rilevamento della misura del **carrying angle**.

Gli studi riportati in letteratura hanno evidenziato come la misura del **carrying angle** sia inclusa tra gli 11° e i 14° [1, 4, 9, 13, 25, 27, 36, 41, 52, 56].

All'interno di questo range, gli autori hanno trovato differenze del valore dell'angolo tra i sessi e tra gli arti [1, 4, 6, 9, 13, 24, 20, 25, 27, 36, 41, 52, 56].

Dall'esame dei nostri soggetti, è stato evidenziato che non ci sono differenze significative né tra i sessi né tra gli arti, sia nelle misure eseguite con il FARO Arm che con quelle ottenute con un gold standard di misura.

Questa mancanza di significatività potrebbe essere giustificata in due modi. Per prima cosa il nostro campione essendo costituito da soggetti sportivi praticanti attività sportiva con gli arti superiori, potrebbe presentare una limitazione nella massima estensione dovuta alla presenza di un buon livello di tono muscolare. Infatti alcuni studi hanno sostenuto che le differenze riscontrate nel valore dell'angolo possono essere limitate o addirittura ingigantite dalla pratica sportiva [11, 37, 59]. In secondo luogo ed in riferimento a quanto riscontrato da Beals [9] le differenze riscontrate nei due sessi, possono essere attribuite ad una maggiore escursione articolare in estensione nelle donne che risultano più flessibili.

Questi due effetti combinati assieme potrebbero ridurre le differenze riportate in letteratura tra i sessi che tra gli arti.

Appare anche sostenibile che probabili cambiamenti adattativi dovuti al sovraccarico funzionale, per l'intensa pratica sportiva, potrebbero determinare valori del **car-**

rying angle diversi [11, 37, 59]. Tuttavia in futuro altri protocolli di studio in merito a questa ipotesi dovrebbero essere attuati.

Dai risultati si deduce che il valore del **carrying angle** non possa essere stimato indipendentemente dall'angolo di flessione anche quando misurato in una posizione apparente di massima estensione poichè fattori sia di natura individuale, che cambi adattativi nella lassità articolare (per esempio in presenza di patologie) [24, 20, 31] possono determinare un'alterazione nell'allineamento di braccio e avambraccio [3, 4, 9, 13, 27, 36, 73, 82, 85]. Questa considerazione può essere supportata dal fatto che l'angolo di flessione rappresenta un fattore significativo nella stima del **carrying angle** e che la correlazione ottenuta tra la variazione del **carrying angle** rispetto alla variazione dell'angolo di flessione sullo stesso soggetto è risultata significativa.

Inoltre le differenze ottenute nella deviazione standard tra prima e seconda prova sono state maggiori nell'arto sinistro, piuttosto che nel destro. Questa piccola differenza ottenuta nell'errore della misura potrebbe essere dovuta al posizionamento del FARO Arm molto più prossimo al lato destro (quindi più facilmente utilizzabile per la digitalizzazione dei punti di repere) che al sinistro. Questo errore potrebbe altresì essere minimizzato in future acquisizioni, piazzando il FARO Arm al centro del tavolo.

Altre considerazioni possono essere effettuate tra i valori ottenuti attraverso il nostro protocollo e un goniometro standard; il nostro protocollo appare più ripetibile considerando anche che le nostre valutazioni sono state realizzate in un modo non visibile, senza essere influenzate dalla visualizzazione del valore al momento del campionamento.

Tuttavia una parte della ripetibilità del metodo, potrebbe anche essere parzialmente attribuibile all'abilità dell'operatore nella scelta di punti di repere anatomici che rappresentano comunque la sorgente di errore più grande.

Questo lavoro, ha dimostrato che la stima del **carrying angle** realizzata con il nostro metodo può produrre risultati più ripetibili rispetto a quelli riportati con altri metodi. Il FARO Arm rappresenta un dispositivo semplice e facilmente utilizzabile, ed ogni acquisizione può essere realizzata velocemente; il miglior vantaggio che può

essere tratto da questo nostro approccio, è che esso consente di misurare in tempo reale anche l'angolo di flessione a cui il braccio è stato posizionato rendendo chiaramente più ripetibile la misura.

Concludendo questo tipo di applicazione può essere utilizzata per nuove tecnologie nell'ambito sia medico che riabilitativo, provvedendo alla definizione di un display grafico, in grado di rappresentare delle caratteristiche funzionali articolari.

