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

Osservazione della relazione tra disordine dell'appoggio plantare e disarmonie posturali. Rilevazioni empiriche degli effetti dell'intervento motorio mirato.

Tesi di Dottorato

SSD: M-EDF/01

Presentata da:
Dott. Erika Nerozzi

Relatore:
Prof. Claudio Tentoni

Anno dell'esame finale: 2007

***Premessa**:*

Da quando ho iniziato a lavorare nell'ambiente sportivo ho spesso lavorato con diversi gruppi di persone la cui fascia di età è superiore ai 60 anni. La volontà di queste persone di migliorare il loro stato di salute e di concedere al normale decadimento che caratterizza il periodo dell'invecchiamento è stato per me lo stimolo maggiore che mi ha spinto ad intraprendere questa sperimentazione. Nella popolazione di questa età le dinamiche deambulatorie e i disordini posturali sono molto spesso invalidanti. Lo scopo di questa ricerca è stato il provare a rispondere alla domanda ricorrente: si può attraverso un'attività motoria di gruppo o individualizzata, limitare lo sviluppo di patologie e disordini posturali dovuti al fisiologico invecchiamento del corpo umano? Al termine di questa ricerca credo di aver trovato una risposta.

***Introduzione**:*

Negli ultimi 10 anni la cura del corpo e l'attività motoria sono particolarmente apprezzate quali forme di prevenzione delle alterazioni posturali e plantari dovute ad un normale processo di invecchiamento. I problemi agli arti inferiori ed in particolare ai piedi, sono molto comuni nelle persone anziane. Nel 50% di 166 pazienti geriatrici sono stati riscontrati problemi e deformazioni ai piedi. [1]. E' stato anche rilevato che il 52% di 543 soggetti anziani non ospedalizzati presentano gli stessi problemi. [2] Spesso questi dismorfismi sono accompagnati da dolore e limitazione funzionale con difficoltà e maggiore affaticamento a deambulare ed a mantenere la posizione eretta. [3][4][5][6][7][8]

Per il controllo della postura e del cammino e quelle plantari sono sicuramente di primaria importanza, le informazioni che derivano dai

recettori visivi e vestibolari [9][10][11][12][13][14][15] sono indubbiamente di grande significatività, ma quelle dei meccanocettori cutanei plantari sono insostituibili e determinanti l'assetto posturale. [16][17][18][19][20]

La degenerazione del sistema di controllo dell'equilibrio negli anziani e le molte patologie che ne alterano il funzionamento, hanno spinto medici e ricercatori ad interessarsi in maniera più attenta a questa situazione, data l'importanza della mobilità per queste persone. Lo scopo del nostro studio è verificare se l'alterazione dell'angolo della prima falange metatarsale, conosciuta come Alluce Valgo (HV), può modificare la stazione eretta statica e dinamica [21][22][23], la lunghezza del passo e altri valori quali Centro di pressione (COP) e il Centro di massa (COM) del busto, in donne adulte tra i 65 e gli 80 anni.

Lo studio si è svolto in Italia, nella Facoltà di Scienze Motorie e nel laboratorio di Chinesiologia di Waterloo in Canada. Ci siamo avvalsi di tecnologie strumentali e protocolli di lavoro diversi per indagare su come la prima falange metatarsale e la sua lussazione in valgismo possano modificare la stazione eretta e la deambulazione in condizione normale e sotto determinati stress di tipo biomeccanico e sensoriale.

Il cammino è caratterizzato da continui adattamenti di ampiezza e velocità dei segmenti corporei, che si adattano all'ambiente circostante. Ancora non è chiaro quanto le deformazioni a carico degli arti inferiori possano compromettere la deambulazione e incrementare il rischio di caduta e diversi studi [24][25][26][27][28][29] mettono in evidenza la relazione tra Alluce valgo, anziani, instabilità e incremento del numero di cadute come causa di gravi situazioni invalidanti. Questa sperimentazione cercherà di evidenziare con semplici e veloci valutazioni quali sono i cambiamenti dei patterns nel cammino dei soggetti con questa particolare condizione del piede.

L'utilizzo di diverse apparecchiature, in Italia e in Canada, ha avuto proprio lo scopo di mettere a confronto una valutazione semplice e veloce,

data da una rilevazione di dati eseguiti con un baropodometro elettromico e una più complessa, attenuta con uno strumento di alta precisione nella rilevazione dei dati, ma che necessita di una calibrazione iniziale ed un'elaborazione più articolata.[30][31][32][33][34][35][36]

Il nostro scopo in questa prima parte del progetto è stato il cercare un metodo veloce e proponibile su larga scala che consenta una valutazione generale del soggetto. Il confronto dei risultati ottenuti sui gruppi di persone con le stesse caratteristiche ci ha permesso di ritenere i dati in nostro possesso significativi.[37]

La seconda parte del progetto invece ha avuto come obiettivo la proposta di attività motoria specifica, come mezzo per ridurre i deficit posturali statico-dinamici osservati. Si è attuato un programma di attività motoria specifica su soggetti anziani complessivamente sani, per comprendere se il potenziamento dei fasci muscolari prescelti potesse riequilibrare i valori dei parametri fisiologici rilevati tra i soggetti con patologia e quelli normali. [38][39][40][41][42][43][44][45][46][47][48]

Postura e Schema corporeo

Con il termine *Postura* si intende la posizione del corpo nello spazio e la sua relativa relazione tra i suoi segmenti corporei. [49][50][51][52][53][54]

La postura più corretta è la posizione più idonea del nostro corpo nello spazio per attuare le funzioni antigravitarie con il minor dispendio energetico in condizione statica e dinamica. Il concetto di spazialità è immediatamente successivo a quello di postura, infatti rappresenta il rapporto del corpo con i segmenti che lo contraddistinguono nei tre assi dello spazio. Ad essa vengono a concorrere fattori neurofisiologici, biomeccanici, emotivi, psicologici e relazionali.

Le fondamenta della Posturologia risalgono agli inizi del XIX secolo ma già prima l'interesse a comprendere come l'uomo potesse mantenere la stazione eretta e muoversi nello spazio erano già stati oggetto di trattazioni. ROMBERG si interessò maggiormente al ruolo della vista e della propriocezione podale, FLOURENS (1794-1867) alle informazioni del sistema vestibolare, LONGET (1845) al ruolo della propriocezione dei muscoli paravertebrali, VIERDORT (1864) iniziò a studiare l'uomo in stazione eretta, DE CYON (1911) alla propriocezione oculo-motrice, MAGNUS (1926) al ruolo della pianta del piede. RANQUET (1953) permette la creazione di uno strumento che registra i fenomeni senza modificarli cioè una primo prototipo di piattaforma posturometrica. GAGEY, BIZZO e COLL (1986) con i mezzi informatizzati più moderni riescono a dare un'interpretazione della postura attraverso segnali registrati su particolari supporti ed elaborati con un software esterno.

La posturologia moderna si basa sul concetto di SISTEMA POSTURALE FINE (S. P. F). [Fig. 1]. Questo sistema garantisce a riposo la normale distribuzione peso-gravità del corpo e prepara qualunque attività inerente al movimento.

Secondo i concetti della cibernetica, si tratta di un "sistema asservito" e possiede circuiti riflessi automatici neuro-muscolari, in grado di:

1. ricevere dai recettori esterni ed interni le informazioni del proprio corpo e dell'ambiente (ENTRATE)
2. valutare, integrare tali informazioni, tramite meccanismi automatici sottocorticali (MODULAZIONE CENTRALE)
3. permettere una ripartizione continua del tono posturale, attraverso il sistema muscolo-fasciale, per raggiungere e mantenere l'equilibrio (USCITE).

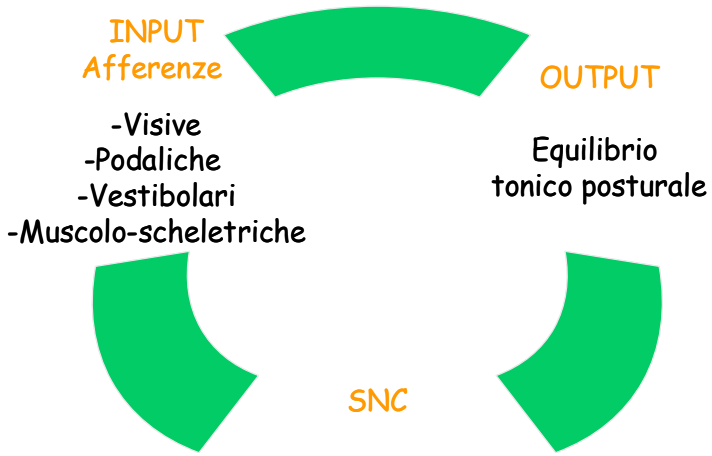


Fig. 1 : Schema riassuntivo S.T.P

1. ENTRATE. Sono regolate da recettori sensoriali che captano le informazioni provenienti dal proprio corpo e dall'ambiente esterno. Si può parlare di esocettori ed endocettori.

Gli esocettori ricevono stimoli dall'ambiente esterno. Ad essi appartengono: i recettori dell'orecchio interno, dell'occhio e della superficie cutanea podalica.

Gli endocettori, ricevono stimoli dall'ambiente interno. Ne fanno parte i propriocettori, per la percezione delle varie parti del corpo e sono recettori osteo-artro-muscolo-fasciali, ed i viscerocettori, endocettori meccanici e chimici per la percezione viscerale e dei vari organi.

2. MODULAZIONE CENTRALE. E' caratterizzata da strutture nervose sottocorticali che, lavorando in modo automatico, ricevono informazioni da tutti i recettori preposti all'equilibrio intergrano le informazioni e

rispondono modificando il tono muscolare. Fanno parte di queste strutture i nuclei oculomotori, i nuclei labirintici, i gangli della base, il cervelletto, il corpo calloso e le commessure, il bulbo ed il midollo allungato, il sistema reticolare, ecc.

3. USCITE . Le strutture che permettono il mantenimento e la regolazione dell'equilibrio statico e dinamico, sono rappresentate dai muscoli tonici e fasici, che attraverso gli stimoli ricevuti contribuiscono al raggiungimento dell'equilibrio e alla sua stabilizzazione. Le strutture muscolari sono organizzate in "catene " con lo scopo di coordinare nella maniera migliore il mantenimento della stazione eretta, che oscilla normalmente tra 0° e 4°, (teoria del pendolo inverso) ed ottimizzare i vari movimenti, per ottenere col massimo risultato con il minimo dispendio energetico.

Si intende per *Schema corporeo*, o immagine corporea, la coscienza immediata del nostro corpo nella sua tridimensionalità e posizione, del suo stato, sia in condizioni statiche che dinamiche.

L' immagine di sé stessi implica fattori di ordine:

1. neurofisiologico, rappresentati dalla funzione propriocettiva, enterocettiva, esterocettiva, vestibolare che permettono la consapevolezza del movimento del corpo e della sua posizione
2. fattori psico-emotivi, caratterizzanti l'immagine di sé stessi

A questi due aspetti possiamo aggiungere i fattori sociali, trattati da Schilder, in virtù del fatto che l'immagine del corpo può risentire dello specifico contesto sociale, culturale, etnico.

Lo schema corporeo, non è una struttura innata e preformata, e non è un'immagine fissa e statica, ma è una struttura dinamica, dipendente dalla maturazione del sistema nervoso, dai vissuti psico-emotivi, dal livello di percezione senso-motoria e dai processi resi possibili dall'esperienza e dall'apprendimento motorio. Nell'età dello sviluppo la strutturazione dello schema corporeo passa attraverso tappe evolutive. Secondo Le Boulch (1975) si ha lo stadio del:

- "corpo subito", dalla nascita ai tre mesi di vita
- "corpo vissuto", fino ai tre anni
- "corpo percepito", la tappa della discriminazione percettiva, dai tre ai sette anni
- "corpo rappresentato", il periodo della rappresentazione mentale, dai sette ai dodici anni

Le prime esperienze infantili hanno pertanto un'importanza del tutto speciale nella strutturazione dello schema corporeo. Questo processo non è circoscrivibile solo all'età evolutiva, ma in ogni periodo della nostra vita. Possiamo avere modificazioni o ristrutturazioni dello schema corporeo, in condizioni normali ed in particolare in concomitanza a modificazioni neuro-posturali, morfo-strutturali o psico-affettive. La rielaborazione dello schema corporeo è strettamente collegata al mantenimento della postura soprattutto quando atti terapeutici o processi patologici inducono significative modificazioni tonico-posturali.

Si può quindi pensare alla *Postura* come la posizione che il corpo assume in relazione allo spazio circostante che ha come fine il matenimento di una situazione di *Equilibrio* in situazione statica e dinamica cui concorrono fattori neurofisiologici, biomeccanici, psicoemotivi e relazionali.

L'individuo riesce a percepire la sua posizione rispetto all'ambiente circostante, si pone in relazione con gli altri e ha un'immagine di sé che lo caratterizza, si può parlare in questo caso di *Schema corporeo*. Postura, Equilibrio e Schema corporeo fanno parte di un sistema complesso ad entrate multiple che permette all'essere umano la deambulazione e la stazione eretta in condizione di bipedia, rendendolo capace di muoversi in totale libertà mantenedo gli arti superiori liberi di compiere altri gesti motori.

Differenza tra Centro di Massa (COM) e Centro di Pressione (COP)

Si può definire Centro di massa del corpo o Baricentro corporeo un punto all'interno di un sistema di riferimento dato dalla somma dei COM di ogni segmento che lo compone, valutato in tre dimensioni. Il COM è l'obiettivo del controllo motorio e posturale. La sua proiezione verticale al suolo è chiamata anche Centro di gravità (COG) *[stima di un valore]*

Centro di pressione (COP) è il punto di applicazione della risultante delle forze piede-suolo. E' l'espressione del controllo motorio e dei momenti impressi al suolo per mantenere l'equilibrio o generare il movimento (COM). Se entrambi i piedi sono in contatto con il pavimento il COP è in un punto all'interno di essi. La sua posizione determina il braccio di leva della forza esterna di reazione rispetto alle articolazioni ed il segno del corrispondente momento reattivo *[misurazione di un valore]*

Nel caso della postura eretta quieta la catena multi segmentata che descrive la biomeccanica del corpo può essere paragonata, in condizioni fisiologiche, ad un pendolo inverso semplice incerniato alla caviglia, con un unico grado di libertà sul piano sagittale. In questo caso

l'interpretazione del controllo della postura nel suo aspetto di stabilizzazione antigravitaria si riduce al confronto continuo tra i momenti articolari. Questo spiega perché il COM, che riflette i movimenti effettivi dei segmenti corporei, ed il COP, che riflette l'azione delle forze attive muscolari, sono variabili-chiave nell'analisi del controllo posturale.

La componente orizzontale della reazione del terreno è proporzionale all'accelerazione del COM. Rispetto alla caviglia, il COM è il braccio di leva della forza di gravità e il COP è il braccio di leva della reazione del terreno. [Fig. 2]

L'equazione del pendolo invertito secondo Winter:

$$COP - COM = k * COP$$

indica che la distanza orizzontale tra il centro di pressione e la proiezione del centro di gravità è inversamente proporzionale all'accelerazione dello spostamento del centro di pressione. Questa equazione richiama l'attenzione sulla velocità del COP, che deve essere più veloce dello spostamento del centro di gravità. Per mantenere una corretta stabilità e per limitare la perdita di energia, bisogna muovere la massa del corpo il meno possibile. COM è la variabile controllata e COP è la variabile di controllo.

L'instabilità deriva dal fatto che una differenza COM-COP positiva accelera positivamente il COM e viceversa se la differenza è negativa. Per impedire la naturale tendenza a cadere, due sono i possibili meccanismi di controllo:

1. Agire sul COP modulando l'attivazione dei muscoli della caviglia (strategia di caviglia): meccanismo diretto e veloce
2. Agire sul COM mediante spostamenti relativi di parti del corpo (strategia di anca, di caviglia o più in generale strategia di bilanciamento "distale")

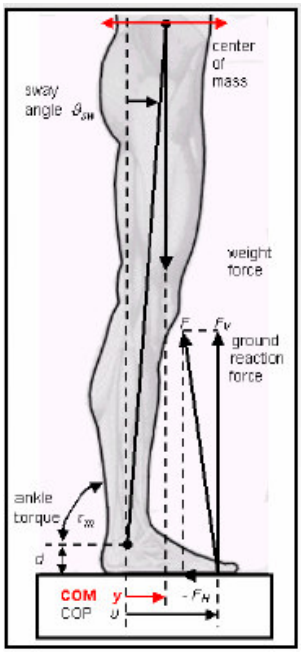


Fig. 2 : COM e COP in un soggetto in stazione eretta.

Baropodometria

La baropodometria permette di rilevare le pressioni plantari esercitate al suolo in soggetti in posizione statica e dinamica tramite un sistema gestito usualmente da un software. L'esame viene generalmente eseguito con il soggetto scalzo posizionato sulla pedana baropodometrica in appoggio bipodalico per l'analisi statica e con una normale deambulazione a velocità personale in quella dinamica. I dati ottenuti consentono una valutazione pressoria data dell'interazione suolo-piede e della sua evoluzione durante il passo.

Nei soggetti che non presentano disarmonie posturali, la ripartizione del peso avviene in egual misura tra i due piedi. La ripartizione sui tre pilasti del piede, come si vedrà per comprendere il ruolo della volta plantare, avviene in maniera differente. In linea teorica una distribuzione ideale porta il 16, 6% del peso su ogni pilastro, in numerosi studi effettuati a livello

posturometrico si sono rilevati valori che statisticamente portano a rilevare sul pilastro anteriore (1°metatarso) un 13%, sul pilastro laterale (5° metatarso) un 15% e sul pilastro posteriore (tallone) un 22%. [55]
Molte sono le attrezzature sviluppate nell'ultimo decennio e il piede è stato suddiviso in diversi settori per cercare una valutazione sempre più precisa della ripartizione del peso al suolo. Il disordine posturale è proporzionale all'entità delle variazioni da questi parametri riferiti alle medie considerate normali per uno specifico gruppo analizzato.

Stabilometria

La stabilometria è un esame che permette di valutare le condizioni di equilibrio studiando la posizione e la dinamica della proiezione al suolo del baricentro del corpo.
Questo esame ci permette di in un tempo standardizzato di misurare la lunghezza della proiezione del centro gravità al suolo, la superficie in cui essa è contenuta e la sua velocità distanza in relazione ad un sistema di riferimento cartesiano. Si ottiene quello che viene definito "gomitolo" o statokinesiogramma, minore è la sua superficie, anche per "lunghi" gomitoli, e maggiore è stabilità del sistema per mantenere questi parametri intorno al valore ideale.
In stazione eretta, la proiezione del centro di gravità di una persona è rappresentata da una piccola superficie localizzata davanti al corpo della 3° vertebra lombare la cui ampiezza in condizioni di assoluta normalità, corrisponde a circa 100 mm2. Per ottenere questo, il sistema tonico posturale è organizzato in maniera da consumare la minore energia possibile.
I test stabilometrici possono essere eseguiti ad occhi aperti e ad occhi chiusi. Quando viene tolto il messaggio visivo ed il controllo

dell'equilibrio viene affidato al sistema vestibolare, propriocettivo ed esterocettivo i valori stabilometrici in linea generale aumentano. Se si mettono in relazione i valori rilevati ad occhi aperti e ad occhi chiusi della variabile lunghezza (IRL), superficie (IRS) e velocità (IRV) in percentuale si ottiene l'indice di Romberg. Questo è un indice di stabilizzazione della capacità visiva, in assenza di capacità compensatorie della stessa, indica la presenza di patologie di altri distretti.

Quando l'indice di Romberg è:

- uguale a 100, cioè le oscillazioni sono simili ad occhi aperti e ad occhi chiusi si parla di cecità posturale , cioè la vista non esercita alcuna influenza sulle funzioni di equilibrio
- inferiore a 100, cioè un soggetto oscilla meno ad occhi chiusi significa che esistono disturbi della visione con effetto disturbante sull'equilibrio.

Il Piede

In stazione eretta la proiezione del centro di gravità al suolo cade all'interno della base di appoggio data da un poligono di forma trapezoidale costituito dal profilo laterale dei piedi e dalle due linee che costituiscono rispettivamente la parte anteriore e posteriore dei piedi, posta anteriormente a circa 3 cm dall'articolazione della caviglia. Il corpo è ipoteticamente in una posizione di equilibrio ed il peso del corpo viene equamente distribuito su entrambi i piedi. [Fig. 3]

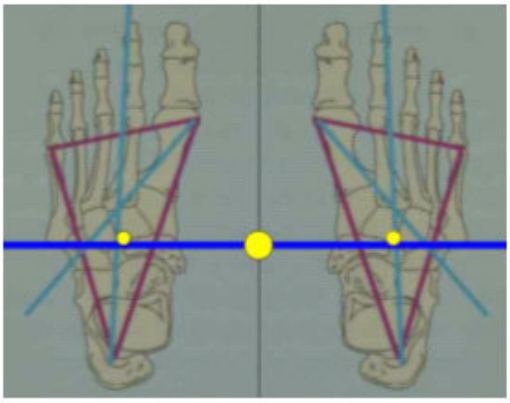


Fig. 3 : Rappresentazione del Centro di gravità del singolo piede e del corpo.

Il piede è fondamentale per le funzioni dinamiche e posturali, e di tutto il complesso articolare del retropiede la tibio tarsica è l'articolazione più importante.[56]

I tre assi principali su cui si sviluppa il movimento si incontrano a livello del retropiede e quando si è in atteggiamento normale risultano perpendicolari tra loro. L'estensione della caviglia si effettua sull'asse X che corrisponde a quello della tibio-tarsica, è compreso nel piano frontale e permette movimenti sul piano sagittale. L'asse longitudinale della gamba Y

permette i movimenti di abduzione e adduzione ed è verticale, mentre l'asse z è orizzontale e contenuto nel piano sagittale e condiziona l'orientamento della pianta del piede con movimenti di pronazione e supinazione. Parte di notevole rilevanza è ricoperta dalla volta plantare che ha un ruolo ammortizzante indispensabile per permettere il cammino in maniera fisiologica. L'alterazione della volta plantare dal punto di vista biomeccanico e sensoriale modifica l'appoggio del piede al suolo modificando l'assetto statico e dinamico.

La volta plantare

La volta plantare [57] è un complesso architettonico complesso che associa elementi osteoarticolari, legamentosi e muscolari del piede. Può essere definita come un sistema ad archi, è appoggiata al suolo su 3 punti (A,B,C) che sono disposti ai vertici di un triangolo equilatero. **A** corrisponde alla testa del 1° metatarso, **B** alla testa del 5° metatarso e **C** alla tuberosità posteriore del calcagno. Ogni punto di appoggio è comune a due archi contigui. Fra A e B è teso l'arco anteriore, fra B e C l'arco esterno e fra A e C l'arco interno. Quest'ultimo è il più lungo e alto ed è il più importante per il mantenimento della postura statica e dinamica. [Fig. 4]

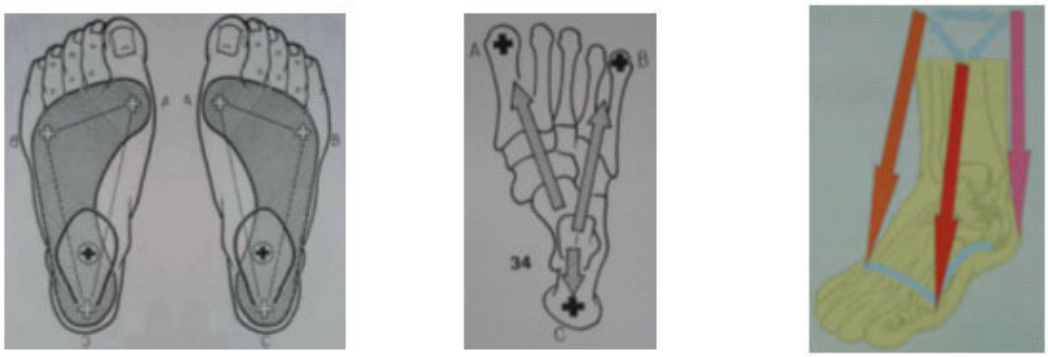


Fig. 4 : Dal Kapandji gli archi plantari e le forze esercitate sul piede

Il peso del corpo trasmesso all'arto inferiore si applica sul tarso posteriore a livello della puleggia astragalica, da qui le forze si ripartiscono in tre direzioni,verso i punti di appoggio della volta.

L'arco interno mantiene la sua concavità grazie ai legamenti e ai muscoli. I muscoli congiungenti 2 punti dell'arco anche di diversa lunghezza formano corde parziali. Il peroneo lungo agisce aumentando la concavità dell'arco interno, come il flessore dell'alluce, il flessore comune delle dita e l'adduttore dell'alluce. Al contrario, data la sua inserzione nella convessità dell'arco, l'estensore dell'alluce e il tibiale anteriore diminuiscono la curvatura e appiattiscono l'arco interno.

L'arcata esterna è molto più rigida per poter trasmettere la spinta motrice del tricipite. Tre sono i muscoli che sono i tensori attivi di questo arco: peroneo breve, peroneo lungo, abduttore del 5°dito. Il peroneo anteriore, l'estensore comune delle dita e il tricipite, qualche volta invece possono diminuire la sua curvatura. L'arco anteriore è sostenuto dall'abduttore dell'alluce, muscolo non molto potente. Questo è un arco facilmente abbassato e invertito.

Nella posizione eretta sono i talloni che sopportano lo sforzo principale in quanto su di essi viene trasferita la metà del peso del corpo. Se si dovessero distribuire 6Kg di peso dall'astragalo alla volta plantare (Morton1935) 1kg si caricherà sull'appoggio antero-esterno (B), 2Kg sull'appoggio antero-interno (A) e 3Kg sul tallone (C) [Fig. 5]

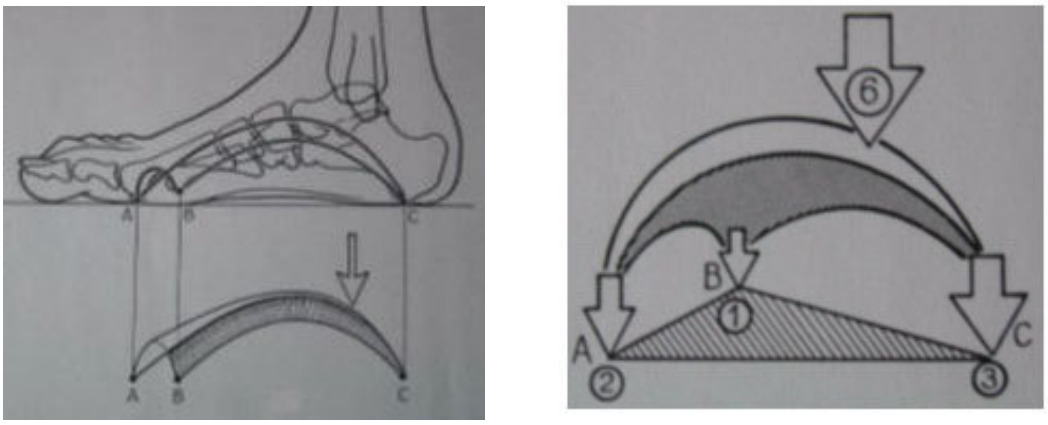


Fig. 5 : Dal Kapandji il piede e la distribuzione delle forza sui 3 pilastri sulla volta plantare

La stazione eretta e il cammino

Il cammino può essere visto come la continua ricerca di equilibrio per mantenere il centro di gravità all'interno del poligono di appoggio al suolo formato dai piedi. E' una sequenza di movimenti ripetitiva che permette di spostarsi nello spazio in condizioni di sicurezza e con il minimo dispendio di energia. [58] Il cammino viene diviso in cicli ed è dato da un intervallo di tempo tra due successivi istanti di contatto con il terreno dello stesso piede. [Fig. 6]

Il *semipasso* è riferito all'intervallo tra il contatto iniziale di un piede e il suo controlaterale. La distanza da un piede all'altro viene definita *step lenght* mentre la distanza tra due appoggi successivi dello stesso piede si definisce come *stride lenght* o *lunghezza del passo*.

La *cadenza* corrisponde al numero di passi nell'unità di tempo. Un ciclo viene generalmente espresso in percentuale come gli eventi che lo compongono. Lo 0 e il 100 rappresentano l'inizio e la fine di un ciclo. Viene definita *fase di appoggio* il tempo che il piede è in contatto con il

pavimento. Inizia con il contatto del tallone e finisce con il distacco delle dita (*Stance phase*).Nel cammino è circa il 60%.

La *fase di oscillazione* invece è il periodo in cui il piede non è in contatto con il suolo e ricopre il 40% del ciclo (*Swing phase*).

La fase di *doppio appoggio* o *double support* invece si verifica quando i 2 piedi sono in contatto con il suolo e avviene 2 volte nel ciclo del cammino. Fa parte della fase di appoggio del piede e ricopre circa il 20-30% dell'intero ciclo. La fase *di singolo appoggio* o single support invece è circa il 40 % ed è il tempo in cui un solo piede è in contatto con il pavimento. Esso è uguale alla fase di oscillazione dell'arto collaterale.

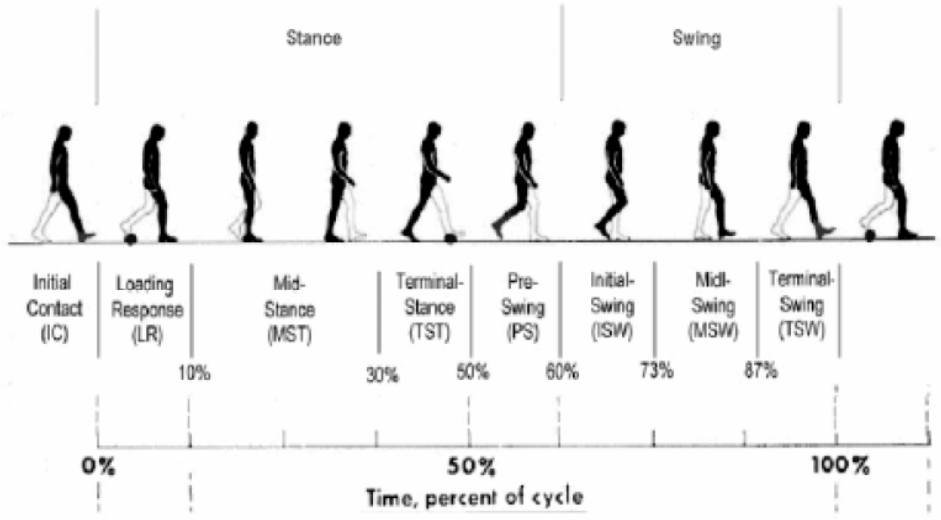


Fig. 6 : Ciclo del passo

Usualmente il passo viene diviso in 8 fasi:

SWING

1. Initial contact. E' una fase breve e va dallo (0 al 2%) del ciclo del passo. Rappresenta l'istante in cui il piede tocca il suolo.
2. Loading response. Il piede si appoggia completamente e la caviglia ha una leggera flessione dorsale in risposta al carico del peso sull'altro arto. (10%)
3. Mid Stance time. Inizia con lo stacco del piede controlaterale e termina con il double support. Il ginocchio è mantenuto in estensione dalla contrazione del quadricipite mentre la caviglia si flette per azione del tibiale anteriore. (10% - 30%)
4. Terminal Stance time. Termina quando l'arto controlaterale tocca il suolo. L'arto ha superato la verticale e il corpo inizia a cadere avanti, il ginocchio si flette e il centro di gravità si abbassa. (30% - 50%)
5. Pre Swing. Termina con lo stacco dal terreno delle dita. Si trasferisce il peso solo su un arto e i muscoli posteriori della gamba entrano in contrazione per produrre l'estensione della caviglia e delle articolazioni metatarso-falangee, fornendo la spinta verso l'alto e in avanti. (50% - 60%)

STANCE

6. Initial swing. E' lo spostamento in avanti dell'arto inferiore subito dopo lo stacco conseguente alla flessione dell'anca e del ginocchio e contemporanea dorsiflessione del piede. (60% - 73%)

7. Mid swing. Coinvolge lo spostamento dell'arto di interesse da una posizione posteriore ad una anteriore al tronco. La caviglia si flette per l'azione del tibiale anteriore che spinge il corpo avanti fino alla fine dell'appoggio. (73% - 87%)
8. Terminal swing. Si ha il termine del movimento dell'arto con il completamento dell'estensione del ginocchio e della caviglia in preparazione al successivo contatto con il suolo (87% - 100%)

A livello funzionale quindi il passo si suddivide e la fase di stance e di swing rivestono un ruolo ben specifico: [Fig. 7]

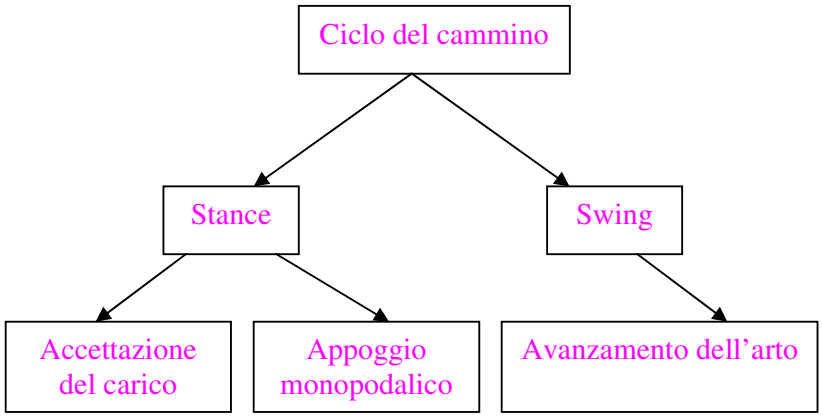


Fig. 7 : J. Perry, Gait Analysis, Slak Inc, 1992

Attività muscolari e cinematica del cammino (azione del piede)

Il piede è in posizione supina durante la fase oscillante e al momento del contatto tallone-suolo.

All'avvenuto contatto con il suolo si ha una immediata pronazione per assorbire l'impatto e per adattarsi alla superficie d'appoggio. Si everte rapidamente il calcagno, portando le articolazioni calcaneocuboidea e astragaloscafoidea in una posizione che garantisce una maggiore elasticità del mesopiede. La massima pronazione si ha al termine del contatto completo tra superficie plantare e suolo. (Se questa avviene dopo il 25% iniziale della fase di contatto, il piede non si irrigidisce a sufficienza per la spinta ed il piede risulta instabile nella fase di spinta. Questa situazione spesso è responsabile di microtraumi progressivi a carico dei tessuti molli e di patologie a carico del piede).

Nel restante 75% della fase di contatto, il piede si prepara alla spinta irrigidendosi. Il momento di transizione dalla pronazione alla supinazione avviene quando il piede inizia a supinare e il muscolo tibiale posteriore inizia a contrarsi concentricamente.

Durante la fase di spinta, il piede è supinato e la fascia plantare è messa in tensione dalla dorsiflessione dell'alluce (effetto argano). [59]

Il piede si trasforma in leva rigida per facilitare la spinta. I muscoli tibiale anteriore, tibiale posteriore, estensore lungo dell'alluce, gastrcnemio e soleo funzionano da deceleratori della pronazione e regolano il movimento. In caso di iperpronazione si può avere una sintomatologia da sforzo a carico di tali muscoli in quanto sono costretti a lavorare in allungamento.

Al contrario quando non si ha la pronazione, il piede rimane supinato per tutta la fase dell'appoggio. In questo caso si ha l'ipersollecitazione o lo stiramento eccessivo dei muscoli peroniero lungo e peroniero breve.

Una minore contrazone dei muscoli supinatori al momento del contatto tallone suolo e l'ipersollecitazione del muscolo peroniero lungo (flessore plantare del primo raggio) è responsabile di distorsioni di caviglia e tendiniti dei peronei.

FUNZIONE MUSCOLARE NELLA FASE DI CONTATTO TALLONE-SUOLO

Muscolo		
Tibiale anteriore	→	Funzione eccentrica: controllo della pronazione e develerazione della flessione plantare
Estensore lungo dell'alluce Estensore comune delle dita	→	Funzione eccentrica: decelerazione della flessione plantare e scivolamento posteriore della tibia sull'astralago
Tibiale posteriore Soleo Gastrocnemio	→	Funzione eccentrica: decelerare la pronazione dell'articolazione sottoastragalica e la rotazione tibiale interna

FUNZIONE MUSCOLARE NELLA FASE INTERMEDIA

Muscolo		
Tibiale posteriore Soleo Flessore lungo dell'alluce Flessore lungo delle dita	→	Funzione eccentrica: decelerare il movimento anteriore della tibia
Tibiale posteriore Soleo Gastrocnemio	→	Funzione concentrica: supinare le articolazioni sottoastragaliche e mediotarsica

FUNZIONE MUSCOLARE NELLA FASE DI PROPULSIONE E STACCO

Peroniero lungo Abduttore dell'alluce Peroniero breve	→	Funzione concentrica: flessione plantare del 1° raggio. Funzione antagonista ai supinatori della sottoastragalica e della mediotarsica
Flessore lungo delle dita	→	Funzione concentrica: stabilizzare le dita al suolo
Estensore lungo e breve delle dita	→	Funzione concentrica: stabilizzare la prima articolazione metatarsofalangea
Abduttore dell'alluce Abduttore del 5° dito Flessore breve dell'alluce Flessore breve delle dita Estensore breve delle dita Interossei, lombricali	→	Funzione concentrica: stabilizzare l'avampiede e il mesopiede, sollevare l'arco mediale del piede in fase di stacco

I recettori posturali

I recettori propriamente riconducibili al piede sono inseriti in un più ampio gruppo di **recettori** posturali e vengono contraddistinti dalla loro funzione **esterocettiva** o **propriocettiva**. [60]

Esterocettori

I recettori universalmente riconosciuti sono l'orecchio interno**,** l'occhio e la superficie cutanea plantare.

Orecchio interno

I recettori dell'orecchio interno sono degli accelerometri che informano sul movimento e posizione della testa in rapporto alla verticale gravitaria. L'entrata vestibolare comprende un sistema semi-circolare ed un sistema

otolitico. Il sistema semicircolare è un sistema di tre canali arciformi situati in tre piani perpendicolari fra di loro, sensibili alle accelerazioni angolari (rotazione della testa). I canali semicircolari non partecipano alla regolazione fine dell'equilibrio, poiché la loro soglia minima di sensibilità alle accelerazioni è superiore alle accelerazioni oscillatorie all'interno del sistema posturale fine; interviene invece per la regolazione dell'equilibrio dinamico. Il sistema otolitico è contenuto in due vescicole: il sacculo e l'utricolo, sensibili alla gravità e all'accelerazione lineare. L'orecchio interno percepisce le accelerazioni angolari (rotazione della testa) attraverso i recettori situati nei canali semicircolari e le accelerazioni lineari attraverso il sistema otricolo/sacculo. Sembra che solo questi ultimi partecipino alla regolazione posturale fine.

Le informazioni che vengono dall'orecchio interno, devono essere comparate alle informazioni propriocettive, che permettono di conoscere la posizione della testa in rapporto al tronco e quest'ultimo in rapporto alle caviglie e ai piedi.

Occhio

L'entrata visiva permette la stabilità posturale per i movimenti antero-posteriori. Per i movimenti destra-sinistra, la visione centrale diviene preponderante. L'entrata visiva è attiva quando l'ambiente visivo è vicino; se l'oggetto di nostro interesse è distante oltre i 5 metri, queste informazioni diventano meno rilevanti e non vengono considerate come principali (Bles, 1979). Quando il S.T.P. utilizza le informazioni visive per il mantenimento dell'equilibrio, tali informazioni vengono comparate a quelle che provengono dall'orecchio interno e dall'appoggio plantare. L'occhio infatti non può fornire informazioni sullo scivolamento delle immagini sulla retina e questo non ci permetterebbe di definire se lo

spostamento sia dovuto al movimento, della testa, di tutto il corpo o dell'occhio stesso.

Piede

L'esterocettore plantare permette di posizionare l'insieme della massa corporea in rapporto all'ambiente, grazie a delle misure di pressione a livello della superficie cutanea plantare. Quest'ultima rappresenta l'interfaccia costante tra l'ambiente ed il S.T.P. Essa è ricca di recettori e possiede una soglia di sensibilità molto elevata. I baropressori percepiscono le pressioni fino a 0,3 grammi e forniscono informazioni sulle oscillazioni della massa corporea. Le informazioni plantari sono le uniche a derivare da un recettore direttamente a contatto con l'ambiente, rappresentato dal suolo.

Endocettori

Questi recettori sensitivi informano il S.T.P. di quello che succede all'interno dell'individuo. Permettono di riconoscere la posizione e lo stato di ogni segmento osseo, muscolo, legamento. Essi informano sulla posizione degli esocettori cefalici (orecchio interno e retina) in rapporto all'esocettore podalico. Si dividono in due grandi categorie: recettori propriocettivi e recettori enterocettivi o viscerocettivi.

L'entrata oculo-motrice permette di comparare le informazioni di posizione fornite dalla visione a quelle fornite dall'orecchio interno grazie ai sei muscoli oculo-motori, che assicurano la motricità del globo oculare. L'entrata rachidea ha per scopo di informare il sistema posturale sulla posizione d'ogni vertebra e quindi sulla tensione di ogni muscolo.

*L'entrata propriocettiva podalica***,** grazie al controllo dello stiramento dei muscoli del piede e della gamba, situa il corpo in rapporto ai piedi. L'entrata rachidea e l'entrata propriocettiva podalica formano una continuità

funzionale, un'estesa catena propriocettiva che riunisce i recettori cefalici ai recettori podalici e dunque permette di situare l'orecchio interno e gli occhi in rapporto ad un recettore fisso costituito dai piedi. Ciò consente una codificazione delle informazioni spazio-temporali cefaliche.

Propriocettività

Questo termine è introdotto da Sherrington per descrivere gli ingressi sensoriali che originano da particolari strutture: i *propriocettori*. La loro funzione principale è di fornire informazioni di retroazione sui movimenti propri dell'organismo per segnalare istante per istante, quali siano i movimenti che si stanno compiendo.

Tale controllo è realizzato principalmente per mezzo di diversi tipi di recettori distinti:

- *I fusi neuromuscolari*, distribuiti nel corpo muscolare;
- *Gli organi tendinei del Golgi* posti nei tendini.
- *L'apparato vestibolare*
- *I corpuscoli del Ruffini e quelli del Pacini*
- *I dischi di Merkel*
- *I Corpuscoli di Meissner*

I fusi neuro-muscolari

Sovrintendono il riflesso da stiramento: se un muscolo è improvvisamente allungato, la parte mediana del fuso neuro-muscolare è stirata e ciò provoca l'immediato invio di segnali al midollo spinale. Questi segnali eccitano le cellule nervose motrici che controllano le fibre muscolari scheletriche immediatamente circostanti il fuso. Pertanto, l'improvviso stiramento del

muscolo determina una contrazione riflessa che si oppone automaticamente allo stiramento stesso. Questa funzione ho lo scopo di impedire che la lunghezza del muscolo cambi troppo rapidamente.

Gli organi del Golgi

Sovrintendono il riflesso tendineo, o di stiramento inverso, che rileva l'entità della sua tensione ed invia tale informazione al midollo spinale e da esso al cervello. L'informazione a sua volta è utilizzata nei centri nervosi per regolare con precisione la tensione muscolare in rapporto alle necessità funzionali.

L'apparato vestibolare

E' ritenuto da molti un propriocettore specialmente in relazione alla postura sia in condizioni statiche che dinamiche. Nella pratica di una azione motoria volontaria o nel mantenimento della stazione eretta, modifica la posizione del corpo rispetto allo spazio, quindi è sensibile ad un evento che accade all'interno del corpo. Se veniamo destabilizzati in modo imprevisto da un movimento del pavimento (evento esterno) l'apparato vestibolare è il primo, in ordine di velocità, ad informare il SNC e quindi riuscire a correggere questo nuovo assetto quindi lo si può considerare come un endocettore. L'apparato vestibolare si può ritenere un propriocettore in relazione alla postura sia in condizioni statiche che dinamiche e un endocettore per la risoluzione di eventi improvvisi e destabilizzanti.