Questo tipo di metodologia potrebbe anche essere utilizzata per lo studio delle tecniche chirurgiche per le patologie del gomito.

Infine altre ed ulteriori applicazioni con questo metodo, potrebbero includere le variazioni del **carrying angle** per lo stress indotto sull'articolazione del gomito (patologie) dai gesti sportivi.

6.4 Studio in-vivo di ripetibilità tra le prove (inter-observer) e tra gli operatori (intra-observer) nella stima del valore del carrying angle in full-extension ottenuto con il FARO Arm.

Questo studio è stato realizzato per valutare la ripetibilità del nostro nuovo approccio metodologico per la misura del **carrying angle** in set-up in-vivo applicabile sia nella pratica ortopedica che riabilitativa.

Questo lavoro si è realizzato attraverso l'acquisizione di 5 punti di repere anatomici, facilmente identificabili sul braccio e sull'avambraccio [64, 77, 74, 80] e digitalizzabili con un elettrogoniometro già adottato per studi di cinematica articolare [21, 43, 44].

Il nostro metodo ha presentato:

1. il valore del **carrying angle** ottenuto in tutte le misurazioni ed in tutti i soggetti ha dato dei valori simili a quelli riportati in letteratura in termini di media,

deviazione standard e di range [3, 4, 27, 41];

2. un'eccellente ripetibilità nelle misure ripetute da un operatore esperto ed una buona ripetibilità tra gli operatori [69].

L'analisi relativa alle differenze tra le prove e tra gli operatori non ha presentato differenze significative tra le misure.

Inoltre la ripetibilità del metodo è stata migliore, quando la digitalizzazione dei punti è stata effettuata da un operatore esperto nella localizzazione dei punti di repere attraverso l'uso del FARO Arm [19]. Questo risultato sottolinea la forte limitazione imposta, negli studi di biomeccanica da sistemi di acquisizione con markers ossei o markers passivi.

Infatti la costruzione delle matrici di rototraslazione per lo studio dei movimenti relativi risulta fortemente condizionata dalla corretta campionatura delle posizioni in dei marker usati.

L'errore standard ottenuto tra le misure ripetute è stato di 1.69° , indicando che questo approccio può essere utilizzato anche per valutazioni cliniche per ripristino della stabilità articolare del gomito.

Questo errore può essere considerato ragionevole in quanto l'errore dovuto alla palpazione è fortemente legato alle differenze individuali dei punti di repere anatomici necessari a definire i sistemi di riferimento individuali [19, 27, 65, 83, 76].

Non ci sono state differenze significative nel confronto delle misure ripetute tra braccio destro e sinistro. Questo risultato è in disaccordo con quanto riportato in letteratura dove la misura del **carrying angle** varia in base agli arti e alla dominanza. Probabilmente la mancanza di questa congruenza, con gli studi della letteratura, può essere causata dal posizionamento del FARO Arm molto più prossimo all'arto destro che al sinistro e abile a minimizzare l'errore nella misura relativa all'arto destro.

Infatti questa osservazione può essere anche confermata dalla maggiore variabilità nelle differenze dei valori medi ottenute tra prove ripetute, e relative all'arto sinistro.

Inoltre i nostri risultati sottolineano quanto riscontrato nella precedente sperimentazione. Le femmine hanno valori del **carrying angle** di poco maggiori di quelli ottenuti nei maschi, ma senza differenze significative. Probabilmente e come già discusso altri fattori implicati con le caratteristiche del campione, quali età, l'attività sportiva possono determinare la mancanza di queste differenze.

Infatti anche in questo caso il nostro campione ha un'età media piuttosto alta, e pertanto potrebbe manifestare una riduzione della flessibilità articolare, in massima estensione [9]. È noto che i soggetti anziani presentino una riduzione fisiologica dell'elasticità articolare tale da definire estensioni articolari minori.

In conclusione questo studio ha dato dei risultati ripetibili nelle misurazioni e facilmente realizzabili in ambito sia ortopedico che riabilitativo [31].

6.5 Studio in-vivo relativo alla identificazione del **carrying angle** in funzione dell'angolo di flessione con sistema stereofotogrammetrico Vicon-System

In questo lavoro i risultati più importanti sono stati che il trend del **carrying angle** è simile in tutti i trials realizzati ed inoltre presenta una variazione lineare in tutti i soggetti considerati.