I corpuscoli del Ruffini e quelli del Pacini (recettori cinestesici)

Sono situati nelle capsule articolari, ed informano sull'angolo formato dalle articolazioni e sulla velocità con la quale questo si modifica.

I dischi di Merkel sono i più semplici sensori di tatto localizzati nello strato basale dell'epidermide. Sono costituiti da piccole cellule epiteliali situate intorno alle terminazioni nervose e giacciono nel piano parallelo alla superficie della pelle. Costituiscono una struttura semirigida che trasmette le compressione esercitate sulla pelle alle terminazioni nervose, evocando risposte di notevole intensità e con un adattamento lento.

I Corpuscoli di Meissner sono collocati nelle cute glabra e rispondono rapidamente a stimoli ben localizzati. Le terminazioni nervose efferenti sono innestate tra i vari strati della struttura. I corpuscoli di Meissner non reagiscono ad una pressione persistente ma solo a variazioni di pressione: quanto più rapidamente varia la pressione, tanto più è intenso il segnale inviato dalla fibra nervosa.

Il piede come Recettore

Definire le capacità sensoriali del piede implica l'analisi dei molteplici stimoli che percepisce. Si può parlare di 3 ambienti recettoriali diversi che informano il SNC di tutto ciò che accade a livello del piede: la pelle, i muscoli e le articolazioni.
La pelle, è il primo ambiente di raccolta dei dati, e si ritrovano tre tipi di meccanocettori ad adattamento:

- *lento*, sensibili alla pressione o allo stiramento, (dischi di Merkel, e corpuscoli di Ruffini);
- *intermedio*, adibiti al controllo della velocità di movimento (corpuscoli di Meissner);
- *rapido*, possibilità della rilevazione della velocità di deformazione cutanea, (corpuscoli di Pacini);

Il secondo ambiente di raccolta dati è caratterizzato dai muscoli intrinseci ed estrinseci del piede, grazie a due tipi di meccanocettori:

- *i fusi neuromuscolari* sensibili allo stiramento e
- *gli organi tendinei del Golgi*, situati in serie nei tendini specialmente nella zona di confine tra tendine e muscolo, sensibili alle variazioni di tensione.

L'alluce Valgo

Per alluce valgo si intende una deformità per cui l'alluce devia verso le altre dita del piede giungendo, nei casi più gravi a sovrapporsi al secondo e al terzo dito, con conseguenze funzionali invalidanti. [61] [62] [Fig. 8]
Il primo metatarso e l'alluce non essendo più allineati formano tra loro un angolo detto di valgismo da cui prende nome la deformità. A causa della lussazione dei sesamoidi (due piccole ossa che fungono da binari per l'articolazione dell'alluce) la deviazione laterale del primo dito provoca spesso una borsite da sfregamento, infiammazione caratteristica e molto dolorosa.
Lo squilibrio prodotto nell'assetto del piede dallo spostamento dell'alluce può portare a lesioni ossee e articolari, a callosità e ulcerazioni, caduta delle teste metatarsali (evidenziate dai calli sotto le teste metatarsali).

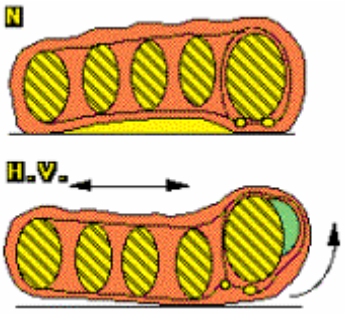


Fig. 8 : Disegno e radiografia della 1 Falange metatarsale . Sezione traversa di un piede sano e patologico.

Con lo sfondamento dell'arco plantare anteriore, le teste metatarsali urtano il terreno, determinando ulteriore dolore e una maggiore difficoltà nella deambulazione, tali da impedire l'uso di alcuni tipi di calzature e, nei casi più gravi, l'appoggio del piede in modo funzionale. La deformazione progressiva del piede, può provocare un appoggio alterato della pianta del piede rispetto alla normalità [63][64][65] provocando ripercussioni su altre strutture scheletriche, quali *ginocchia*, *anche* e *colonna vertebrale.*

Sintomi

I disagi iniziali possono essere piccole fitte lungo l'alluce o sulla prima testa metatarsale. In seguito si assiste alla deviazione della prima falange in valgo e si evidenzia la sporgenza della prima testa metatarsale. La dinamica del passo e della spinta del piede risulta meno fisiologica e si avverte disagio nel camminare. Tutto questo è spesso associato a dolore. Il processo provoca il sovvertimento strutturale dell'avampiede, porta ad un sollevamento dorsale della testa del primo metatarso, che in condizioni di normalità sopporta il doppio del carico rispetto alle altre teste metatarsali, creando un sovraccarico sul secondo e terzo metatarso con comparsa di dolore e callosita' in sede plantare. Una delle più frequenti deformità associate all'alluce valgo, consiste nella dita ad "artiglio" o "martello", dovuta alla spinta esercitata dall'alluce ed alla retrazione dei tendini estensori che portano alla flessione irriducibile delle falangi prossimali. La deformità dell'alluce valgo si associa anche al *piede piatto*, in quanto la ridotta curvatura della pianta porta a sovraccaricare la parte anteriore e mediale del piede ed è maggiormente riscontrabile nelle donne in età matura o senile (dieci volte più dell'uomo) .

Le cause

La causa dell'alluce valgo può essere primaria o congenita, con la tendenza a svilupparsi nell'età dell'accrescimento, o secondaria o acquisita, come nelle forme rachitiche, infiammatorie, infettive, trofostatiche e da alterata distribuzione delle forze di carico.

In quest'ultimo caso, una responsabilità notevole può essere attribuita a modelli di calzatura inadeguati alla fisiologia del piede come scarpe con tacco alto o strette in punta. Le calzature con il tacco eccessivamente alto costringono il piede a una posizione innaturale, accorciando il tendine di Achille. In questo modo, si sposta il peso del corpo in avanti modificando la ripartizione del peso corporeo e la funzione stabilizzante del piede. La scarpa migliore per la salute del piede è quella che riprende la sua forma naturale, che fornisce sostegno all'arco plantare e presenta una tomaia morbida e priva di cuciture e una suola flessibile al di sotto della punta del piede. Se si utilizzano scarpe con il tacco è meglio non superi i quattro/cinque centimetri. Una buona scarpa, deve avere una suola relativamente piatta, che si adatta comodamente al tallone e la parte anteriore deve essere sufficientemente spaziosa per accogliere la punta del piede.

Conseguenze posturali

Il primo metatarso spostandosi verso l'esterno del piede diviene ipermobile per il contemporaneo allungamento dei suoi legamenti e ad ogni passo, sotto l'azione del carico si solleva verso l'alto, appiattendo l'arco longitudinale mediale e provocando pronazione del piede. Questo movimento si trasmette attraverso le articolazioni dell'arto inferiore a tutto l'apparato muscolo scheletrico, modificando l'allineamento dei vari segmenti corporei e influenzando la postura.

La torsione del piede provoca la rotazione interna dell'arto inferiore e l'inclinazione in avanti del bacino, a causa dei diversi rapporti creati con i muscoli e i legamenti dell'anca, che a sua volta, modifica la curvatura del rachide aumentando la curva lombare. Questo assetto posturale crea delle incongruenze articolari, dando vita a delle manifestazioni cliniche che caratterizzano i pazienti affetti da alluce valgo. [Fig. 9]

Si può parlare di una vera e propria "sindrome posturale da alluce valgo" che si caratterizza da:

1. Appiattimento dell'arco longitudinale mediale e pronazione del piede
2. tendenza al valgismo delle ginocchia
3. Alterato ROM dell'articolazione coxo-femorale
4. Accentuazione della curva lombare
5. Alterazione del ritmo lombo-pelvico

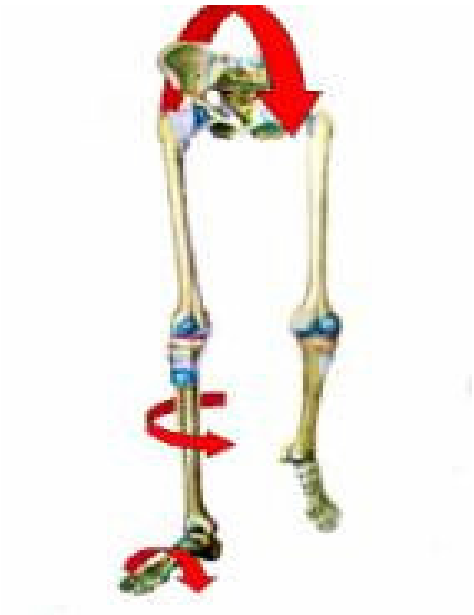


Fig. 9 : Sindrome posturale da Alluce valgo

La chirurgia

Moltissime sono state le tecniche sperimentate per la correzione dell'alluce valgo. [66][67][68] Prima dell'intervento è necessaria però una precisa valutazione clinico-radiologica del piede in scarico e sottocarico, stabilendo l'ampiezza in gradi della deviazione ossea, tenendo conto, dell'età, del sesso, delle abitudini di vita e dell'attività motorie e sportiva del soggetto.

I primi interventi portavano all'asportazione della protuberanza ossea (intervento di Silver), o fino ai tentativi di correzione solo sui tessuti molli. Vista l'inefficacia di tali semplici gesti chirurgici, che portavano alla recidiva della deformità, sono state introdotte tecniche più demolitive che intervengono direttamente sull'articolazione. La più usata e'stata

l'asportazione della base della falange prossimale (intervento di Keller), che accorcia il primo raggio metatarsale e ne permette il riallineamento. Spesso queste metodica, insieme ad altre simili, comporta la marcata riduzione della funzionalità del primo raggio, legata alla resezione della componente articolare della falange, provocandone l'inevitabile degenerazione in senso artrosico, con comparsa di dolore e rigidita'.

La chirurgia attuale predilige il riallineamento del primo raggio mediante la traslazione della testa del primo metatarso, verso il secondo, nel completo rispetto dell'articolazione mediante piccole osteotomie effettuate direttamente sull'osso, in modo da ottenere una correzione geometrica dell'angolo di valgismo. Si distingue dalle tecniche precedenti, (Keller, Regnaud) per un maggior rispetto dell'articolazione, che viene riallineata e riorientata, senza demolire le sue componenti cercando di mantenere la funzionalità del piede evitando la degenerazione artrosica tipica della chirurgia del passato.

Tecniche utilizzate frequentemente a questo scopo sono l'osteotomia "chevron", molto diffusa negli Stati Uniti, che si basa sull'incisione a coda di rondine della testa del primo metatarso permettendo la traslazione stabile verso il secondo dito e la "Scarf", molto utilizzata in Italia e in Francia.

La chirurgia percutanea è l'approccio più recente a tale tipo di patologia. Messa a punto in Spagna, consiste nella correzione mediante strumenti,

simili a quelli usati in odontoiatria, applicati attraverso un foro percutaneo praticato sotto alla protuberanza, senza nessuna incisione chirurgica. La correzione e' mantenuta da semplici bendaggi post–operatori. Trova indicazione in casi ben selezionati in cui la deformità non superi determinati valori angolari.

Un'altra tecnica operatoria è quella di Bosch, comunemente chiamata "la tecnica con il ferretto", recentemente molto diffusa anche in Italia per la velocita' e la semplicita' di esecuzione. Consiste nell'eseguire attraverso una piccola incisione cutanea l'osteotomia e la traslazione della testa metatarsale, mantenendo la correzione con questo speciale filo (Kirschner) per 40 giorni al di fuori del piede.

Il recupero post-operatorio comporta per le prime settimane piccoli spostamenti con tutori e con le metodologie più recenti, e quindi meno invasive, il tempo necessario per il ritorno ad una vita normale dal punto di vista sociale, lavorativo e sportivo varia dai 2 ai 3 mesi. Dolore e tumefazione sono soggettivi e dipendono dalla tecnica operatoria utilizzata.

Percentuale di recidiva

La certezza di riuscita degli interventi non è garantita nel tempo. La percentuale di recidiva di alluce valgo è in relazione al tipo di intervento, all'età del paziente e alle caratteristiche anatomiche dell'avampiede. Nei

giovani è più facile una recidiva a distanza, da riferire ad un peggioramento dello stato funzionale del piede. [69][70][71]

Nei soggetti più adulti l'incidenza di recidiva di grande entità è del 5-8%, con un'aggiunta del 10% circa di recidive di minore rilevanza. Molti Autori si sono posti il problema della recidiva post intervento per comprendere i limiti dei vari metodi e limitare il più possibile questo fenomeno.

Da uno studio baropodometrico effettuato su 37 piedi operati si è evidenziata un'insufficienza del 1 dito con sovraccarico del 2 e 3 metatarso post chirurgia. L'iperpressione sull'avampiede inoltre spesso porta a ipercheratosi plantare con presenza talora di dolore sotto carico. Significativa risulta l'assenza dello stacco dell'alluce durante il Toe Off, dovuta alla sua perdita di potenza flessoria.] In alcuni studi viene posto particolare rilievo all'importanza anatomo-funzionale della base della falange prossimale dell'alluce per l'inserzione dei muscoli brevi del dito, in cui con riduzione chirurgica che prevedono la sua resezione, si ha l'inevitabile deficit della funzione di stacco dell'alluce. [72][73][74][75][76]

Al momento della prima visita di controllo dopo l'intervento, effettuata generalmente con le radiografie, si procede allo studio della postura del piede sotto carico e viene consigliato l'utilizzo di plantari ortopedici.

L'intervento chirurgico quindi non è sempre risolutivo e porta spesso a complicazioni post operatorie quali limitazione funzionale e patologie

associate dovute a sovraccarico in altre zone del piede. Spesso per limitare il rischio di recidive si è costretti ad utilizzare tutori ortopedici che non hanno la possibilità di riabilitare il piede nelle sue normali funzioni. Generalmente viene suggerito l'utilizzo durante il primo anno dopo l'intervento, di plantari piuttosto rigidi, che poi vengono sostituiti con un tipo più leggero. Viene consigliato l'uso del plantare per almeno 8-10 ore al giorno durante le normali attività di vita quotidiana.

SPERIMENTAZIONE A BOLOGNA

Soggetti:

Per questa sperimentazione sono stati reclutati 120 soggetti di età compresa tra i 65 e i 75 anni moderatamente attivi che vivono nella città di Bologna. A tutti è stato richiesto un certificato medico attestante uno stato di salute tale da poter compiere un'attività motoria non agonistica e la compilazione del modulo per il consenso informato. Un'ulteriore selezione per la partecipazione a questo progetto è stata definita sulla base della compilazione di un questionario che specificatamente richiedeva la presenza di disturbi labirintici, metabolici e vascolari, **nel qual caso i soggetti non sono stati reclutati.**

Sono stati inoltre somministrati i test: Sit & Reach, Abduzione arti inferiori, Flessibilità delle spalle e test clinico posturali come Verticale di Barrè, Test di Fukuda e test di Romberg. Tutti sono inoltre sono stati sottoposti a test eseguiti su di una piattaforma di rilevazione baropodometrica e posturometrica denominato sistema Baropodometro® Elettronico della Physical Support Italia s.r.l.

La sperimentazione è iniziata con 107 persone in quanto 2 sono state escluse perché diabetiche, 6 a causa di problemi a livello labirintico e evidenziate dai test clinico posturali, 4 per patologie associate al valgismo dell'alluce e tra cui 1 per una deformazione patologica del rachide a livello dorsale.

I soggetti sono stati suddivisi in due gruppi caratterizzati da una parte di attività motoria di bassa intensità eseguita nelle rispettive strutture sportive di appartenenza 2 volte alla settimana e rivolta al mantenimento dell'efficienza fisica nella sua totalità. Ad un gruppo è stata proposta una

lezione aggiuntiva per l'esecuzione di un'attività motoria specifica mirata al potenziamento dei determinati distretti muscolari da noi prescelti.

Attrezzature utilizzate:

- Per i test funzionali, si è utilizzato 1 goniometro a due braccia di piccole dimensioni per la valutazione dell'angolo di massima flessione dorsale e plantare del piede e l'angolo della prima falange metatarsale e 1 di grandi dimensioni per la valutazione dell'abduzione degli arti inferiori, un Sit & Rich, un metro rigido e tavolette propriocettive di diverso spessore, diametro e consistenza.

- Per il lavoro propriocettivo con Biofeedback sono stati utilizzati:

- la Correkta (che può effettuare la valutazione statica del soggetto con rilevazione della proiezione al suolo del baricentro corporeo e del differente carico del peso che il soggetto distribuisce sui tre pilastri di appoggio dei piedi)

- l'Equilibrium board, apparecchiatura che valuta la capacità di mantenere una posizione d'equilibrio su di una tavola basculante e permette una riabilitazione a livello propriocettivo

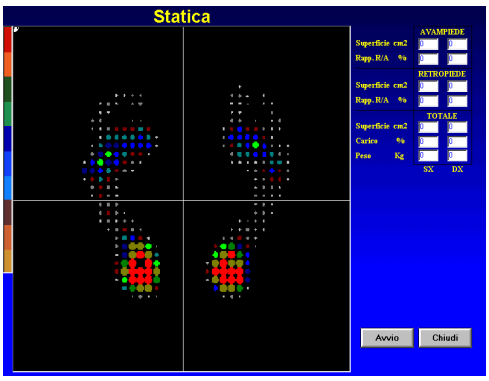
- Per l'acquisizione dei dati statici e dinamici è stato utilizzato un baropodometro elettronico costituito da un modulo provvisto di 1600 sensori attivi per la valutazione statica e stabilometrica e da un modulo provvisto di 4800 sensori attivi distribuiti in una superficie della lunghezza di 3 metri utilizzato per la valutazione dinamica [Fig. 10, 11], utilizzando il programma denominato ***PHYSICAL GAIT SOFTWARE*** ™ .Il sistema misura la distribuzione delle pressioni plantari nella stazione eretta, sia in fase statica che durante la

deambulazione, fornendo a colori i valori delle pressioni, il punto di massimo di pressione, la superficie di appoggio. [Fig.12, 13] Il soggetto viene fatto salire sulla piattaforma (a piedi nudi o con le calzature) in bipedestazione, assumendo una posizione naturale e rilassata per 10 secondi. Tale appoggio viene visualizzato dopo aver calcolato la media delle oscillazioni del soggetto durante il tempo di acquisizione. L'acquisizione dinamica inizia quando il piede tocca la piattaforma e termina quando il l'ultima parte del piede la tocca. Durante lo svolgimento del passo vengono elaborati i centri di pressione di ciascun piede, suddivisi in 100 fasi (dal retropiede allo stacco dell'avampiede). L'esame posturale può essere effettuato mediante sei test differenti in appoggio bipodalico e monopodalico, sia ad occhi aperti che chiusi: i dati presentano le oscillazioni dell'equilibrio sui piani antero/posteriori e latero/laterali.

L'acquisizione di questi dati può servire per lo screening di patologie di interesse ortopedico e neurologico. A livello diagnostico fornisce dati "quantitativi e qualitativi" sul deficit posturale statico e dinamico, a livello terapeutico consente di valutare i miglioramenti posturali ottenuti mediante l'impiego di tecniche di rieducazione neuro-motoria e per la realizzazione di plantari riequilibranti e propriocettivi.

Fig. 10: Test statico al Baropodometro

Fig. 11: Test dinamico al Baropodometro



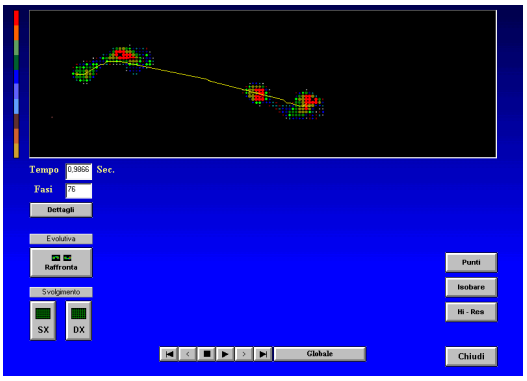


Fig. 12, 13 Rappresentazione grafica statica e dinamica al Baropodometro

I dati analizzati vengono ottenuti attraverso la distribuzione del peso in gr/cm2 di ogni singolo soggetto su entrambi i piedi contraddistinti da 6 porzioni: 3 mediali e 3 laterali. L'asse del piede determina la linea mediana, mentre le porzioni anteriori, medie e posteriori sono un terzo della lunghezza del piede stesso. Ogni settore è contraddistinto da una lettera A, B, C per la parte laterale del piede, D, E, F per quella mediale. [Fig. 14]

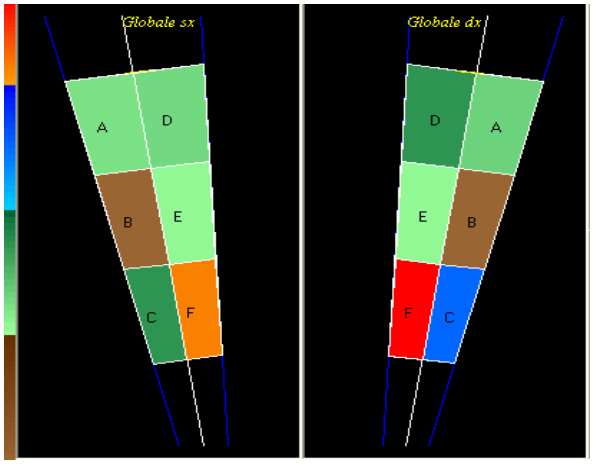


Fig. 14: Rappresentazione grafica della pressione media su entrambi i piedi in gr/cm2

Protocollo Sperimentale:

A Tutti i partecipanti al progetto è stato misurato l'angolo della prima falange metatarsale in entrambi i piedi con un goniometro di acciaio a 2 braccia (180+/-1). Questa valutazione ha permesso di creare 2 gruppi di persone con angolo della prima falange metatarsale:

1. al di sotto dei 15 gradi
2. al di sopra dei 15 gradi

Successivamente sono stati contattati 40 soggetti dei 107 ritenuti idonei alla sperimentazione a cui è stato chiesto di effettuare 16 lezioni di un'ora di attività motoria di gruppo e 2 sedute di sensibilizzazione propriocettiva con biofeedback per un periodo di 4 mesi, oltre alle normali 2 lezioni di attività motoria di moderata richieste agli altri soggetti. Il minimo di

presenze richieste è il 70% delle lezioni normali per entrambi i gruppi (22 ore) e il 70 % di quelle specifiche per il gruppo di lavoro (11 ore). L'attività motoria si è svolta a Bologna, quella generica nelle rispettive palestre di appartenenza (Pontevecchio e Massarenti) con lo stesso programma, la medesima attrezzatura e la stessa insegnante, mentre le lezioni specifiche presso i laboratori di Scienze Motorie e Medicina dello sport. Erano previsti 10 minuti di riscaldamento degli arti inferiori al tapirulan o al cicloerometro, 30 minuti di esercizi eseguiti in gruppo con specifiche posture, atteggiamenti e andature e 20 minuti di lavoro eseguito a coppie o individualmente con l'ausilio di pedane propriocettive di diversa grandezza, spessore e consistenza. Questa attività e stata organizzata con lo scopo di un recupero del corretto rapporto tonico percettivo, riarmonizzando, per quanto possibile, nello schema statico deambulatorio, l'equilibrio del rapporto tensione lunghezza delle catene miofasciali che sono alla base della risposta ascendente di compenso posturale (tricipite surale, tibiale posteriore, peronieri) [77]

Prima di iniziare l'attività specifica entrambi i gruppi sono stati sottoposti a test baropobometrici statici dinamici e posturometrici che sono stati ripetuti al termine dei 4 mesi. Al gruppo di lavoro sono stati effettuati anche dopo i primi 2 mesi. Tutte le rilevazioni sono state ripetute tre volte e sono state effettuate senza l'utilizzo di calzature. Nelle prove sul

baropodometro è stata richiesta una deambulazione a velocità normale ed una postura statica con piedi posizionati a 30° l'uno dall'altro.

Per l'analisi Baropodometrica è stata calcolata le percentuale di pressione in ognuno dei 6 settori di ciascun piede per ogni soggetto rispetto al proprio peso corporeo ed è stato trovato il valore medio nei due gruppi, sia in situazione statica che dinamica.

Della fase di rotolamento (passaggio da atteggiamento di decisa flessione dorsale a quello di massima flessione plantare), abbiamo analizzato il tempo intercorso dall'appoggio calcaneare del secondo piede rilevato dalla pedana (Heel contact) e lo stacco dell'avampiede del primo (Toe off). [78] [79] [80]

Sono stati analizzati i risultati dei primi 10 sec del test stabilometrico [Fig.15], la cui durata complessiva di riferimento è di 51, 2 sec; relativamente alla velocità media del centre of pressure (COP) in sec, la superficie occupata dallo stesso nel suo percorso (Sup. Elipse), misurata in mm2 e la lunghezza del gomitolo (Path lenght) in cm. [81] [82] [83]

Di tutti i valori rilevati è stata calcolata la media, la deviazione standard e la valutazione dei dati è stata integrata con l'utilizzo del programma di analisi statistica.

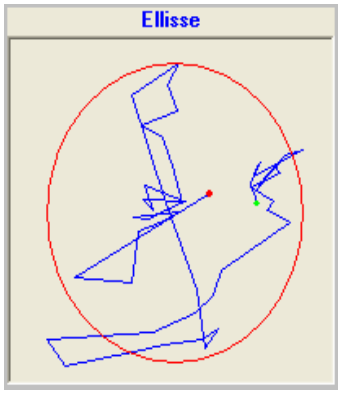


Fig. 15: Es. di test stabilometrico

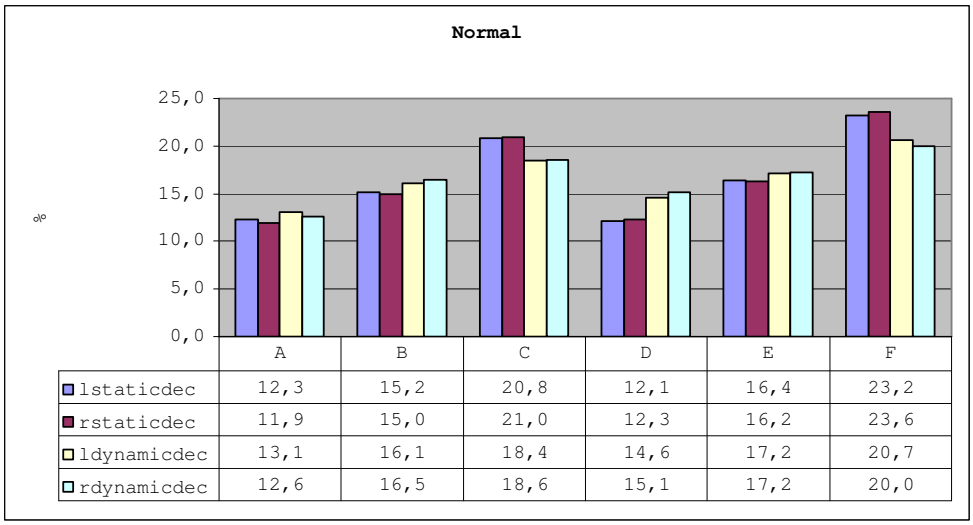
Risultati:

Dall'analisi baropodometrica statica e dinamica [Fig.16,17] la pressione media percentuale rispetto al peso corporeo del soggetto, viene distribuita in maniera differente dalle persone che fanno parte dei 2 gruppi, determinati basandosi sul gradi di deviazione della prima falange metatarsale in valgismo. Nei soggetti con HV la media percentuale riferita ad ogni settore del piede rispetto al campione di riferimento risulta nel :

- SETTORE A inferiore nella valutazione statica e dinamica
- SETTORE B non si rileva significativa differenza
- SETTORE C maggiore nella valutazione statica e dinamica
- SETTORE **D** maggiore nella valutazione statica e dinamica
- SETTORE E nella valutazione statica non si rileva una significativa differenza, in dinamica è minore
- SETTORE F maggiore nella valutazione statica e dinamica

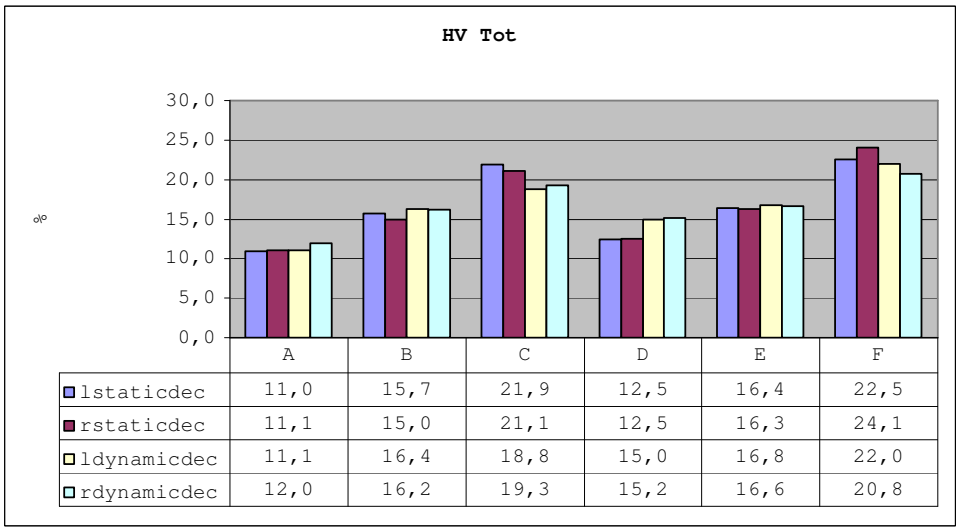
Se si mettono in relazione le aree mediali D, E, F con quelle laterali A, B, C, si può notare che per i soggetti HV tutte sono maggiori (Aree mediali >Aree laterali), mentre nei soggetti normali lo sono solo E, F ed A è maggiore di **D.** Se si considerano i valori dinamici all'interno di ogni gruppo in relazione a quelli statici si nota come tutti siano maggiori con eccezione per il settore A in cui non si assiste ad un rilevante aumento. Da queste osservazioni si nota come la pressione sull'avampiede sia dovuta alla presenza o meno del valgismo nella prima falange metatarsale.

In entrambi i gruppi è similmente visibile il maggior carico del peso corporeo nella parte posteriore del piede, nelle aree F, C in stazione eretta e un successivo aumento nella parte mediale centrale E e mediale anteriore D dovuta al normale ciclo del passo che determina lo spostamento del peso del corpo dal pilastro posteriore (tallone) al pilastro laterale (5° metatarso) per poi proseguite verso il primo pilastro (1°metatarso).



	A	B	C	D	E	F
lstaticdec	12,3	15,2	20,8	12,1	16,4	23,2
rstaticdec	11,9	15,0	21,0	12,3	16,2	23,6
ldynamicdec	13,1	16,1	18,4	14,6	17,2	20,7
rdynamicdec	12,6	16,5	18,6	15,1	17,2	20,0

Fig. 16: Istogramma riassuntivo Test Baropodometrico soggetti Normali

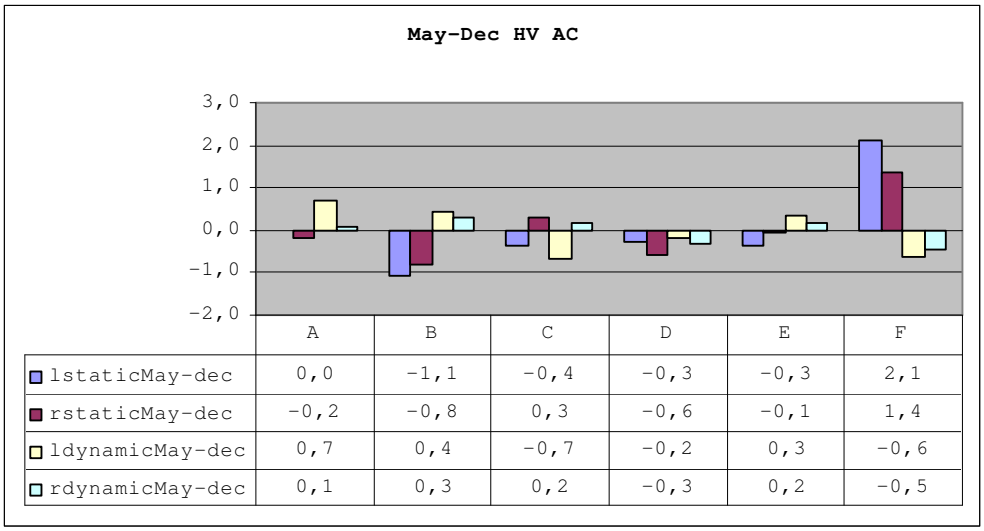


	A	B	C	D	E	F
lstaticdec	11,0	15,7	21,9	12,5	16,4	22,5
rstaticdec	11,1	15,0	21,1	12,5	16,3	24,1
ldynamicdec	11,1	16,4	18,8	15,0	16,8	22,0
rdynamicdec	12,0	16,2	19,3	15,2	16,6	20,8

Fig. 17: Istogramma riassuntivo Test Baropodometrico soggetti HV

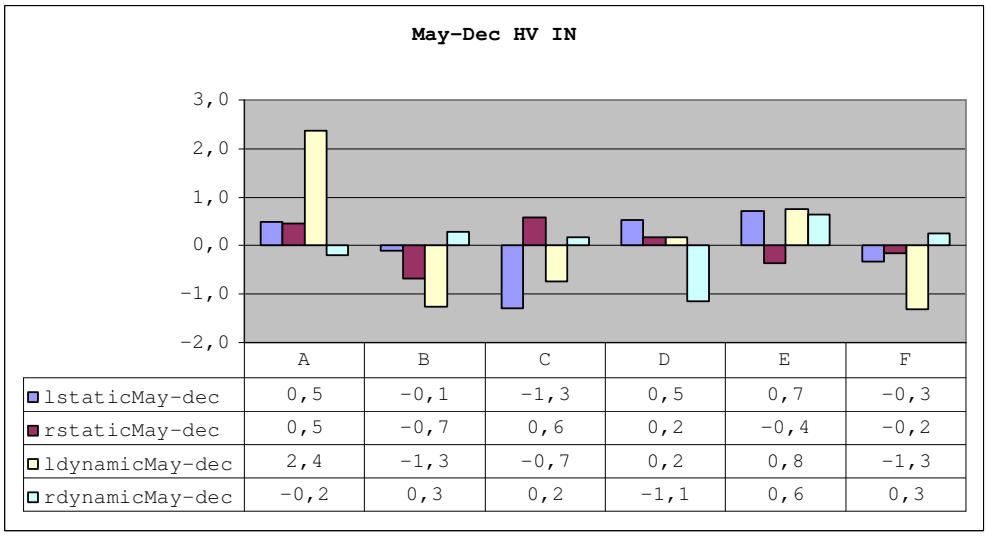
Al termine dei 4 mesi di attività specifica sono stati ripetuti gli stessi test e la valutazione dei cambiamenti è stata effettuata calcolando la differenza di pressione nei 6 settori di ripartizione della pianta del piede. Sono stati quindi valutati i 4 gruppi, formati dai 2 precedentemente riscontrati: HV attivi, HV inattivi, Normali attivi e Normali inattivi. I dati raccolti per 11 soggetti non sono stati ritenuti validi per la mancanza di presenze all'attività specifica proposta e 1 a causa di un trauma personale che non ha permesso di considerare i dati attendibili. [Fig. 18,19,20, 21]

Dai dati rilevati viene evidenziata una distribuzione del peso diversa nei i due piedi nelle aree contraddistinte dalla stessa lettera, mentre per altre si rileva una risposta molto simile per entrambi i piedi.



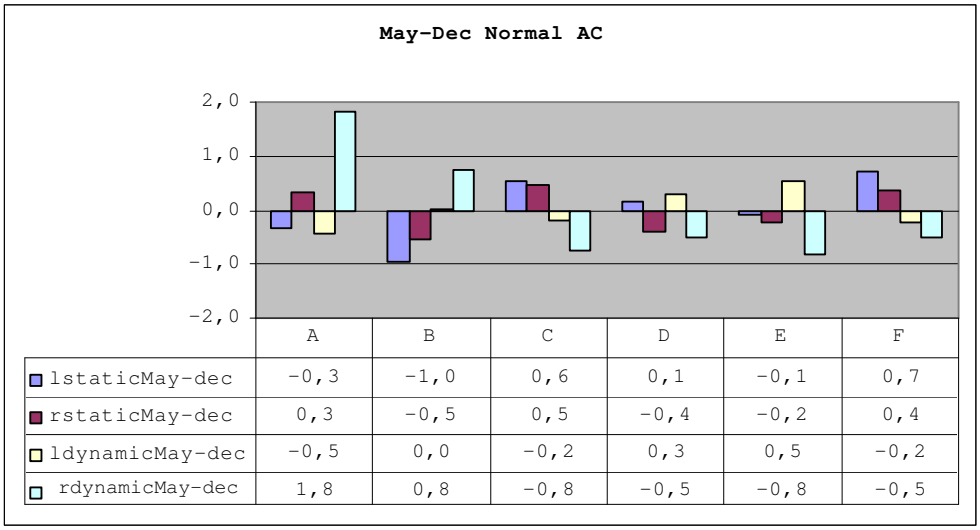
	A	B	C	D	E	F
lstaticMay-dec	0,0	-1,1	-0,4	-0,3	-0,3	2,1
rstaticMay-dec	-0,2	-0,8	0,3	-0,6	-0,1	1,4
ldynamicMay-dec	0,7	0,4	-0,7	-0,2	0,3	-0,6
rdynamicMay-dec	0,1	0,3	0,2	-0,3	0,2	-0,5

Fig. 18: differenza di pressione nei 6 settori di ripartizione della pianta del piede pianta del piede HV AC



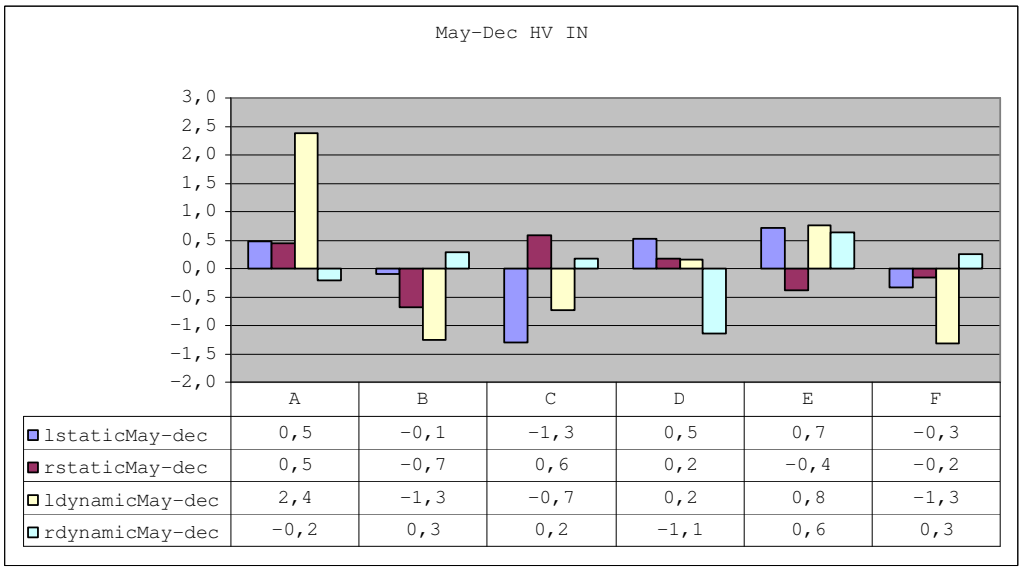
	A	B	C	D	E	F
lstaticMay-dec	0,5	-0,1	-1,3	0,5	0,7	-0,3
rstaticMay-dec	0,5	-0,7	0,6	0,2	-0,4	-0,2
ldynamicMay-dec	2,4	-1,3	-0,7	0,2	0,8	-1,3
rdynamicMay-dec	-0,2	0,3	0,2	-1,1	0,6	0,3

Fig. 19: differenza di pressione nei 6 settori di ripartizione della pianta del piede pianta del piede HV IN



	A	B	C	D	E	F
lstaticMay-dec	-0,3	-1,0	0,6	0,1	-0,1	0,7
rstaticMay-dec	0,3	-0,5	0,5	-0,4	-0,2	0,4
ldynamicMay-dec	-0,5	0,0	-0,2	0,3	0,5	-0,2
rdynamicMay-dec	1,8	0,8	-0,8	-0,5	-0,8	-0,5

Fig. 20 differenza di pressione nei 6 settori di ripartizione della pianta del piede pianta del piede Nor AC



	A	B	C	D	E	F
lstaticMay-dec	0,5	-0,1	-1,3	0,5	0,7	-0,3
rstaticMay-dec	0,5	-0,7	0,6	0,2	-0,4	-0,2
ldynamicMay-dec	2,4	-1,3	-0,7	0,2	0,8	-1,3
rdynamicMay-dec	-0,2	0,3	0,2	-1,1	0,6	0,3

Fig. 21 : differenza di pressione nei 6 settori di ripartizione della pianta del piede pianta del piede Nor IN

Tabella riassuntiva pressioni g/cm2 sulle aree dei piedi

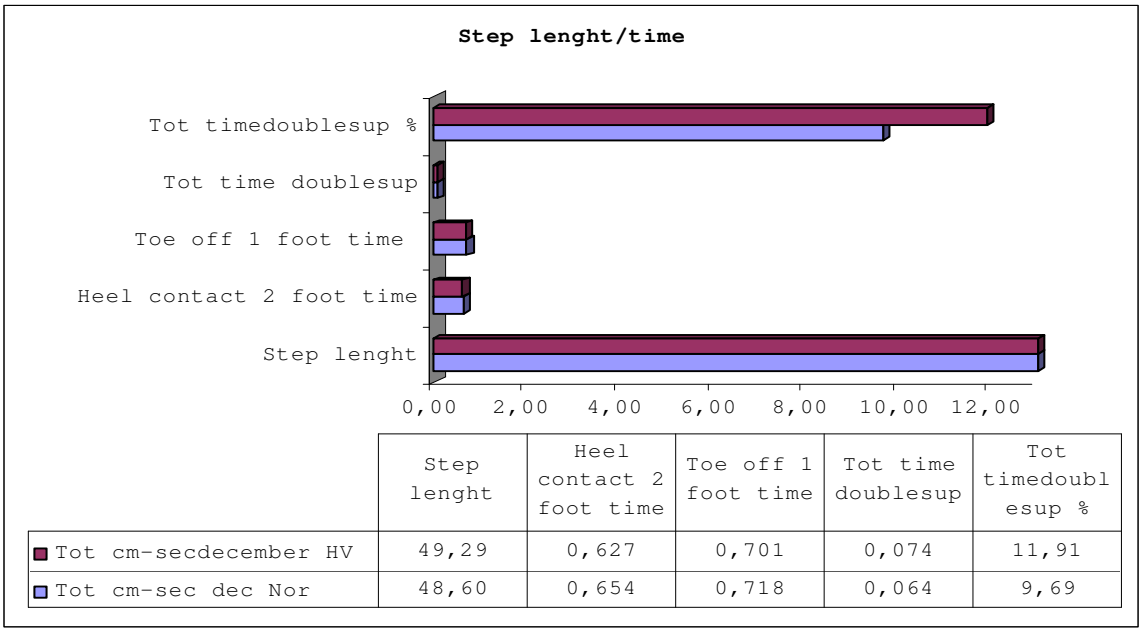
		HV	% g/cm2		% g/cm2
SETTORE A	Attivi	STATICA	risposta diversa dei due piedi	DINAMICA	aumenta
	Inattivi	STATICA	aumenta	DINAMICA	risposta diversa dei due piedi
SETTORE B	Attivi	STATICA	diminuisce	DINAMICA	aumenta
	Inattivi	STATICA	diminuisce	DINAMICA	risposta diversa dei due piedi
SETTORE C	Attivi	STATICA	risposta diversa dei due piedi	DINAMICA	risposta diversa dei due piedi
	Inattivi	STATICA	risposta diversa dei due piedi	DINAMICA	risposta diversa dei due piedi
SETTORE D	Attivi	STATICA	diminuisce	DINAMICA	diminuisce
	Inattivi	STATICA	diminuisce	DINAMICA	risposta diversa dei due piedi
SETTORE E	Attivi	STATICA	diminuisce	DINAMICA	aumenta
	Inattivi	STATICA	risposta diversa dei due piedi	DINAMICA	aumenta
SETTORE F	Attivi	STATICA	aumenta	DINAMICA	diminuisce
	Inattivi	STATICA	diminuisce	DINAMICA	risposta diversa dei due piedi

Normali

SETTORE A	Attivi	STATICA	risposta diversa dei due piedi	DINAMICA	risposta diversa dei due piedi
	Inattivi	STATICA	risposta diversa dei due piedi	DINAMICA	aumenta
SETTORE B	Attivi	STATICA	diminuisce	DINAMICA	aumenta
	Inattivi	STATICA	diminuisce	DINAMICA	aumenta
SETTORE C	Attivi	STATICA	aumenta	DINAMICA	diminuisce
	Inattivi	STATICA	risposta diversa dei due piedi	DINAMICA	diminuisce
SETTORE D	Attivi	STATICA	risposta diversa dei due piedi	DINAMICA	risposta diversa dei due piedi
	Inattivi	STATICA	risposta diversa dei due piedi	DINAMICA	risposta diversa dei due piedi
SETTORE E	Attivi	STATICA	diminuisce	DINAMICA	risposta diversa dei due piedi
	Inattivi	STATICA	risposta diversa dei due piedi	DINAMICA	diminuisce
SETTORE F	Attivi	STATICA	aumenta	DINAMICA	diminuisce
	Inattivi	STATICA	aumenta	DINAMICA	diminuisce

Se osserviamo i soggetti attivi con HV possiamo notare che il peso del corpo si sposta dall'area B, D, E all'area F in condizione statica, e da **D**, F all'area A, B in condizione dinamica. Nei soggetti HV inattivi invece in stazione eretta il peso dall'area B, F si sposta in **D**. Durante la deambulazione aumenta il peso su E in entrambi i piedi e nel sinistro si sposta in maniera significativa da F ad A. Nei soggetti normali attivi dall'area B, E il peso si sposta a C, F. In dinamica il peso si sposta da C ed F e viene distribuito in maniera differente nelle aree dei due piedi. Nei soggetti normali inattivi diminuisce il peso nell'area B ed aumenta in F in dinamica e da C, E, F il peso viene trasferito in A, B.