La ripetibilità tra le misure ripetute è stata molto alta e adottando un fit lineare l'accuratezza è stata maggiore del 94 % in tutti i casi. Il valore di accuratezza ottenuto è molto alto presentando un trend simile a quello precedentemente dimostrato da Morrey e Chao [4, 13, 47].

Questo studio pilota è stato realizzato per stimare la possibilità di sviluppare un modello individuale di arto superiore usando un angolo cinematico chiamato **carrying angle**. Infatti questo angolo presenta delle variazioni di carattere individuale

6.5. Identificazione in-vivo del **carrying angle** in funzione dell'angolo di flessione 68

probabilmente dovute al fatto che ogni soggetto è caratterizzato da una morfologia propria.

Le limitazioni di questo lavoro sono rappresentate dal numero limitato del campione, infatti un più alto numero di soggetti dovrebbe essere inserito in protocolli futuri.

In conclusione il nostro modello relativo alla definizione del movimento di flessione-estensione dell'arto superiore, utilizzando una valutazione indiretta tramite il **carrying angle** potrebbe consentire il monitoraggio di una corretta tecnica biomeccanica in modo particolare durante l'incremento di attività fisica. Inoltre altri studi sono necessari per modellare gesti più complessi.

Capitolo 7

Conclusioni

In conclusione possiamo affermare che lo studio proposto per l'identificazione di un nuovo metodo per la misurazione del **carrying angle** con markers anatomici, ha prodotto:

1. risultati legati alla stima dell'angolo, molto simili a quelli riportati in letteratura sia come valori medi che in termini di verifica dell'andamento dell'angolo in funzione dell'angolo di flessione;
2. il dispositivo FARO Arm, rappresenta uno strumento in grado di essere utilizzato per le misure in-vivo dei parametri antropometrici, garantendo una facile applicabilità nell'utilizzo e consentendo l'implementazione di tali rilevamenti per i sistemi stereofotogrammetrici utilizzati per l'analisi del movimento.

Inoltre questo protocollo sperimentale, ha messo a punto una metodologia affidabile consentendo di ottenere un valore dell'angolo che anatomicamente risulta essere molto piccolo, ma che presenta delle caratteristiche ed un comportamento molto legato con il gesto di flessione-estensione dell'avambraccio sul braccio.

Infatti la stabilità di questa piccola misurazione apre le porte verso l'inserimento di questo valore all'interno di studi di natura biomeccanica in settori multidisciplinari e molto spesso collegati tra loro quali quelli dello sport della riabilitazione funzionale e della medicina sportiva.

Gli sviluppi futuri potrebbero essere dedicati alla valutazione dell'angolo in atleti che realizzano gesti atletici con gli arti superiori quali ad esempio tennisti, lanciatori etc. . .

Infine questo nuovo approccio metodologico, potrebbe essere di fondamentale aiuto per gli studi nell'ambito della chirurgia ortopedica del gomito, che ancor oggi sono frammentari.

Ringraziamenti

Per la preziosa collaborazione vorrei ringraziare l'ing. Daniela Casino con cui ho condiviso il lavoro, il dott. Marco Bontempi e l'ing. Giulia Donà con cui abbiamo iniziato questa "avventura" e il piccolo ma grande ing. Nicola Lopomo che mi ha aiutato in modo incredibile nella revisione completa del lavoro.

Ringrazio l'assistenza al pc da parte di Emil Ferretti il super sistemista amico che più di una volta mi ha tolto dai guai con l'informatica, la disegnatrice anatomica Silvia Bassini, per aver interpretato sempre al meglio le mie richieste nella grafica e il contributo da parte dell'ing. Simone Bignozzi.

Un semplice grazie anche per il Prof. Franco Merni della facoltà di Scienze Motorie di Bologna per avermi concesso l'uso del Vicon System, e con cui ho condiviso scambi ed idee iniziali.

Inoltre un ringraziamento particolare spetta al dott. Stefano Zaffagnini che si è interessato ad una parte del lavoro e che in questi anni, ed in modo del tutto bizzarro mi è stato molto vicino.

Un ultimo e speciale ringraziamento al Prof. Mario Motta che è stato il mio maestro, che ha sempre creduto in me e a cui devo tutto ciò che ho imparato sino ad oggi.