Per l'analisi del passo si è riscontrato per i soggetti normali un valore di Step Lenght minore (48,60 cm) rispetto ai soggetti con HV (49,29cm), un tempo di appoggio totale del piede maggiore (Heel piede 2 – Hell piede 1) e un tempo di doppio appoggio anteriore minore rispetto al tempo totale di appoggio del piede (Heel contact piede 2 – Toe Off piede1). [Fig.22]

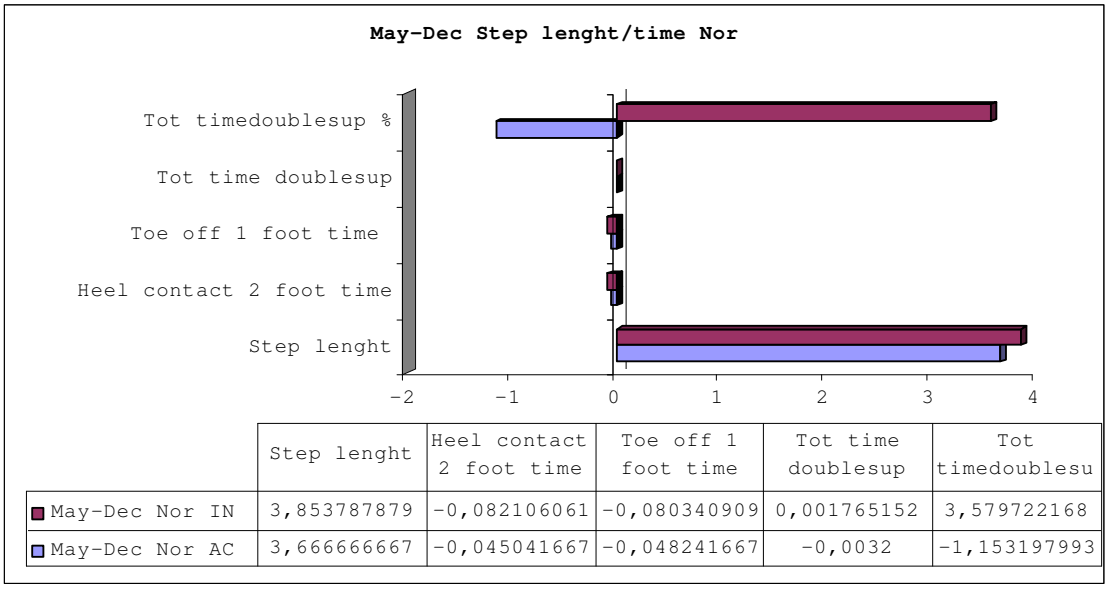


	Step lenght	Heel contact 2 foot time	Toe off 1 foot time	Tot time doublesup	Tot timedoublesup %
Tot cm-secdecember HV	49,29	0,627	0,701	0,074	11,91
Tot cm-sec dec Nor	48,60	0,654	0,718	0,064	9,69

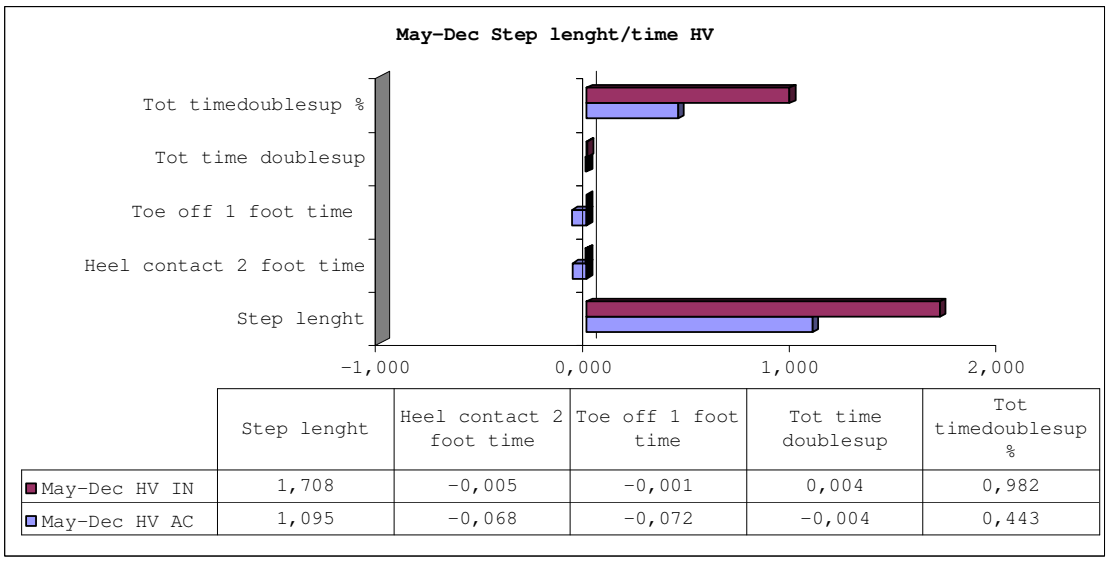
Fig 22: Istogramma esplicativo i valori di step lenght e tempi di appoggio del piede

Dopo il trattamento di 4 mesi nei soggetti HV il passo risulta più lungo nei soggetti inattivi di 1,708 cm e negli attivi con 1,095 cm rispetto a Dicembre, l'appoggio del tallone avviene leggermente in anticipo per entrambi i gruppi e il tempo di doppio appoggio risulta diminuito di un valore di grandezza non rilevante. Nei soggetti normali c'è un aumento della lunghezza del passo di 3,66 cm negli attivi e 3,85 cm negli inattivi, con un lieve cambiamento percentuale del tempo di doppio appoggio anteriore nei soggetti attivi in decremento rispetto al tempo totale di appoggio del piede, mentre succede l'opposto per i soggetti inattivi.

[Fig. 23, 24]



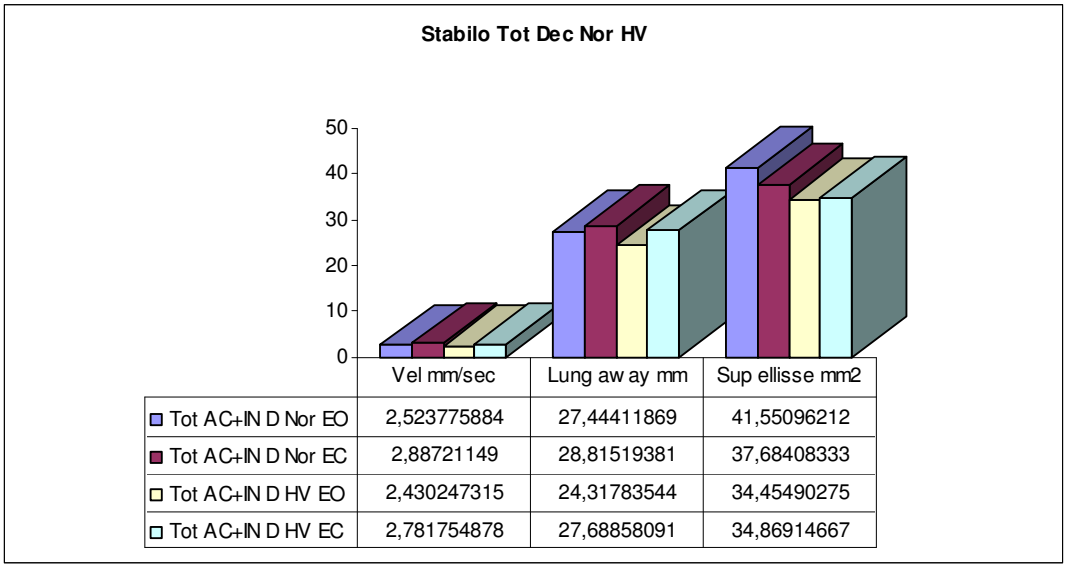
	Step lenght	Heel contact 2 foot time	Toe off 1 foot time	Tot time doublesup	Tot timedoublesu
May-Dec Nor IN	3,853787879	-0,082106061	-0,080340909	0,001765152	3,579722168
May-Dec Nor AC	3,666666667	-0,045041667	-0,048241667	-0,0032	-1,153197993



	Step lenght	Heel contact 2 foot time	Toe off 1 foot time	Tot time doublesup	Tot timedoublesup %
May-Dec HV IN	1,708	-0,005	-0,001	0,004	0,982
May-Dec HV AC	1,095	-0,068	-0,072	-0,004	0,443

Fig 23, 24: Istogrammi esplicativi la differenza di valori riscontrati dopo il trattamento inerenti alle variabili del passo

Nella valutazione dei dati stabilometrici, si è riscontrata una maggiore velocità di spostamento, lunghezza e superficie occupata dal COP nei soggetti Normali rispetto ai soggetti con HV, sia nella condizione occhi aperti EO che chiusi EC. [Fig.25]

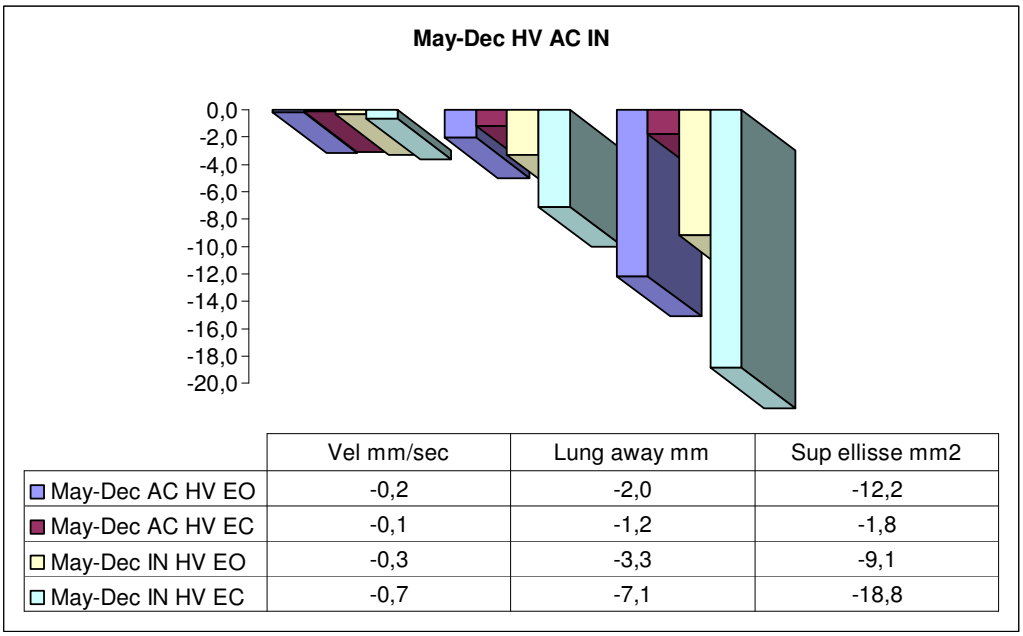


	Vel mm/sec	Lung aw ay mm	Sup ellisse mm2
Tot AC+IN D Nor EO	2,523775884	27,44411869	41,55096212
Tot AC+IN D Nor EC	2,88721149	28,81519381	37,68408333
Tot AC+IN D HV EO	2,430247315	24,31783544	34,45490275
Tot AC+IN D HV EC	2,781754878	27,68858091	34,86914667

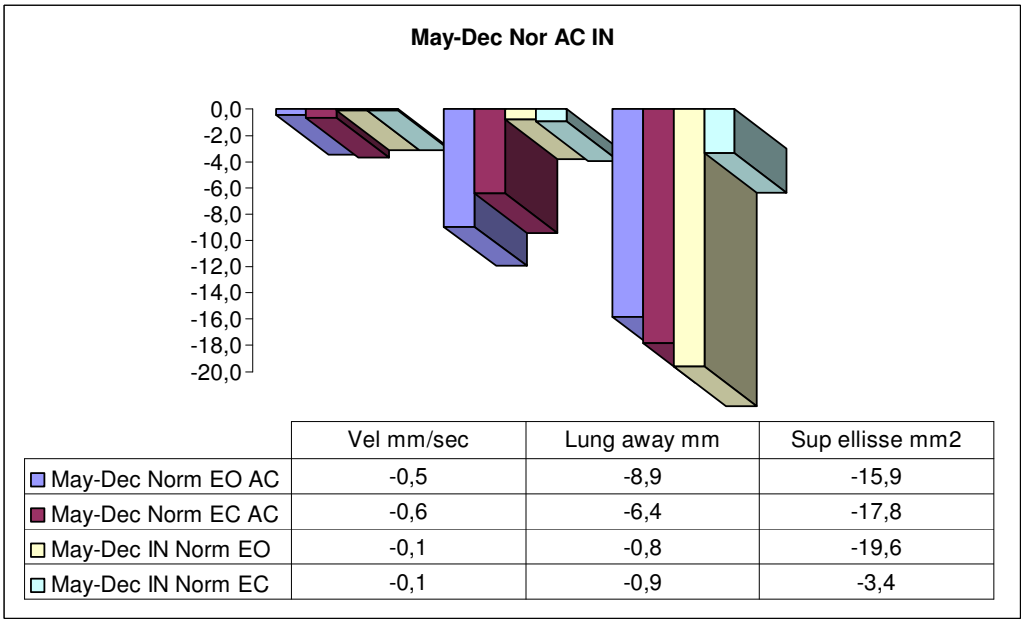
Fig 25: Istogrammi relativi ai valori stabilometrici nelle prove ad occhi aperti e chiusi

Dopo i 4 mesi di lavoro nei soggetti attivi la velocità del COP e la sua lunghezza diminuiscono in entrambe le condizioni di EC e EO sia per i soggetti HV che Nor. La superficie occupata dal COP e la lunghezza del gomitolo decresce per entrambi i gruppi nelle diverse situazioni con maggiore differenza per i soggetti normali attivi ad occhi aperti e ad occhi

chiusi, mentre per i soggetti HV decresce maggiormente sia ad occhi aperti che ad occhi chiusi nei soggetti inattivi.



	Vel mm/sec	Lung away mm	Sup ellisse mm2
May-Dec AC HV EO	-0,2	-2,0	-12,2
May-Dec AC HV EC	-0,1	-1,2	-1,8
May-Dec IN HV EO	-0,3	-3,3	-9,1
May-Dec IN HV EC	-0,7	-7,1	-18,8



	Vel mm/sec	Lung away mm	Sup ellisse mm2
May-Dec Norm EO AC	-0,5	-8,9	-15,9
May-Dec Norm EC AC	-0,6	-6,4	-17,8
May-Dec IN Norm EO	-0,1	-0,8	-19,6
May-Dec IN Norm EC	-0,1	-0,9	-3,4

Fig 26, 27: Istogrammi relativi alle differenze dei valori stabilometrici nelle prove ad occhi aperti e chiusi dopo i 4 mesi di attività

Conclusioni - sperimentazione Bologna:

Il quadro clinico dei soggetti HV rileva quanto già stato scritto in merito a soggetti con deviazione dell'alluce in valgismo in un'altra sperimentazione effettuata come studio pilota. [77]

Il peso corporeo è distribuito maggiormente nella parte mediale e anteriore del piede ed è evidenziato dalla maggiore pressione in **D** (area in cui si trova la prima falange metatarsale), **E** che caratterizza la parte centro-mediale ed **F**, la zona postero-mediale del piede, in stazione eretta statica.

Se si osservano i valori dei soggetti con patologia attivi si nota che dopo i 4 mesi di lavoro dai settori mediali B, **D**, E in statica il peso viene distribuito maggiormente nella parte posteriore del piede nel settore F. In dinamica si assiste allo fenomeno simile e da **D**, F il peso si sposta nei settori A, B. Nei soggetti inattivi invece in statica il peso tende ad aumentare proprio nella zona **D.** Questo dato è alquanto importante data la necessità di limitare il carico del peso in maniera maggiore sull'articolazione con le problematiche già elencate precedentemente.

Nei soggetti normali il tipo di esercizi proposti non porta ad aumentare il peso nella zona dell'alluce e non crea disequilibri, c'è un leggero spostamento della massa corporea nei soggetti attivi in statica nelle zone C ed F, quindi sul tallone. Nei soggetti inattivi il peso viene orientato nel

settore F, quindi sul tallone mentre in dinamica diminuisce e si sposta sul bordo mediale, anteriore e centrale in A e B.

I dati in nostro possesso illustrano la maggior pressione sulla prima falange metatarsale come una condizione persistente sia in situazione statica che dinamica che porta ad una distribuzione del peso corporeo nella parte centrale e anteriore del piede, nella zona quindi in cui sussiste già questa condizione di aumentato stress dei fasci muscolari e delle articolazioni metatarsali che sono sottoposti a modificazioni date dalla dislocazione della falange stessa.

Questa situazione è inoltre caratterizzata, durante la deambulazione, da un passo più lungo e veloce e un minor appoggio totale del piede nella fase di Stance per gli HV rispetto ai soggetti Nor e da un tempo maggiore di doppio appoggio anteriore, che porta ad un aumentato tempo di appoggio sulla zona **D,** dove avviene l'ultimo contatto del piede al suolo (Toe Off).

Lo studio stabilometrico evidenzia una maggiore velocità, lunghezza e superficie ricoperta dal movimento del COP (gomitolo stabilometrico) nei soggetti normali. In questo studio è stato richiesto un appoggio bipobalico con l'asse di un piede a 30° dall'altro (determinato dall'apice del tallone e dalla 2 falange metatarsale). Nelle 2 condizioni proposte, EO e EC tutti i valori sono superiori nei soggetti normali ad occhi chiusi tranne per la superficie occupata dal gomitolo che risulta maggiore nei soggetti normali ma con gli occhi aperti.

Il nostro obiettivo da un punto di vista chinesiologico è stato quello progettare un particolare programma di attività motoria, da inserire nel più generale piano per l'attività di physical fitness già proposto per cercare il recupero del corretto rapporto tonico percettivo, nello schema statico deambulatorio, e l'equilibrio del rapporto tensione lunghezza delle catene miofasciali che sono alla base della risposta ascendente di compenso posturale (tricipite surale, tibiale posteriore, peronieri).

Questi dati vengono in parte avvalorati dall'analisi del passo in cui si nota un aumento della lunghezza del passo con una diminuzione del tempo di doppio appoggio anteriore (**D**) dovuto alla più veloce fase di Toe off. Questo è giustificato da una diminuzione del tempo in appoggio al suolo totale del piede, e una lieve diminuzione del doppio appoggio anteriore e da un passo più lungo. Nei soggetti inattivi invece il passo risulta più lungo di 1,7 cm, il doppio appoggio anteriore risulta più lungo mentre il tempo totale di appoggio del piede diminuisce, caricando il peso maggiormente sulla zona in cui si rileva la patologia. A livello stabilometrico i valori riscontrati a Maggio evidenziano un decremento significativo dei movimenti del COP sia ad occhi aperti, che chiusi nel gruppo degli attivi (significamene maggiore per la lunghezza del gomitolo) che negli inattivi.