In anticipo rispetto ai tempi, concludo questo lavoro che mi è costato una gran fatica anche perché i miei sforzi, sono stati purtroppo, accompagnati dai grandi dolori della vita, che a volte mi hanno privato dell'energia e dell'entusiasmo che mi caratterizzano.

Un abbraccio a mia sorella Anna con cui ho con diviso i miei tristi affanni e che ancor'oggi sorride al pensiero che potesse interessarmi tanto la funzione di un angolo piccolo piccolo dell'articolazione del gomito.

Bibliografia

- [1] Aebi H, 1947, *Der Ellbogenwinkel, seine Beziehungen zu Geschlecht, Körperbau und Hüftbreite*, Thesis, University of Basle.
 - [2] Amis AA, Dowson DD, Unsworth A, Miller JH, Wright V, 1977, *An examination of the elbow articulation with particular reference to the variation of the carrying angle*, New England Medical Journal, **6**:76.
 - [3] Amis AA, Miller JH, 1982, *The elbow*, Clinical Rheumatology Disease, **8**(3):571-93.
 - [4] An KN, Morrey BF, Chao EY, 1984, *Carrying angle of the human elbow joint*, Journal of Orthopaedic Research, **1**:369-378.
 - [5] Atkinson W, Elftman H, 1945, *The carrying angle of the human arm as a secondary sex character*, Anat. Rec., **91**:49-52.
 - [6] Balasubramanian P, Madhuri V, Muliyl J, 2006, *Carrying angle in children: a normative study*, Journal of Pediatric Orthopaedics, **15**(1):37-40.
 - [7] Basmajian J, 1971, *Grant's method of anatomy*, 8th Edn. Williams & Wilkins, Baltimore.
 - [8] Baughman, FA, Higginns J V Wadsworth TG, and Demaray MJ, 1974, *The carrying angle in sex chromosome anomalies*, Journal of the American Medical Association, **230**:718.
 - [9] Beals RK, 1976, *The normal carrying angle of the elbow*, Clinical Orthopaedics and Related Research, **119**:194-196.
-

-
- [10] Braune W, Kyrklund, 1879, *Cubitus valgus*, Archives of Anatomical Physiology.
- [11] Cain EL Jr, Dugas JR, Wolf RS, Andrews JR, 2003, *Elbow injuries in throwing athletes: a current concepts review*, American Journal of Sports Medicine, **31(4)**:621-35.
- [12] Capozzo A, Catani F, della Croce U, Leardini A, 1995, *Position and orientation in space of bones during movement: anatomical frame definition and determination*, Clinical Biomechanics, **10(4)**:171-178.
- [13] Chao E, Morrey B, 1978, *Three-dimensional rotation of the elbow*, Journal of Biomechanics, **11**:57-73.
- [14] Dai L, 1999, *Radiographic evaluation of Baumann angle in Chinese children and its clinical relevance*, Journal of Pediatric Orthopaedics, **8**:197-199.
- [15] Dekker GAG, 1986, *Lee McGregor's synopsis of surgical anatomy*, 12TH Ed., Bristol: Jonh Wright and Sons Ltd.
- [16] Deland JT, Garg A, Walker PS, 1987, *Biomechanical basis for elbow hinge-distractor design*, **215**:303-12.
- [17] Doherty M, Dimitriou L, 1997, *Comparison of lung volume in Greek swimmers, land based athletes, and sedentary controls using allometric scaling*, British Journal of Sport Medicine, **31**:337-341.
- [18] Duché P, Falgairette G, Bedu M, Lac G, Robert A, Coudert J, 1993, *Analysis of performance of prepubertal swimmers assessed from anthropometric and bio-energetic characteristics*, European Journal of Applied Physiology, **66**:467-471.
- [19] Duck TR, Dunning CE, King GJ, Johnson JA, 2003, *Variability and repeatability of the flexion axis at the ulnohumeral joint*, Journal of Orthopaedic Research, **21(3)**:399-404.
-

-
- [20] Foead A, Penafort R, Saw A, Sengupta S, 2004, *Comparison of two methods of percutaneous pin fixation in displaced supracondylar fractures of the humerus in children*, Journal of Orthopaedic Surgery, **12**(1):76-82.
- [21] Feathers DJ, Paquet V, Drury CG, 2004, *Measurement consistency and three-dimensional electromechanical anthropometry*, International Journal of Industrial Ergonomics, **33**:181-190.
- [22] Fick R, 1911, *Handbuch der Anatomie und Mechanik der Gelenke*, Ed. Fischer, Jena.
- [23] Fischer E, 1906, *Der Armwinkel*, Zeitschrift für Morphologie und Anthropologie, **9**:147;
- [24] Flynn JC, Matthews JG, Benoit RL, 1974, *Blind pinning of displaced supracondylar fractures of the humerus in children. Sixteen years' experience with long-term follow-up*, Journal of Bone Joint Surgery [Am], **56**:263-72.
- [25] Fornalski S, Gupta R, Lee TQ, 2003, *Anatomy and biomechanics of the elbow joint*, Techniques in Hand and Upper Extremity Surgery, **7**(4):168-78.
- [26] Gavan JA, 1950, *The consistency of anthropometric measurements*, American Journal of Physical Anthropology, **8**:417-426.
- [27] Goto A, Moritomo H, Murase T, Oka K, Sugamoto K, Arimura T, Nakajima Y, Yamazaki T, Sato Y, Tamura S, Yoshikawa H, Ochi T, 2004, *In vivo elbow biomechanical analysis during flexion: Three-dimensional motion analysis using magnetic resonance imaging*, Journal of Shoulder and Elbow Surgery, **13**:441-7.
- [28] Haberneek H, Ortner F, 1992, *The influence of anatomic factors in elbow joint dislocation*, Clinical Orthopaedics, **274**:226-230.
-

-
- [29] Harbauer G, 1958, *Beitrag zur Statistik des Armwinkels und Beobachtungen uber die Mechanik des Ellenbogengelenkes*, Anatomischer Anzeiger, **105**:241.
- [30] Hubscher C, 1899, *Der Ellbogenwinkel*, Deutsche Zeitschrift für Chirurgie, **53**:445.
- [31] Ikeda M, Sugiyama K, Kang C, Takagaki T, Oka Y, 2006, *Comminuted fractures of the radial head: comparison of resection and internal fixation*, Journal of Bone Joint Surgery [Am], **88(1)**:11-23.
- [32] Kapandji I, 1982, *The physiology of the joints*, Vol.1, Ed. Churchill Livingstone, Edinburgh.
- [33] Karagiannopoulos C, Sitler M, Michlovitz S, 2003, *Reliability of two functional goniometric methods for measuring forearm pronation and supination active range of motion*, The Journal of orthopaedic and sports physical therapy, **33(9)**:523-31.
- [34] Keats TE, Teeslink R, Diamond AE, Williams JH, 1966, *Normal axial relationships of the major joints*, Radiology, **87(5)**:904-7.
- [35] Khadem R, Yeh CC, Sadeghi-Tehrani M, Bax MR, Johnson JA, Welch JN, Wilkinson EP, Shahidi R, 2000, *comparative tracking error analysis of five different optical tracking systems*, Computer Aided Surgery, **5(2)**:98-107.
- [36] Khare G, Goel S, Saraf S, Singh G, Mohanty C, 1999, *New observations on carrying angle*, Indian Journal of Medical Science, **53**:61-67.
- [37] King JW, Brelsford HJ, Tullos HS, 1969, *Analysis of the pitching arm of the professional baseball pitcher*, Clinical Orthopaedics **67**:116-123.
- [38] Kukolj M, Ropret R, Ugarkovic D, Jaric S, 1999, *Anthropometric, strength, and power predictors of sprinting performance*, The Journal of sports medicine and physical fitness, **39**:120-122.
-

-
- [39] Langer cited by Mall FP, 1905, *On angle of the elbow*, American Journal of Anatomy, **4**:391-404.
- [40] Li G, Gil J, Woo SL, *A validated three-dimensional model of a human knee joint*, Journal of Biomechanical Engineering, **121(6)**:657-662.
- [41] London J, 1981, *Kinematics of the elbow*, Journal of Bone Joint Surgery [Am], **63**:529-535.
- [42] Mall FP, 1905, *On the angle of the elbow*, American Journal of Anatomy, **4**:391-404.
- [43] Martelli S, Zaffagnini S, Falcioni B, Marcacci M, 2000, *Intraoperative kinematic protocol for knee joint evaluation*, Computer Methods and Programs in Biomedicine, **62**:77-86.
- [44] Martelli S, 2003, *New method for simultaneous anatomical and functional studies of articular joints and its application to the human knee*, Computer Methods and Programs Biomedicine, **70(3)**:223-40.
- [45] Martelli S, Zaffagnini S, Bignozzi S, Bontempi M, Marcacci M, 2006, *Validation of a new protocol for computer-assisted evaluation of kinematics of double-bundle ACL reconstruction*, Clinical Biomechanics [Bristol, Avon], **21(3)**:279-87.
- [46] McMinn R, 1990, *Last's Anatomy, regional and applied*, 8TH Edn., Churchill Livingstone, Edinburgh, pp. 84-85.
- [47] Morrey B, Chao E, 1976, *Passive motion of the elbow joint. A biomechanical analysis*, Journal of Bone Joint Surgery, **58**:501-508.
- [48] Morrey BF, *Applied anatomy and biomechanics of the elbow joint*, in: Anderson LD, editor. The Instructional Course Lectures. St. Louis, Washington, D.C. Toronto, pp. 59-68.
-