L'analisi Statistica in parte conferma quanto sopra detto. Da un'analisi generale del campione di persone analizzate, si può notare una differente distribuzione del peso sulle 6 diverse aree del piede. E' stato utilizzato il

t-student con un'analisi a 2 campioni accoppiati per medie. Nella tabella vengono riportati in neretto i valori di significatività con P-value 0,1 con significatività relativa al test a 2 code. I valori sottolineati sono invece con significatività relativa ad 1 sola coda, quindi vengono riportati per dare maggiori informazioni sul campione analizzato, ma, per chiarezza di analisi si è posto che Ho = 0

Tabella riassuntiva variazioni g/cm2 con P-value 0,1

GLOBALE				
	HV AC	**HV IN**	**NORM AC**	**NORM IN**
lstatic	0,30	*0,13*	*0,15*	0,79
rstatic	**0,02**	**0,09**	**0,01**	**0,02**
ldynamic	**0,00**	0,46	**0,01**	**0,07**
rdynamic	**0,00**	0,86	0,33	*0,11*

Come si può notare nella colonna HV AC la significatività per le variazioni delle medie su ogni settore del piede destro e sinistro sono ampiamente confermate in entrambi i piedi nelle prove dinamiche mentre nella parte statica solo nel piede destro. Nella colonna HV IN solo per il piede destro. Nei soggetti NORM AC e NORM IN i valori sono confermati solo in parte.

Se si effettua un'analisi più approfondita dei 6 settori del piede si può notare con maggiore chiarezza la situazione del singolo piede e dell'area considerata.

Se vengono considerati i valori del P-value nei soggetti AC HV si può notare che in F su entrambi i piedi in stazione eretta statica la variazione del carico è ampiamente significativa (90-99%) e questo avvalora quanto riscontrato analizzando la variazione di carico in percentuale per le medie numeriche in g/cm2. Lo stesso si può dire del piede destro nel settore **D,** anche se non per entrambi gli arti inferiori l'attività motoria proposta ha determinato una variazione statisticamente significativa. La relazione con la media delle percentuali riscontrate in **D** ed F rende più verosimile l'affermazione che i soggetti sottoposti ad attività motoria abbiamo appreso tecniche e schemi motori tali da modificare la distribuzione del loro peso in appoggio bipodalico statico.

Negli altri gruppi si può riscontrare nell'analisi delle pressioni in situazione statica qualche cambiamento nei soggetti NORM AC e IN nei settori A e C. Nei NORM attivi si può riscontrare un valore di cambiamento statisticamente rilevante nel piede destro settore F nelle prove statiche.

Tabella riassuntiva variazioni g/cm2 con P-value 0,1 Settori laterali

sez A

	HV AC	HV IN	NORM AC	NORM IN
lstatic	NS	**0,05**	NS	NS
rstatic	NS	NS	**0,06**	**0,10**
ldynamic	NS	NS	NS	**0,03**
rdynamic	NS	NS	**0,02**	NS

sez B

	HV AC	HV IN	NORM AC	NORM IN
lstatic	NS	NS	NS	NS
rstatic	NS	NS	NS	NS
ldynamic	**0,07**	NS	NS	NS
rdynamic	NS	NS	NS	NS

sez C

	HV AC	HV IN	NORM AC	NORM IN
lstatic	NS	NS	NS	NS
rstatic	**0,01**	**0,03**	**0,04**	**0,00**
ldynamic	NS	NS	NS	NS
rdynamic	NS	NS	NS	NS

Tabella riassuntiva variazioni g/cm2 con P-value 0,1 Settori mediali

sez D

	HV AC	HV IN	NORM AC	NORM IN
lstatic	0,84	0,60	0,65	0,93
rstatic	**0,08**	0,62	0,52	0,14
ldynamic	0,15	0,19	0,80	**0,06**
rdynamic	0,48	0,38	0,12	0,66

sez E

	HV AC	HV IN	NORM AC	NORM IN
lstatic	NS	NS	NS	NS
rstatic	NS	NS	NS	NS
ldynamic	**0,07**	NS	NS	NS
rdynamic	NS	NS	NS	NS

sez F

	HV AC	HV IN	NORM AC	NORM IN
lstatic	**0,03**	NS	NS	NS
rstatic	**0,00**	NS	**0,00**	0,01
ldynamic	NS	NS	NS	NS
rdynamic	NS	NS	NS	NS

Per i dati relativi al passo l'analisi statistica evidenzia un'alta significatività per i valori riscontrati nei soggetti NOR IN e NOR AC. Per entrambi i gruppi c'è un aumento della lunghezza del passo, una diminuzione del tempo di Stance e del double support, ma, mentre nei soggetti inattivi questi valori sono rilevanti con il test a 2 code nella totalità delle variabili, nei soggetti attivi lo è solo l'aumento della lunghezza del passo, mentre per Heel contact 2 foot time e Toe off 1 foot time lo è per il test a 1 coda. Da questo si può dedurre che l'aumento della lunghezza del passo non vada ad interferire nella normale deambulazione e che rimangano pressoché invariati i valori di appoggio monopodalico su entrambi i piedi.

Importante invece è la significatività dei valori dei soggetti con patologia. Da questi si evince che i soggetti con HV aumentano la lunghezza del passo, anticipano l'appoggio del secondo piede e dello stacco del primo. (significativo per gli HV attivi). La differenza è nella diminuzione del doppio appoggio anteriore sull'avampiede per i soggetti HV AC. Questo può essere ritenuto un successo del controllo del piede e del suo appoggio nella zona da noi studiata come una limitazione dell'usura che il tempo può operare se si esercita ripetutamente per maggiore tempo una pressione su questa articolazione.

Tabella riassuntiva variazioni variabili di tempo e lunghezza del passo con P-value 0,1

cm - sec

	HV AC	HV IN	NORM AC	NORM IN
Heel contact 2 foot time	**0,00**	*0,15*	*0,18*	**0,08**
Sride lenght	0,20	**0,00**	**0,03**	**0,00**
Toe off 1 foot time	**0,00**	*0,16*	*0,15*	**0,10**
Tot time doublesup	0,29	0,73	0,77	0,83
Tot timedoublesup %	0,54	0,55	0,97	0,45

Per l'analisi stabilometrica si è proceduto con l'analisi statistica delle variabili risultate significative in parte si conferma quanto detto con la valutazione delle medie dei 4 gruppi.

Tabella riassuntiva variazioni analisi stabilomerica con P-value 0,1

stabilo

	HV AC		**HV IN**		**NORM AC**		**NORM IN**	
	EO	EC	EO	EC	EO	EC	EO	EC
Lung away mm	0,43	0,52	**0,02**	**0,03**	**0,08**	*0,11*	0,71	0,68
Vel mm/sec	0,44	0,52	**0,02**	**0,03**	**0,04**	*0,11*	0,71	0,64
Sup ellisse mm2	0,41	0,87	**0,05**	**0,04**	**0,05**	0,28	**0,09**	0,52

Tutti i valori per i soggetti HV IN sono risultati significativi e confermano un cambiamento notevole nella formazione del gomitolo stabilometrico ad occhi aperti e ad occhi chiusi. Anche per il gruppo Norm AC i dati stabilometrici danno una significatività statistica molto alta per quanto concerne i dati ad occhi aperti. Le medie per tutti e 4 i gruppi sono diminuite ma proprio nei soggetti inattivi con patologia i dati confermano l'ipotesi da noi avanzata che indica una maggiore staticità nei soggetti con HV. Se da un punto di vista la diminuzione della superficie dell'elissi porta a pensare ad un maggiore controllo del corpo e della proiezione del centro di gravità al suolo, visto sotto un altro aspetto dimostra quanto i soggetti con patologia, vadano incontro ad una progressiva diminuzione dei movimenti di compenso atti alla continua ricerca dell'equilibrio in bipedia. Come quanto ipotizzato in precedenza i dati relativi alla stabilometria

fanno pensare ad una vera e propria contrazione statica delle catene miofasciali della gamba deputate alla postura, che determina 2 fattori, uno ipoemizzante e uno di ristagno venoso. Il primo può determinare una diminuzione della resistenza allo sforzo e tendere a procurare danni articolari dovuti da microtraumi cronici, il secondo porta a fenomeni di patologia vascolare. [84][85][86]

Per i soggetti normali attivi è da valutare la diminuzione delle variabili considerate ad occhi aperti che sono risultate significative relativamente al test a 2 code con P-value 0,10 (valori in neretto). In questo caso la variazione dipende dalla volontà del soggetto di modificare la propria condizione in stazione eretta e cercare un equilibrio statico più controllato. Ad occhi chiusi si può notare che la significatività con test a 1 coda risulta confermare l'ipotesi che il soggetto riesca volontariamente a modificare le proprie oscillazioni sia come escursione che velocità (valori sottolineati).

SPERIMENTAZIONE A WATERLOO

Soggetti:

Sono state selezionate tra 22 persone testate 20 donne di età compresa tra i 65 e gli 80. Il reclutamento dei partecipanti alla sperimentazione è avvenuto attraverso il "WRAP", comunità di persone disponibili per sperimentazioni universitarie e attraverso l'affissione di poster (previa autorizzazione della Comunità Etica dell'Università di Waterloo). La valutazione di idoneità alla partecipazione al progetto è stata definita attraverso la risposta ad una serie di domande specifiche sul personale stato di salute (Allegato A) e l'attuazione del test di Fukuda (Allegato B) per l'analisi clinica-posturale. Il termine di esclusione per le 2 signore non ritenute idonee è stata l'associazione di una seconda patologia al piede e al sistema vestibolare.

Sono quindi stati creati 2 gruppi con caratteristiche specifiche degli arti inferiori. Nel primo sono state inserite tutte le signore che presentavano un'alterazione della prima falange metatarsale chiamata Alluce Valgo (HV) con angolo maggiore o uguale di 15, la cui media risulta di 23,5 in quello destro e 26,2 in quello sinistro. Nel secondo gruppo l'angolo della prima falange metatarsale è al di sotto dei 15° con una media di 8,6 nel piede destro e 8,1 nel piede sinistro.

Attrezzature utilizzate:

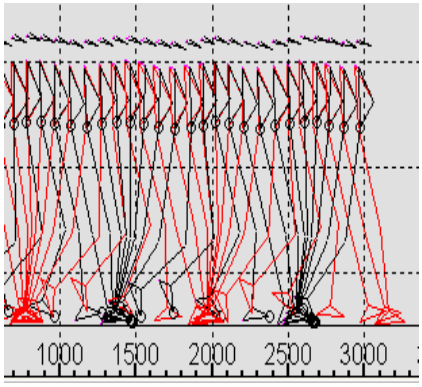
- Per l'analisi clinica-postuale con il Test di Fukuda è stata utilizzato un goniometro a 360° stampato su di una superficie di plastica applicata al terreno, un timer elettronico ed un contapassi.

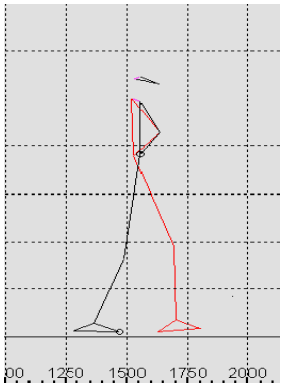
- Per l'acquisizione dei dati statici e dinamici è stato utilizzato l'*Optotrak 3020 Position Sensor* della ditta Optical, che consiste in una telecamera a tre lenti sensibile al movimento di speciali marker che emettono luce infrarossa. Il sistema Optotrak rileva la posizione di tutti i marker utilizzati integrando i dati delle tre lenti di cui è composto. Sono state utilizzate 3 telecamere contemporaneamente per sfruttare una superficie più ampia di lavoro. [Fig. 28] I dati raccolti hanno permesso di determinare in tempo reale la localizzazione in 3D dei marker utilizzati con una accuratezza di 0,1 mm e una risoluzione di 0,01mm. Per il nostro specifico studio sono stati posizionati 16 marker, 3 nella testa, 5 nel busto e 8 negli arti inferiori con particolare attenzione alla posizione del tallone e del metatarso. [Fig. 29] E' stata utilizzata inoltre una pedana di 6,0 x 1,5 m di superficie antiscivolo di 2 cm di spessore posizionata all'interno della zona di rilevazione dati.

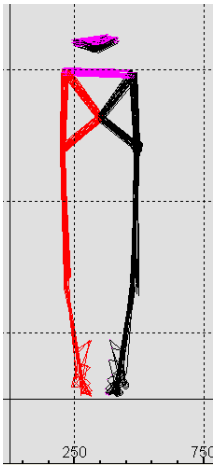
Fig. 28: Optotrak

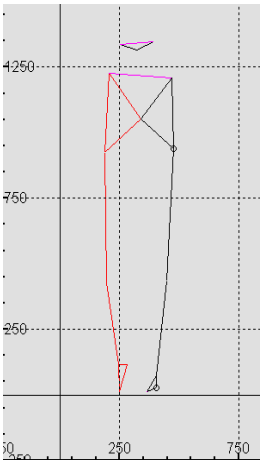
Fig. 29: Posizione dei marker nei piedi

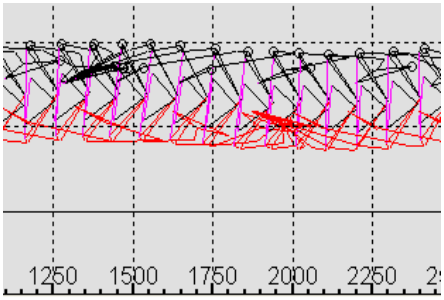
- Per l'estrazione dei dati dall'Optotrak 3020 e la prima elaborazione è stato utilizzato il programma OptoFix4 Repair OptoTrak Data della Mishac Kinetics, capace visualizzare i dati raccolti graficamente attraverso il posizionamento dei marker rilevati in 3D e l'asportazione dei dati in file Excel. [Fig.30, 31,32, 33, 34, 35]











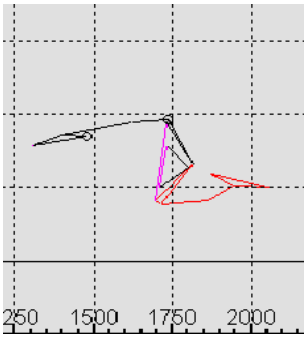


Fig. 30, 31, 32: visualizzazione sui 3 piani di movimento tramite Optifix 4 frame by frame

Fig. 33, 34 ,35: visualizzazione di solo un frame sui 3 piani di movimento tramite Optifix 4

Protocollo Sperimentale:

In questa parte di ricerca si è ipotizzato che vengano adottate differenti strategie adattative alle situazioni da noi proposte dai 2 gruppi creati e si è cercato di dare risposta a due domande:

1) Quanto l'Alluce Valgo può influenzare il cammino in donne anziane durante la deambulazione normale o accelerata e condizionata da determinati limiti di appoggio del piede al suolo.

2) Quanto rilevanti possano essere i cambiamenti dei patterns deambulatori per persone con Alluce valgo nel cammino con occhi aperti e con occhi chiusi rispetto ai soggetti privi di deformazione.

Le persone reclutate per la sperimentazione sono state informate precedentemente sui compiti che sarebbero stati loro richiesti ed è a tutti è stata chiesta la compilazione del modulo per il consenso informato e il permesso di filmare le prove sperimentali. E' stato inoltre dimostrato brevemente come si sarebbero svolte le prove richieste. Tutte si sono svolte senza calzature. [87]

E' stato effettuato il test di Fukuda [Fig.36] e lo standing test con appoggio monopodalico [Fig.37] per la durata di 30", per verificare la presenza di eventuali problemi di tipo vestibolare e propriocettivo.

Fig. 36: test di Fukuda

Fig. 37: standing test one foot

Sono stati applicati 16 marker nel corpo (Appendice C) [88] ed è stata effettuata una rilevazione statica del soggetto in ortostatismo bipodalico a passo normale. Sono stati poi richiesti 6 compiti motori: [Fig. 38, 39, 40] (Appendice A):

1. cammino normale
2. cammino normale a velocità dimezzata
3. cammino con obbligo dell'appoggio del piede su due strisce distanti 40 cm l'una dall'altra
4. la condizione 3 ma con velocità dimezzata
5. cammino con occhi chiusi
6. cammino con occhi chiusi ma a velocità dimezzata

Le condizioni sono state proposte con una sequenza randomizzata e ripetute 5 volte. Per l'esecuzione delle prove a velocità dimezzata è stato

utilizzato un timer, mentre per quelle ad occhi chiusi è stato utilizzato un paio di occhiali con lenti infrangibili di plastica morbida. E' stata effettuata una pausa dopo 18 prove ed è stato effettuato un primo controllo dei dati rilevati.

L'analisi dei dati di ogni singolo soggetto è stata effettuata con l' *OptoFix4 Repair OptoTrak Data* ed è stato quindi possibile ottenere i dati in formato Excell. Questi sono stati ulteriormente elaborati per ottenere una reale traiettoria del cammino, in special modo per le prove effettuate ad occhi chiusi, dove il passo può seguire una traiettoria non lineare, e spostarsi verso la destra o la sinistra dell'asse di riferimento Y e Z da cui si estraggono le informazioni inerenti alla lunghezza e larghezza del passo e del COM (Appendice D). Per l'analisi dello spostamento del COM del tronco è stata calcolata la deviazione standard di ogni singola prova con le stesse caratteristiche sia in direzione y e z ed è stata fatta la media. E' stata effettuata un'ulteriore media tra tutti i soggetti del gruppo con alterazione della prima falange metatarsale maggiore di 15 ° ed inferire e sono state messe in relazione. Per l'analisi dei patterns del cammino sono stati presi in considerazione la lunghezza , la larghezza e la velocità del passo sia destro che sinistro ed è trovata la media dei valori descritti sulle 5 prove effettuate. La media dei valori di ogni singola prova per ogni singola persona è stata poi analizzata con l'utilizzo del programma di analisi statistica SPSS

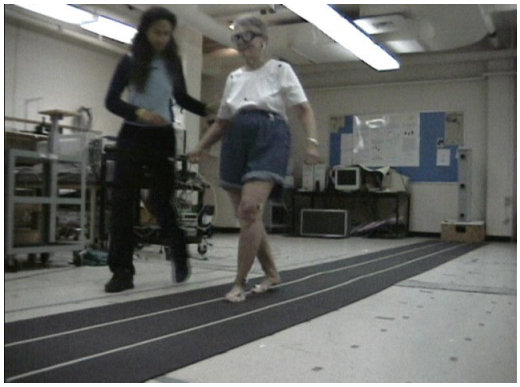


Fig. 38, 39, 40: Deambulazione normale, con appoggio di un piede a 40 cm di distanza dall'altro e ad occhi chiusi

Risultati:

La media dei valori della deviazione standard del COM del tronco rispetto all'asse Y e Z ha evidenziato che in tutti i compiti motori richiesti i soggetti normali si muovono maggiormente rispetto quelli con la deformazione della prima falange metatarsale.

Per gli spostamenti sull'asse Y [Fig.41] (perpendicolare al pavimento) la differenza massima è stata rilevata nella deambulazione normale tra soggetti sani e con patologia. Interessante è notare in entrambi i gruppi analizzati separatamente, come all'aumentare della velocità del compito motorio richiesto la media dei valori tende a diminuire. Sull'asse Z [Fig.42] si verifica la medesima situazione, in ogni condizione se la velocità è

dimezzata, si riduce anche lo spostamento del COM del tronco. Nella condizione di WW, dove l'appoggio di un piede deve essere mantenuto a 40 cm di distanza dall'atro, si nota una diminuzione di 10 mm dello spostamento del COM, così come nella condizione ad occhi chiusi EC, se vengono messi in relazione i soggetti sani e gli HV. Dall'analisi statistica con Spss si riscontrano differenze significative nella diverse condizioni.

Tabella riassuntiva variazioni significative nel tronco con P-value 0,1

NW NWF WW WWF

	Tronco	
	Y	**Z**
Speed	0,013	0,000
Width	NS	0,000
speed-width	NS	0,001

NW NWF EC ECF

	Tronco	
	Y	**Z**
Speed	0,030	0,008
Eyes	0,00	0,000
speed-eyes	NS	0,008

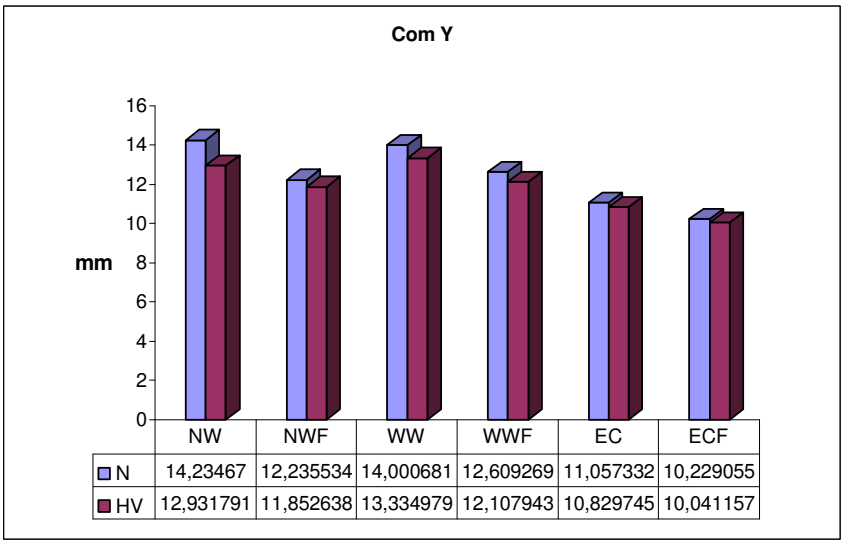


Fig. 41:COM asse Y

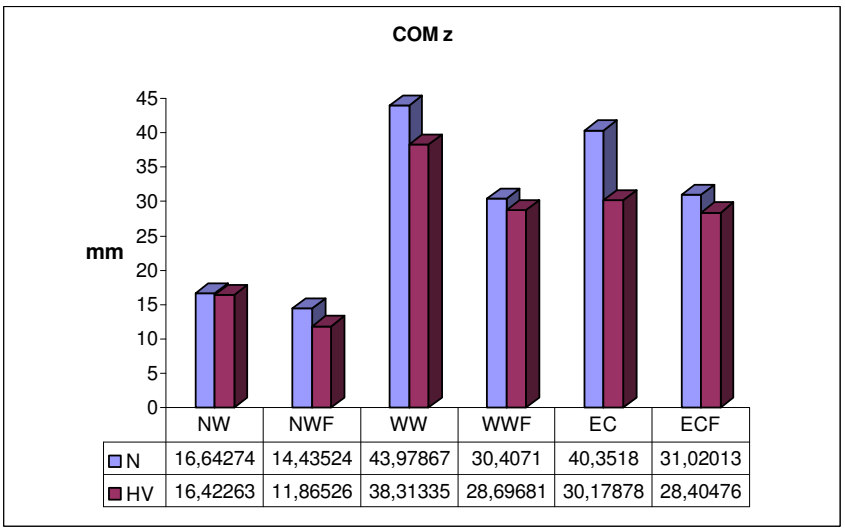


Fig. 42: COM asse Z

Per quanto riguarda l'appoggio del piede al suolo, dai dati ottenuti si nota che i soggetti normali hanno un tempo di doppio appoggio e singolo appoggio più lungo in tutte le condizioni, a parte nel NWF in cui è maggiore il solo singolo appoggio e in WWF dove si ha maggiore solo il doppio appoggio. La lunghezza del passo risulta sempre più lunga per i soggetti con HV ad eccezione della condizione WWF e NWF dove appare

inferiore e in WW che risulta molto simile. La larghezza del passo è maggiore in ogni condizione per i soggetti con deformazione, ad eccezione della condizione di ECF dove è inferiore.