-
- [49] Nagel K, 1907, *Untersuchungen über den Armwinkel des Menschen*, Zeitschrift für Morphologie und Anthropologie, **10**:317-352.
- [50] Nicholas J, Hershman E, 1995, *The upper extremity in sports medicine*, 2ND Edn., Mosby, St. Louis.
- [51] Paquet V, Feathers D, 2004, *An anthropometric study of manual and powered wheelchair users*, International Journal Of Industrial Ergonomics, **33**:191-204.
- [52] Paraskevas G, Papadopoulos A, Papaziogas B, Spanidou S, Argiriadou H, Gigis J, 2004, *Study of the carrying angle of the human elbow joint in full extension: a morphometric analysis*, Surgery Radiology of Anatomy, **26**:19-23.
- [53] Pearson SJ, Young A, Macaluso A, De Vito G, Mira Nimmo A, Cobbold M, Harridge SDR, 2002, *Muscle function in elite master weightlifters*, Medicine And Science In Sports And Exercise, **34**(7):1199-206.
- [54] Pelayo P, Wille F, Sidney M, Berthoin S, Lavoie JM, 1997, *Swimming performances and stroking parameters in non skilled grammar school pupils: relation with age, gender and some anthropometric characteristics*, The Journal Of Sports Medicine And Physical Fitness, **37**:187-193.
- [55] Plagenhoef S, Evans FG, Abdelnour T, 1983, *Anatomical data for analyzing human motion*, Research Quarterly For Exercise And Sport, **54**(2):169-178.
- [56] Potter HP, 1985, *The obliquity of the arm of the female in extension*, Journal of Anatomical Physiology, **29**:488-491.
- [57] Purkait R, Chandra H, 2004, *An anthropometric investigation into the probable cause of formation of carrying angle: a sex indicator*, Journal of Indian Academy of Forensic Sciences, **26**(1):971-973.
-

-
- [58] Reed MP, Manary MA, Flannagan CA, Schneider LV, 2000, *Effects of vehicle interior geometry and anthropometric variables on automobile driving posture*, Human Factors, **42**:541-552.
- [59] Ruotolo C, Price E, Panchal A, 2006, *Loss of total arc of motion in collegiate baseball players*, American Shoulder and Elbow Surgeons, **15**(1):67-71.
- [60] Seireg A, Arvikar R, 1989, *Biomechanical analysis of the musculoskeletal structure for medicine and sport*, Ed. Hemisphere Publishing Corporation, USA.
- [61] Shiba R, Sorbie C, Siu D, Bryant T, Cooke T, Wevers H, 1988, *Geometry of the humeroulnar joint*, Journal of Orthopaedic Research, **6**:897-906.
- [62] Smith L, 1960, *Deformity following supracondylar fractures of the humerus*, The American journal of orthopedics, **42**:235-52.
- [63] Smith L, 1978, *Anthropometric measurement, and arm and leg speed performance of male and female swimmers as predictors of swim speed*, Journal of Sports Medicine, **18**:153-168.
- [64] Smith R, Disselhorst-Klug C, Silny J, Rau G, 1999, *A marker-based measurement procedure for unconstrained wrist and elbow motions*, Journal of Biomechanics, **32**:615-621.
- [65] Soderkvist I, Wedin PA, *Determining the movements of the skeleton using well-configured markers*, Journal of Biomechanics, **26**(12):1473-7.
- [66] Steel F, Tomlinson J, 1958 *The "carrying angle" in man*, Journal of Anatomy, **92**:315-317.
- [67] Steindler A, 1973, *Kinesiology of the human body under normal and pathological conditions*, Springfield Edn: Charles C. Thomas.
-

-
- [68] Steinfeld E, Lenker J, Paquet V, 2001, *Anthropometrics of disability: an international workshop*, Report for the US Architectural and Transportation Barriers Compliance Boards, Available at <http://design6.ap.buffalo.edu/~rercud>.
- [69] Stokdijk M, Biegstraaten M, Ormel W, de Boer YA, Veeger HE, Rozing PM, 2000, *Determining the optimal flexion-extension axis of the elbow in vivo - a study of interobserver and intraobserver reliability*, Journal of Biomechanics, **33**(9):1139-45.
- [70] Thompson AR, 1924, *Some features of the elbow joint*, Journal of Anatomy, **58**:368-373.
- [71] Tothill P, Stewart A, *Estimation of thigh muscle and adipose tissue volume using magnetic resonance imaging and anthropometry*, Journal of Sports Science, **20**:563-576.
- [72] Touissant HM, Van der Helm FCT, Elzerman JR, Hollander AP, Gert de Groot, van Ingen Schenau GJ, 1983, *Biomechanics and medicine in swimming, A power balance applied to swimming*, Amsterdam, pp. 165-172.
- [73] Tukenmez M, Demirel H, Percin S, Tezeren G, 2004, *Measurement of the carrying angle of the elbow in 2000 children at ages six and fourteen years*, Acta orthopaedica et traumatologica turcica, **38**(4):274-6.
- [74] Van der Helm FCT, Veeger HEJ, 1996, *Quasi static analysis muscle force in the shoulder mechanism during wheelchair propulsion*, Journal of Biomechanics, **29**(1), 39-52.
- [75] Van Roy P, Van Gheluwe B, Hebbelinck M, Van Holst I, 1993, *An in-vivo arthrokinematic investigation of the carrying angle of the elbow*, Journal of Biomechanics, **26**:791.
- [76] Van Roy P, Baeyens JP, Fauvart D, Lanssiers R, Clarijs JP, 2005, *Arthrokinematics of the elbow: study of the carrying angle*, Ergonomics, **48**(11-14):1645-56.
-

-
- [77] Veeger HEJ, Van der Helm FCT, Rozendal RH, 1993, *Orientation of the scapula in a simulated wheelchair push*, Clinical Biomechanics, **8(2)**:81-90.
- [78] Veeger HEJ, Yu B, An KN, Rozendal RH, 1997, *Parameters for modelling the upper extremity*, Journal of Biomechanics, **30(6)**:647-652.
- [79] Von Mikulicz J, 1879, *Cubitus valgus*, Deutsche Zeitschrift für Chirurgie, **29**:767.
- [80] Wu G, Van der Helm FC, Veeger HE, Makhsous M, Van Roy P, Anglin C, Nagels J, Karduna AR, McQuade K, Wang X, Werner FW, Buchholz B, 2005, *ISB recommendation on definitions of joint coordinate systems of various joints for the reporting of human joint motion—Part II: shoulder, elbow, wrist and hand*, Journal of Biomechanics, **38(5)**:981-992.
- [81] Yilmaz E, Karakurt L, Belhan O, Bulut M, Serin E, Avcı M, 2005, *Variation of carrying angle with age, sex, and special reference to side*, Orthopedics, **28(11)**:1360-3.
- [82] Youm Y, Oryer R, Thambyrajah K, Flatt A, Sprague B, 1979, *Bio-mechanical analyses of forearm pronation-supination and elbow flexion-extension*, Journal of Biomechanics, **12**:245-255.
- [83] Yuan X, Ryd L, Blankevoort L, 1997, *Error propagation for relative motion determined from marker positions*, Journal of Biomechanics, **30(9)**: 989-92.
- [84] Zampagni ML, Dona G, Motta M, Martelli S, Benelli P, Marcacci M, 2006, *A new method for anthropometric acquisition of the upper extremity parameters in elite master swimmers*, Journal of Mechanics in Medicine and Biology, **6**:1-11.
- [85] Zuckerman JD, Matsen III FA, 1989, *Biomechanics of the elbow*, in Basic Biomechanics of the Musculoskeletal System, F.V. Nordin M, Ed., Williams & Wilkins: Media, **13**:249-260.
-