Nell'analisi del COM sull'asse Y per le condizioni NW, NWF, WW, WWF è significativa solo la variabile della velocità, sull'asse Z invece sono importanti la velocità, la condizione di occhi chiusi, e la velocità e la situazione di chiusura degli occhi chiusi insieme. Nella valutazione delle condizioni NW, NWF, EC, ECF sull'asse Y sono importanti la velocità e la e la larghezza del passo, mentre sull'asse Z sono tutte e 3 variabili significativie.

Tabella riassuntiva per le variabili del piede con P-value 0,1

NW NWF
WW
WWF
Feet

	dsFLH-FRT	**dsFRH-FLT**	**HL-HR**	**HR-HL**	**WHL-HR**	**WHR-HL**	**SSL**	**SSR**
Speed	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,044	0,000	0,000
Eyes	0,000	0,000	0,000	0,000	NS	0,002	NS	NS
Speed-eyes	0,051	0,088	0,009	NS	NS	NS	NS	NS

L'analisi statistica per le variabili considerate mostra che il valore del doppio appoggio (dsFLH-FR e dsFRH-FLT) cambia in maniera significativa nei soggetti normali e HV, al variare della velocità, della possibilità di deambulare con gli occhi aperti o no e nella sovrapposizione di queste 2 variabili. Per la lunghezza del passo (HL-HR e HR-HL) sono

tutte significative ad esclusione della sovrapposizione tra velocità e occhi chiusi per il passo sinistro. Per la larghezza del passo invece (WHL-HR e WHR-HL) la velocità è di rilevanza statistica come la possibilità di vedere per il passo sinistro mentre per la combinazione delle variabili non si nota nulla di rilevante. Per il tempo di singolo appoggio sinistro e destro (SSL e SSR) è moto importante solo la velocità del passo.

Nell'analisi delle stesse variabili ma in condizioni di esclusione delle informazioni visive, la velocità è una significativa per tutte le prove effettuate ad eccezione della larghezza del passo sinistro. La modifica della larghezza e lunghezza del passo sembra non influire sul doppio appoggio e singolo appoggio, mentre la sovrapposizione della condizione di visibilità ridotta e aumentata velocità condiziona la larghezza del passo si a destro che sinistro.

Tabella riassuntiva per le variabili del piede con P-value 0,1

NW NWF
EC ECF
Feet

	dsFLH-FRT	dsFRH-FLT	HL-HR	HR-HL	WHL-HR	WHR-HL	SSL	SSR
Speed	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	NS	0,000	0,000
Width	NS	NS	0,000	0,002	0,000	0,000	NS	NS
Speed-width	NS	NS	NS	NS	0,000	0,053	NS	NS

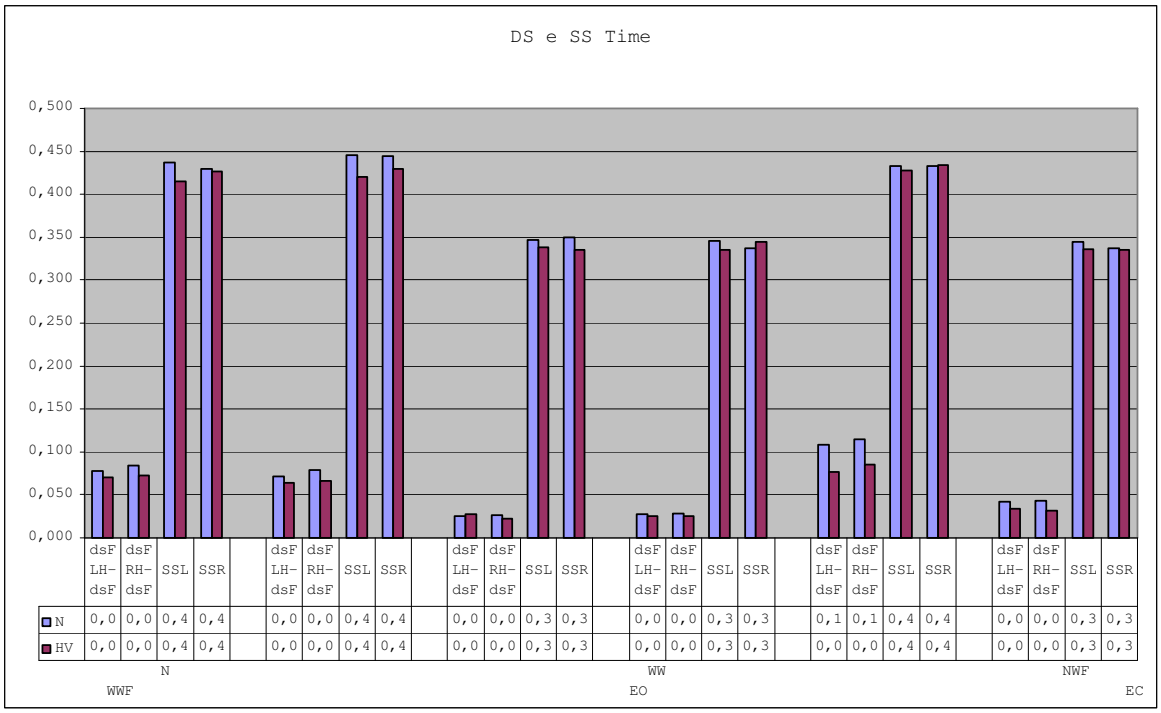


Fig. 43: Single support e double support time

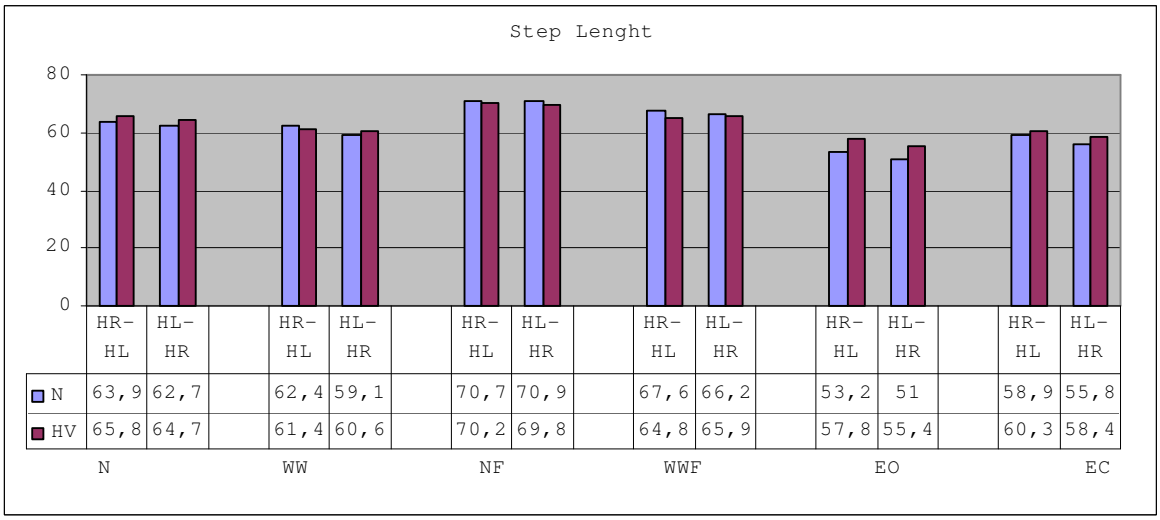


Fig. 44 Step lengh

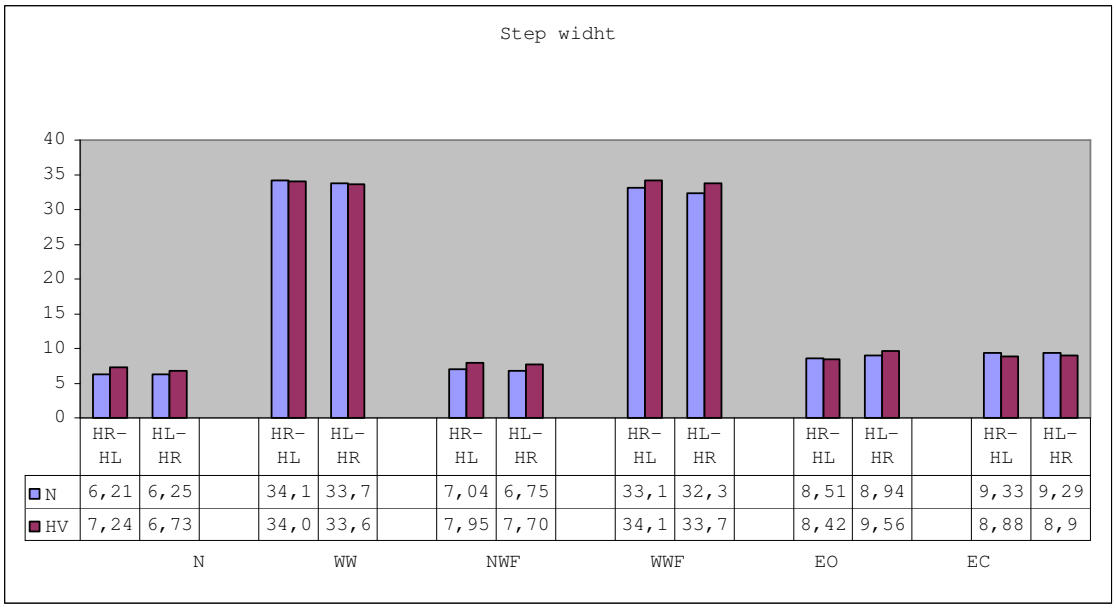


Fig. 45: Step witdht

Conclusioni – sperimentazione Waterloo:

I dati portano a pensare che i soggetti HV durante la deambulazione effettuino un passo più lungo e largo per cercare una maggiore base di appoggio e che il tempo che il piede rimane in appoggio al suolo in doppio appoggio e singolo appoggio è inferiore a quello dei soggetti normali, quale conseguenza del passo più lungo, che di fatto limita la possibilità di una normale rullata del piede. Il COM risulta maggiormente stabile nei soggetti HV e sull'asse Y questo può avvalorare l'ipotesi di una rullata dal tallone all'avampiede di minore entità, portando a pensare ad un appoggio quasi contemporaneo della parte anteriore e posteriore del piede. La minor mobilità del COM sull'asse Z può essere una concausa della larghezza del

passo maggiore che porta ad un baricentro più basso e a movimenti meno armonici e più a scatto. I soggetti normali aumentano la larghezza del loro passo con gli occhi chiusi e i dati suggeriscono che in questa situazione più stressante dal punto di vista sensoriale l'aumento della larghezza del passo equivalga alla ricerca di maggiore stabilità.

Tutte le considerazioni da noi effettuate nelle 2 sperimentazioni ci permettono di avere più chiara la situazione statico dinamica delle persone con valgismo della 1 falange metatarsale e i risultati ottenuti dalla programmazione di attività motoria specifica ci portano a pensare che questa, proposta in maniera controllata, possa limitare in parte le sollecitazioni stressanti per l'articolazione da noi considerata.

Obiettivi futuri

Il nostro intento futuro saranno

1. analizzare più specificatamente l'aspetto biomeccanico e muscolare di soggetti aventi la lussazione della 1 falange metatarsale in valgismo e
2. studiare maggiormente la diffenza tra soggetti affetti da patologia solo in un arto

Bibliografia

1. Hung LK,. Foot Anke. 5:156-164, 1985
2. Cartwrigth A,, London: HMSO Pubblication Centre 1986]
3. Fadi Badlissi, Julie E. Dunn, Carol L. Link, Julie J. Keysor, John B. McKinlay, and David T. Felson, MD, MPH, Foot Musculoskeletal Disorders, Pain, and Foot-Related Functional Limitation in Older Persons Journal of the American Geriatrics Society, Volume 53 Issue, June 2005:1029-1033
4. Leveille SG, et al. Foot pain and disability in older women. Am J Epidemil. 148:657-665, 1998
5. Benvenuti, F; Ferrucci, L; Guralnik, J; Gangemi, S; Baroni, Foot pain and disability in older persons: an epidemiologic survey. J. Am. Geriatr. Soc. 43, 1995:479 –484
6. J. E. Dunn, C.L. Link, D.T. Felson, M.G. Crincoli, J.J. Keysor, J.B. M.C.Kinlay, Prevalence of foot and ankle condition in a multhietnic community sample of older adult, American Jornal of Epidemiology, Vol 159, N° 5, 491-498, 2004
7. Menz H.B, A. Tiedemann, M. M. S. Kwan, K. Plumb, S. R. Lord, Foot pain in community-dwelling older people an evaluation of the Manchester Foot Pain and Disability Index, Rheumatology 2006,1of 5
8. A.P. Garrow, A.Papageorgiou, A. J. Silman, E. Thomas, M. I.V.Jayson,G. J. Macfarlane, The Grading of Hallux Valgus The Manchester Scale, Journal of the American Podiatric Medical Association, 2001: Vol 91, No 2, 74-78
9. Patla A.E., Understanding the roles of vision in the control of human locomotion, Gait Posture, Volume: 5;1997, pp. 54-69
10. Perry S.D., Santos L.C., Patla A.E., Contribution of vision and cutaneous sensation to the control of centre of mass (COM) during gait termination, Brain Res., Volume: 913, Issue: 1; 2001, pp. 27-34
11. Wade M.G., Jones G., The role of vision and spatial orientation in the maintenance of posture, Phys. Ther., Volume: 77;1997, pp. 619-628
12. Straube A., Paulus W., Brandt T., Influence of visual blur on object-motion detection, self-motion detection and postural balance, Behav. Brain Res., Volume: 40, Issue: 1; 1990, pp.1-6
13. Horak F.B., Nashner L.M., Diener H.C., Postural strategies associated with somatosensory and vestibular loss, Exp. Brain Res., Volume: 82;1990, pp. 167-177
14. Perry SD, Santos LC, Patla AE. Contribution of vision and cutaneus sensation to the control of centre of mass (COM) during gait termination. Brain research. 913 (1): 27- 34, 2001

15. Diener H.C., Dichgans J., Guschlbauer B., Bacher M., Role of visual and static vestibular influences on dynamic posture control, Hum. Neurobiol., Volume: 5;1986, pp. 105-113
16. P. M. Kennedy, A. N. Carlsen, J. T. Inglis. R. Chow, I.M. Franks, Relative contribution of visual and vestibular information on trajectory of human gait, Exp Brian Res153 .113-117, 2003
17. Perry S.D., McIlroy W.E., Maki B.E., The role of plantar cutaneous mechanoreceptors in the control of compensatory stepping reactions evoked by unpredictable, multi-directional perturbation, *Brain Res.*, Volume: 877;2000, pp. 401-406
18. Boo J, Jung S, Lee D, Park S, Jung K. The study on pressure distribution during wolking of the Korean elderly. Proc. of the 5th Symp.on Footwear Biomechanics, Zuerich/ Swizerland (Eds. E. Henning, A Stacoff), 20-21, 2001
19. Eric Eils, Susann Behrens, Oliver Mers, Lothar Thorwesten, Klaus Völker, Dieter Rosenbaum, Reduced plantar sensation causes a cautious walking pattern, Gait and Posture,Vol: 20 Issue: 1, August; 2004, pp: 54-60
20. G. G. Simoneau, J. S. Ulbrecht, J.A.Derr, P.R, Cavanagh, Role of sensomotory input in the control of human posture, Gait & Posture Vol 3, 115-122; September 1995
21. J. E. Dunn, C. L. Link, D. T. Felson, M. G. Crincoli, J. J. Keysor, J. B. McKinlay, Prevalence of Foot and Ankle Conditions in a Multiethnic Community Sample of Older Adults, American Journal of Epidemiology, 2004; 159:491-498
22. A. Bryant, P. Tinley, K. Singer, Radiographic measurements and plantar pressure distribution in normal, hallux valgus and hallux limitus feet, The Foot; 2000, 10, 18–22
23. Hylton B. Menz, Meg E. Morris, Clinical determinants of plantar forces and pressures during walking in older people, Gait & Posture, Available online 7 October 2005
24. Menz HB, Lord SR, Gait instability in older people with hallux valgus. Foot Ankle Int; 2005 Jun;26(6):483-9
25. Menz H.B,; Lord, SR: Foot problems, functional impairment and falls in older people. J. Am. Podiatr. Med. Assoc.1999, Vol 89:458 –467
26. Menz H.B., Meg E. Morris, Stephen R. Lord Footwear, Characteristics and Risk of Indoor and Outdoor Falls in Older People, Gerontology 2006;52:174–180
27. Menz H.B, Stephen R. Lordb and Richard C. Fitzpatrick, A structural equation model relating impaired sensorimotor function, fear of falling and gait patterns in older people, Gait & Posture Available online 12 May 2006

28. Menz H.B; Lord, SR: Foot pain impairs balance and functional ability in community-dwelling older people. J. Am. Podiatr. Med.Assoc. , 2001, Vol 91:222 –229
29. Tinetti ME et al. Risk factors for falls among elderly people living in the community. N Engl J Med 1988; 319: 1701-7. Tinetti ME. Preventing falls in elderly persons. N Engl J Med. 2003; 348: 42-8
30. Cappozzo, U. Della Croce, A. Leardini, L. Chiari, Human movement analysis using stereophotogrammetry: Part 1: theoretical background, Gait & Posture, Vol 21(2), February 2005, pp: 186-196
31. L. Chiari, U. Della Croce, A. Leardini, A. Cappozzo, Human movement analysis using stereophotogrammetry: Part 2: instrumental errors, Gait & Posture, Vol 21(2), February 2005, pp: 197-211
32. Leardini, L. Chiari, U. Della Croce, A. Cappozzo, Human movement analysis using stereophotogrammetry: Part 3. soft tissue artifact assessment and, Gait & Posture, Vol 21(2), February 2005, pp: 212-225
33. U. Della Croce, A. Leardini, L. Chiari, A. Cappozzo, Human movement analysis using stereophotogrammetry: Part 4: assessment of anatomical landmark, Gait & Posture, Vol 21(2), February 2005, pp: 226-237
34. Blomgren, M; Turan, I; Agadir, M: Gait analysis in hallux valgus, J. Foot Surg. 30:70 –71, 1991
35. J Hughes BA, L Pratt, K Linge, P Clark, L Klenerman, Reliability of pressure measurements the EMeD F system, Clinical Biomechanics 1991; 6: 14- 18
36. C. Ridola , A Palma, F. Capello, G. Gravante, G. Russo, G. Truglio, F. Pomara, G. Amato, Symmetry of healthy adult feet of orthostatic footprint at computerized baropodometry and of digital formula, It. J. Anat. Embryol. Vol 106, N° 2:99-112, 2001
37. Menz, HB; Tiedemann, A; Kwan, MMS; et al.: Reliability of clinical tests of foot and ankle characteristics in older people. J.Am. Podiatr.Med. Assoc 2003, Vol 93:380 –387
38. Winter, DA, Patla, AE, Ishac, MG, Gage, WH. Motor mechanisms of balance during quiet standing. Electromyogr. & Kinesiol. 13: 49-56, 2003
39. Hoffmeyer P, Cox JN, Blanc Y, Meyer JM, Taillard W, Muscle in hallux valgus, Clin Orthop Relat Res. Jul 1988;(232):112-8
40. A. Kavounoudias, R. Roll, J. Pierre Roll, Foot sole and ankle muscle inputs contribute jointly to human erect posture regulation, Journal of Phisiology, 532.3, 869-878, 2001
41. M. E. Tinetti, D.I Baker, G. McAvay, E.B. Claus, P. Garret, M. Gottschalk, M. L. Koch, K.Trainor, R. I. Horwitz, A multifactorial intervention to reduce the risk of falling among elderly peple living in the community, Vol 331:821-827, N° 13, September 29,1994
42. Vivian Weerdesteyn, Hennie Rijken, Alexander C.H. Geurts, Bouwien C.M. Smits Engelsman, Theo Mulder, acques Duysen, A Five-Week

Exercise Program Can Reduce Falls and Improve Obstacle Avoidance in the Elderly, Gerontology 2006;52:131–141
43. NHS Centre for Reviews and Dissemination, Preventing Falls and Subsequent Injury in Older People, University of York;April1996, Vol 2 Number 4
44. Masud T et al. Epidemiology of falls. British Geriatrics Society, Age and Ageing 2001; 30:3-7
45. Chang J T. Interventions for the prevention of falls in older adults: systematic review and mata-analysis of randomised trials. BMJ 2004; 328: 680-3
46. Lundebjerg N. Guidelines for the prevention of falls in older persons Journal of American Geriatrics Society. 2001; 49: 664-72
47. Carter ND et al. Community-based exercise program reduces risk factors for falls in 65 to 75 year old women with osteoporosis: randomized controlled trial. CMAJ 2002; 167: 997-1004
48. Gillespie LD et al. Interventions for preventing falls in elderly people. Cochrane review in The Cochrane Library, Issue1, 2003
49. P.M.Gagey, B. Weber, Posturologia regolazione e perturbazioni della stazione eretta, Ed Italiana a cura del Dott. A Marino Editore Marrapese, Roma 1997
50. E. Mossi, Trattato Teorico Pratico di Posturologia Osteopatia, Marrapese Editore, Marrapese, Roma
51. Associazione Francese di Posturologia, a cura di A. Mario, P. Bressan, Lezioni di Posturologia, Vol 5-6
52. Attualità in Terapia Manuale e Riabilitazione, Anno 3, numero 4, ottobre-dicembre 2001
53. Scoppa F, Un approccio globale allo studio della postura, Il Fisioterapista, 2000;4:61-65
54. D. A. Winter, Human Balance and posture control during standing and walking, Gait & Posture, Vol 3, 193-214, December 1995
55. Manuale Scientifico Biorem.S.r.l- CorrectaMod. BR/2034
56. S. Giannini, F. Corazza, A. Leardini, V. Parenti Castelli, Biomeccanica dell'instabilità della tibiotarsica, Giornale Italiano di Ortopedia e Traumatologia Suppl. 2 Vol. XXIX, 2003 (Atti del 88° Congresso Nazionale SIOT), pp:S86-S97
57. Kapandji I.A. Fisiologia Articolare. Marrapese Ed. Roma
58. M. Grazia Benedetti , Laboratorio Analisi del Movimento Istituti Ortopedici Rizzoli, Corso IOR , 4 Maggio 2004
59. Hughes, J; Clark, P; Klenerman, L: The importance of the toes in walking. J. Bone Joint Surg. 1990, 72:245 –251
60. A. Pasqualino, E. Nesci, Anatomia Umana Fondamentale, UTET Torino, 1994.

61. F. Malerba, L. Dragonetti, S. Giannini, L'alluce Valgo 6, Progressi in Medicina a chirurgia del piede, Società Italiana di medicina e chirurgia del piede, 1997, Aulo Gaggi Editore Bologna
62. A. Goldcare, Podologia Ed. Italiana a cura di Mauro Montesi, Masson, Milano-Parigi-Barcellona -Messico, 1990
63. Bryant, A; Tinley, P; Singer, K, Plantar pressure distribution in normal, hallux valgus and hallux limitus feet. Foot, Vol 9, 1999:115 –119
64. M. J. Plank, The pattern of forefoot pressure distribution in hallux valgus, The Foot;1995, Vol 5, 8-14
65. A. Bryant,P. Tinley, K. Singer , Plantar pressure distribution in normal, hallux valgus and hallux limitus feet,The Foot;1999, 9, 115–119
66. U. Lindgren, I. Turan, Surgical treatment of forefoot deformities: a prospective study of 582 cases, The Foot; l991, Vol l,127-134
67. T. E. Kilmartin, W. A. Wallace, Update on hallux valgus surgery. A review of results in the recent literature, The Foot;1992,Vol 2. 123-134
68. S. A. Bridgman, K. M. Dunn, D. J. McBride, Confidential questionnaire on current surgical practice form hallux valgus, The Foot;1999, 9, 99–100
69. C. Consoli, M. Zanlungo, Il trattamento dell'alluce valgo secondo Pisani, Chirurgia del piede, 1992, 16:157-9
70. G Pisani, Presupposti biomeccanici in insuccessi nel trattamento chirurgico dell'alluce valgo, Chirurgia del piede, 1991, 15207-15
71. John S. Gould, Chirurgia del piede, 1996, Verducci Editore, Roma
72. K Yamamoto, A Imakiire, Y Katori, T Masaoka, R Koizumi, Clinical results of modified Mitchell's osteotomy for hallux valgus augmented with oblique lesser metatarsal osteotomy, Journal of Orthopaedic Surgery, 2005:13(3):245-252
73. S. Resch, A. Stenstrom, Evaluation of hallux valgus surgery with dynamic foot pressure registration with the Fscan, The Foot;199S, 5,115-121
74. P. Ronconi, P Monachino, M Baleanu, G Favilli, L. Musmeci, S. Malanni, Biopatomeccanica dell'alluce Valgo: trattamento chirurgico e approccio rieducativo. XXXIX Congresso Nazionale della Società Italiana di Ginnastica Medica , Genova 7-9 Aprile 1995
75. S. Ardito, G. Travaglianti, L. Costarella, Studio Baropodometrico elettronico dell'alluce valgo già operato, Chirurgia del piede, 1992, 16:11-4
76. F. Bojsen-Moller, L. Lamoreux, Significance of free dorsiflexion of the toes in walking, Acta. Orthop. 50, 471-479, 1979
77. E. Nerozzi, C. Tentoni Alluce valgo e compenso posturale statico e dinamico rilevato sulla prima catena cinetica ascendente, Chinesiologia , Trimestrale di Scienze Motorie Unione Nazionale Chinesiologi, Editrice Veneta Sas anno XXIIII - n° 1- 2006

78. Winter DA, Patla AE, Frank JS;Walt SE, Biomechanical walking pattern changes in the fit and healthy elderly, Physical Therapy, 1990,June 70(6):340-7
79. Beker HP, Rosembaum D, Claes L, Gerngross H, Dynamic Podografy for assessing functional ankle joint instability, Unfallchirurgic1997, Feb, 100(2):133-9
80. G Gravante, G Russo, F. Pomara, C Ridola, Comparison of ground reaction force between obese and control youg adults during quiet standingon a baropodometric plataform, Clinical Biomechanics 18, 2003, 780-782
81. Toshiaki Tanaka, Hidekatsu Takeda, Takashi Izumi, Shuichi Ino, Tohru Ifukube, Age related changein postural control associated with location of the centre of pressare of gravity and foot pressure, 1997, Phisical & Occupational Theraphy in geriatrics, Vol.15(2)1-14
82. Mark G Carpenter, James S. Frank, David A. Winter, Gerhard W. Peysar, Sampling duration effects on centre of pressure summary measures, Gait and Posture, 2001, 1335-40
83. Tanaka T, Takeda H, Izumi T, Ino S, Ifukube T, Effect on the location of the centre of gravity and the foot pressure contribution to standing balance associated with ageing, Ergonomics, 1999 july, 42(7):997-1010
84. Winter DA, Patla AE, Prince F, Ishac, MG, Gielo-Perczak, K. Stiffhess control of balance in quiet standing. Neurophysiol. 80:1211-1221, 1998
85. Winter DA, Prince F, Frank JS, Powell C, Zabjek KF. A unified theory regarding A/P and M/L balance in quiet standing. Neurophysiol. 75: 2334-2342, 1996
86. Pellegrini P. Mondo del lavoro e malattie reumatiche. Gazzetta Sanitaria ½ 60-73, 1978
87. M. Burnfield, Courtney D. Fewa, Olfat S. Mohamedb, Jacquelin Perry, The influence of walking speed and footwear on plantar pressures in older adults Judith, Clinical Biomechanics, Vol: 19 Issue; January 2004: 1, pp: 78-84
88. David A. Winter, Biomechanics and motor control of human movement, Wiley 3rd edition

Appendice A

Health Status Questionnaire

Date:

Name: Sex: Date of Birth: Age:

Height: Weight: Ethnic Origin:

Phone: Day time Evening time

Email: Address:

Emergency contact Name and Phone #:

Further Research contact: y ____ n ____

Has a medical doctor ever told you that you have or have had any of the following:

Stroke y ____ n ____ Date of Diagnosis (m/y): ___
Neurological: Parkinson's disease
Multiple Sclerosis
Fibromyalgia
Vestibular disorder for example: inner ear disturbances and balance disorders
Diabetes
Arthritis
Seizures
Head injury
Heart problems
Circulation problems
Lung problems
Dementia
Alzheimer's disease

Do you have any of the following conditions? If yes, use a scale of 1- 10 to rate how much the condition limits your ability to stand and walk.
Rating Scale: 1 = no limitation and 10 = severely limiting.

Weakness in your legs and trunk y ____ n ____ Limitation Rating: _____
Pain in your ankles, knees, hips or back
Paralysis or numbness in your legs
Dizziness
Fainting
Fatigue
Vision problems
Hearing problems
Difficulty with balance or falls
Hip replacement
Knee replacement
Foot or leg surgery
Spinal surgery

Do you use any of the following balance aids on a regular basis? If yes, use a 1-10 scale to rate the frequency of use during daily activities.
Rating Scale: 1 = seldom and 10 = always.

Walking stick or cane y ____ n ____
_____
Walker
Wheelchair

How often have you fallen in the past 6 months? Number of falls _____

List medications that you take regularly. Provide dose schedule for each medication if you know this.

1. _____
2. _____

Task

- Normal Walking
- Wide Walking
- Normal Walking Fast
- Wide Walking Fast
- Eyes closed
- Eyes closed Fast

Stationary test Left foot (sec. max 30)
Stationary test Righ foot (sec. max 30)

Left Hallux Angle ^
Righ Hallux Angle ^

- Wide Walking
- Eyes closed
- Wide Walking Fast
- Normal Walking Fast
- Eyes closed Fast
- Normal Walking

Fukuda variation angle ^
Fukuda cm displacement (cm)

- Eyes closed
- Normal Walking Fast
- Wide Walking
- Eyes closed Fast
- Normal Walking
- Wide Walking Fast

- Normal Walking Fast
- Eyes closed Fast
- Wide Walking Fast
- Normal Walking
- Eyes closed
- Wide Walking

- Wide Walking Fast
- Normal Walking
- Eyes closed Fast
- Wide Walking
- Normal Walking Fast
- Eyes closed

Appendice B

ESAMI CLINICO POSTURALI

Verticale di Barrè

Il soggetto è nudo e in posizione di ortostatismo tra due fili a piombo. I piedi sono sistemati a 30°, le braccia distese lungo i fianchi e lo sguardo all'altezza degli occhi. L'osservatore allinea i suoi occhi al filo a piombo e rileva la posizione

- del solco gluteo, della spinosa L3, C7 e del vertice rispetto al piano verticale intramalleolare per la rilevazione di spalle
- la posizione rispetto all'articolazione coxo-femorale e dell'acromin, bordo posteriore dell'apofisi stiloidea del 5 metatarso per la rilevazione di profilo
- la tangente dei bordi posteriori dei talloni e la rotazione del cinto pelvico e cinto scapolare per le rotazioni assiali.

Test di Romberg

Il soggetto è in piedi a talloni uniti con i piedi divaricati a 30°, le braccia tese orizzontalmente avanti. I punti di repere sono l'asse bipupillare rispetto alla base del collo e la rotazione del corpo rispetto all'indice di entrambe le mani. A questo punto si chiede al soggetto di chiudere gli occhi per 15-20 sec.

Si ha una risposta normale se si osserva una rotazione verso destra e una traslazione verso sinistra per chi ha ad occhi aperti l'asse pupillare inclinato a *destra.* Si ha una risposta normale se si osserva una rotazione verso sinistra e una traslazione verso destra per chi ha ad occhi aperti l'asse pupillare inclinato a *sinistra*

Test di Fukuda

Si effettua facendo marciare un soggetto sul posto effettuando 50 passi. Se si ha una rotazione al di sotto dei 20°- 30°si è nella normalità. Il test va eseguito con gli occhi chiusi e in assenza di qualsiasi fonte luminosa o sonora con un'elevazione delle cosce pari a circa 45° un ritmo che corrisponda a circa 72 - 80 appoggi al minuto testa in posizione neutra con mascelle rilassate e denti che non si toccano piedi nudi con braccia distese avanti orizzontali e parallele.

ESAMI DI MOBILITA'

Sit & Reach

Valuta la flessibilità del rachide e il movimento del tronco nella sua totalità, considerando anche l'estensibilità dei muscoli della catena posteriore come ischiocrurali e tricipite surale. Il soggetto è seduto a terra con dorso e capo appoggiato al muro e gli arti inferiori completamente distesi a terra. I piedi vengono posizionati contro un cubo da cui sporge una scala centimetrata che presenta il valore 35 in questo estremo e 0 dalla parte dell'allievo. Si fanno appoggiare le mani sopra l'asticciola e si rileva questo primo valore, poi si fa flettere il soggetto in avanti e si mantiene il massimo allungamento per circa 2 sec, controllando che le ginocchia rimangano in massima estensione.

Abduzione arti inferiori

Il test valuta il grado di flessione dell'articolazione coxo-femorale e può rivelare eventuali squilibri tra gli abduttori dei due arti. Il soggetto è seduto a terra con dorso e capo appoggiato al muro e gli arti inferiori completamente distesi a terra.
L'allievo deve abdurre gli arti inferiori fino al limite della capacità articolare senza nessun tipo di aiuto. Viene effettuata la misurazione tramite goniometro in corrispondenza dei margini interni dello stesso. E' possibile rilevare sia la misura totale sia quella relativa al singolo arto.

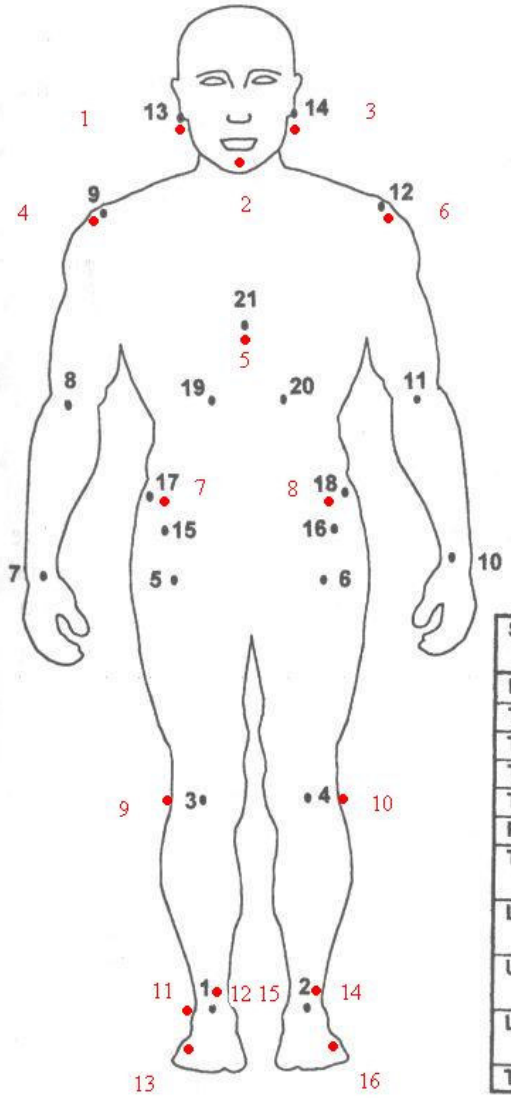
Flessibilità delle spalle

Il test risulta utile per l'indagine della mobilità scapolo-omerale. Il soggetto è in decubito prono, fronte in appoggio al suolo e braccia distese in alto chiedere di sollevare il più possibile le braccia e posizionare due asticelle all'altezza dei polsi. Misurare l'altezza raggiunta tra acromion e punta delle dita e sottrarre tale valore a quello precedente.

Appendice C (David A .Winter, Biomechanics and motor control of human movement, pag 72-73)

In rosso è contrassegnata la posizione dei marker da noi utilizzati

1. Ear
2. Cin
3. Ear
5. Xifoid
6. Shoulder
7. R Iliac Crest
8. L Iliac Crest
9. Knee
10. Knee
11. R Ankle
12. R Heel
13. 5R metatarsal
14. L ankle
15. L Heel
16. 5 L metatarsal



1. R Ankle
2. L Ankle
3. R Knee
4. L Knee
5. R Hip
6. L Hip
7. R Wrist
8. R Elbow
9. R Shoulder
10. L Wrist
11. L Elbow
12. L Shoulder
13. R Ear
14. L Ear
15. R ASIS
16. L ASIS
17. R Iliac Crest
18. L Iliac Crest
19. R Lower Rib
20. L Lower Rib
21. Xiphoid

Segment	Mass Fraction	Definition of Segment COM
Head	0.081	(13 + 14)/2
Trunk 4	0.136	(9 + 12 + 21)/3
Trunk 3	0.078	((19 +20)/2 + 21)/2
Trunk 2	0.065	(17 + 18 + 19 + 20)/4
Trunk 1	0.078	(17 + 18 + 15 + 16)/4
Pelvis	0.142	(15 + 16)/2
Thighs	0.100 (2)	0.433 x 3 + 0.567 x 5 and 0.433 x 4 + 0.567 x 6
Legs & feet	0.060 (2)	0.606 x 1 + 0.394 x 3 and 0.606 x 2 + 0.394 x 4
Upper arms	0.028 (2)	0.436 x 8 + 0.564 x 9 and 0.436 x 11 + 0.564 x 12
Lower arms	0.022 (2)	0.682 x 7 + 0.318 x 8 and 0.682 x 10 + 0.318 x 11
Total	1.00	

Figure 3.6 A 21-marker, 14-segment model to estimate the 3D center of mass of the total body in balance control experiments. Four trunk segments were necessary to track the internal mass shifts of the thoracic/lumbar volumes.

Calcolo del COM del busto

Il calcolo del centro di massa (COM) nelle 3 dimensioni che il corpo assume nello spazio richiede l'identificazione di ogni segmento corporeo tramite una serie di marker e la registrazione di dati che identificano il loro movimento, attraverso un sistema specifico di analisi delle immagini in3D.

Una delle più complete misurazioni del COM del corpo è stata proposta (Winter et.al 1998) utilizzando 21 marker e 14 segmenti corporei per determinare i meccanismi inerenti all'equilibrio durante la situazione di stance.

Nel nostro specifico studio ci siamo concentrati solo sul COM del tronco senza prendere in considerazione gli arti inferiori, superiori e il capo. Il nostro obiettivo è stato il rilevare il movimento del COM in relazione alla proposta di determinati compiti motori, quindi nel nostro studio si è data maggiore rilevanza allo spostamento del COM del tronco e non alla sua posizione rispetto gli altri segmenti corporei.

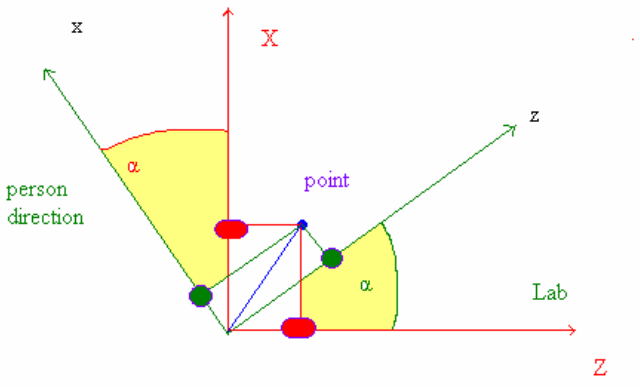
Appendice D

Calcolo dell'angolo di deviazione della traiettoria del cammino

Per la calibrazione dell'attrezzatura utilizzata si è posto l'asse x come la direzione del cammino e sul piano x-z, mentre lo spostamento in senso verticale dei marker si rileva sull'asse y perpendicolare al pavimento. Nella camminata ad occhi chiusi, in particolare, l'asse su cui si effettua la deambulazione tende modificarsi e per misurare la traiettoria del COM del tronco e i valori di lunghezza e larghezza del passo bisogna tenere in considerazione l'angolo α dato dalla rotazione sull'asse y del soggetto che deambula e che determina la traslazione dell'asse x di spostamento sul piano x-z . La relazione tra seno e coseno di α ci permette di ottenere la posizione dei marker rispettando la rotazione sull'asse y in relazione al piano x-z

$z = Z \cos \alpha + X \sin \alpha$

$x = -Z \sin \alpha + X \cos \alpha$



Ringraziamenti

UN SINCERO GRAZIE

- a tutte le mie ALLIEVE e i miei ALLIEVI che nel corso di questi ultimi 2 anni ho misurato, pesato, analizzato
- alla MAMMA per la pazienza che ha dimostrato in questi anni (non solo quelli del Dottorato) e per la preparazione dimostrata e messa a mia disposizione come "collaboratrice" in palestra e come "consulente" nella stesura della tesi
- al PAPA' che si è prodigato per il trasporto dell'attrezzatura utilizzata per la rilevazione dei dati con l'ausilio della Punto Fiat in dotazione della famiglia.
- a DAVIDE LENZI e alla Luce srl, che mi hanno permesso di utilizzare per la sperimentazione la loro pedana Baropodometrica in comodato d'uso gratuito, dandomi la possibilità di utilizzare attrezzature non di proprietà della Facoltà di Scienze Motorie
- ai miei professori Italiani e Canadesi in modo particolare a JAMES FRANK, AFTAB PATLA, STEVE PRENTICE e alle loro famiglie, per la grande possibilità che mi hanno offerto di lavorare nella facoltà di Kinesiologia di Waterloo in Ontario
- a MILAD ISHAC, ERIN HARVEY, IVAN CORAZZA, DIEGO RONDINI, NINO PERETTA per la loro consulenza tecnica

Indice

Premessa…… pag 1

Introduzione…… pag 1

Postura e Schema corporeo…… … pag 3

Differenza tra Centro di Massa (COM) e Centro di Pressione(COP) pag 8

Baropodometria …… pag 10

Stabilometria……pag 11

Il Piede……pag 13

La volta plantare…… pag 14

La stazione eretta e il cammino……pag 16

Attività muscolari e cinematica del cammino (azione del piede)… …pag 20

I recettori posturali ……pag 22

Esterocettori……pag 73

Endocettori……pag 79

Propriocettività……pag 25

Il piede come Recettore…… pag 87

L'alluce Valgo…… pag 28

Sintomi……pag 30

Le cause……pag 31

Conseguenze posturali…… pag 32

La chirurgia …… pag 33

Percentuale di recidiva…… pag 35

SPERIMENTAZIONE A BOLOGNA..... pag 38

Soggetti..... pag 38

Attrezzature utilizzate.....pag 39

Protocollo Sperimentale.....pag 40

Risultati..... pag 45

Tabella riassuntiva pressioni g/cm2 sulle aree dei piedi..... pag 51

Conclusioni - sperimentazione Bologna.....pag 57

SPERIMENTAZIONE A WATERLOO .....pag 66

Soggetti.....pag 66

Attrezzature utilizzate.....pag 67

Protocollo Sperimentale.....pag 70

Risultati.....pag 73

Conclusioni -sperimentazione Waterloo.....pag 79

Obiettivi futuri..... pag 80

Bibliografia.....pag 81

Appendice A.....pag 87

Appendice B.....pag 90

Appendice C.....pag 93

Appendice D.....pag 95

Ringraziamenti.....pag 96

Indice..... pag 97