

UNIVERSITÀ DEGLI STUDI DI MILANO

CORSO DI LAUREA IN FISIOTERAPIA

EFFETTI DEL BIOFEEDBACK VIBRATORIO GONIOMETRICO AUTOSOMMINISTRATO INTEGRATIVO AL TRATTAMENTO PER IL RECUPERO FUNZIONALE DELL'ESTENSIONE DI GINOCCHIO IN PAZIENTI PROTESIZZATI

Tesi di Laurea di: Marco Agostoni

Matricola: 798750

Relatore: Prof. Alessandro Crippa

Anno Accademico 2013/2014

Sommario

INTRODUZIONE **4**
PRESUPPOSTI TEORICI **5**
1. Biofeedback 5
1.1. Apprendimento motorio 9
1.3. Feedback 15
1.4. Biofeedback: caratteristiche, tipologie e applicazioni 19
1.5. Feedback come rinforzo 22
2. Artrosi 23
2.1. Terapia 24
3. Cammino 26
3.1. Alterazioni della cinematica del ginocchio sul piano sagittale 31
3.2. Protesi di ginocchio e recupero dell'estensione 33
MATERIALI E METODI **36**
2.1 Analisi del cammino 36
2.1.1. SAFLo 38
2.1.2.Cinematica del ginocchio nel ciclo del passo 42
2.2. Sviluppo di un nuovo strumento 45
2.2.1. Elettrogoniometro 45
2.2.2. Il kit "Leonardo" 47
2.2.3. Il nuovo dispositivo 49
2.3.2. Test dello strumento in laboratorio 57
Analisi osservazionale 60
Criteri di inclusione/esclusione 63
Descrizione del paziente 63
RISULTATI **74**
Post_Spontaneo ..... **Errore. Il segnalibro non è definito.**
Post_controllato 78
DISCUSSIONE **80**
CONCLUSIONI **82**
Bibliografia **84**

Capitolo 1

INTRODUZIONE

Capitolo 2

PRESUPPOSTI TEORICI

1. Biofeedback

Il termine *"biofeedback"* nasce dall'unione delle due parole inglesi *"biological"* e *"feedback"* e letteralmente significa "retroazione relativa a funzioni e/o strutture biologiche".

Il biofeedback (BFB) può essere definito come una metodica riabilitativa, impiegata da più di cinquant'anni (1), per facilitare il recupero dei pattern di movimento fisiologici a seguito di una lesione fornendo al paziente informazioni relative a eventi interni a lui stesso in tempo reale, riguardanti sia funzioni fisiologiche sia patologiche, attraverso l'impiego di segnali visivi, uditivi e sensoriali, che altrimenti resterebbero a lui sconosciute (2). Lo scopo è facilitare l'acquisizione e l'esecuzione di una desiderata modificazione comportamentale, per ottenere questo è fondamentale che il paziente sia in grado di utilizzare afferenze sensoriali integre e decodificare i segnali, e che sia collaborante e motivato a superare i propri disturbi.

Il concetto base del BFB è quindi la possibilità di acquisire un controllo volontario di certi eventi fisiologici mediante il ritorno informativo (feedback) cosciente, istantaneo, continuo, proporzionale, univoco e chiaro sull'andamento della funzione monitorata tramite le apparecchiature a BFB, che trasformano eventi biologici in segnali sensoriali (uditivi, visivi, vibrotattili) ad alto contenuto informativo. Pertanto il BFB rappresenta una modalità per apprendere ma anche per influire in modo significativo su risposte fisiopatologiche di due tipi: quelle al di fuori del controllo volontario e quelle che, solitamente facilmente controllabili, sono invece sfuggite ai meccanismi regolatori in seguito a una patologia o a un evento traumatico (3)

Utilizzato come esercizio terapeutico, il BFB fornisce ai pazienti e ai terapisti la possibilità di raccogliere informazioni non disponibili mediante la pratica terapeutica convenzionale; permette inoltre di effettuare un'attenta valutazione del comportamento motorio realizzando così specifici programmi terapeutici.

Il BFB è una tecnica (4) che sfrutta diverse tipologie di strumenti che possono essere utilizzati in vari modi, a seconda della problematica e degli obiettivi che s'intendono raggiungere con l'esercizio terapeutico.

È possibile operare una duplice classificazione del BFB, in base alle tipologie di BFB e alle differenti modalità di somministrazione del BFB all'interno di un contesto terapeutico.

La prima classificazione distingue quattro tipologie di BFB:

- BFB *cinematico*: è un tipo di BFB in grado di informare il soggetto sui parametri che coinvolgono il movimento puro, quali tempo, velocità di esecuzione e modello di coordinazione che il soggetto stesso ha difficoltà a percepire, ma che sono fondamentali per la corretta riuscita dell'azione (5,6,7). Nel nostro studio, come sarà spiegato successivamente, ci siamo affidati a un BFB di tipo cinematico.
- BFB *cinetico*: è la tipologia di BFB che porta al soggetto informazioni sulle dimensioni cinetiche del movimento, ovvero tutte le misure descrittive delle forze messe in gioco e prodotte dalle variabili cinematiche durante il movimento eseguito (5,8,9,10)
- BFB *posizionale o cinestesico*: definito anche come BFB *angolare*, è una particolare forma di BFB che informa il soggetto su qualità e quantità del movimento di una specifica articolazione, non in relazione con le altre (11,12,6,7)
- BFB *elettromiografico* (EMG-BFB): utilizza elettrodi di superficie applicati alla muscolatura scheletrica per evidenziare i potenziali d'azione che ne inducono la contrazione. È stata la prima tipologia di BFB ad essere documentata in letteratura (13,14).

Tali tipologie di BFB sono state oggetto di numerosi studi già dagli anni '60, al fine di valutare il loro effetto sul trattamento volto al recupero di deficit motori, spesso in confronto con metodi di terapia tradizionali. Tali studi riguardano per esempio, il BFB cinematico applicato all'andatura e al cammino *(7,12)* e il BFB cinetico applicato al controllo dello spostamento del carico *(15,10)*, o alla correzione posturale *(16)*; sono state rilevate anche ricerche sul BFB posizionale *(17,18)* sia agli arti superiori *(19,20)* sia a quelli inferiori *(21)*. La forma più rappresentata in letteratura, tuttavia, è l'EMG-BFB: nel corso degli anni è stato infatti applicato per il recupero della forza muscolare *(22,23)* e della coordinazione neuromotoria *(24,25)*, per il miglioramento del controllo del tono

muscolare, a seguito sia di danni cerebrovascolari (26,27) (28); (29); (30); (24); (25,31,32) (33); (34) sia di danni spinali (35) (36). L'efficacia dell'EMG-BFB è stata inoltre valutata anche attraverso l'elaborazione di diversi studi di meta-analisi e di reviews che hanno revisionato la letteratura contemporanea sull'argomento (37) (38) (39) (11) (40)

La seconda classificazione, come sopra accennato, si basa sulle differenti modalità di somministrazione del BFB nell'ambito di una determinata terapia; si distinguono in tal modo diverse forme, ognuna con le sue specificità e caratteristiche di efficacia (41), che permettono la suddivisione del BFB in base a:

- quantità delle prove: si può avere una somministrazione *ridotta* con un basso numero di prove o sessioni, oppure *intensiva* con un numero di prove elevato; generalmente la letteratura evidenzia un vantaggio legato alla somministrazione intensiva (42).
- distribuzione delle prove: la somministrazione del BFB può essere concentrata con test effettuati in un breve periodo di tempo oppure distribuita in un periodo di tempo più lungo; in quest'ottica l'apprendimento dell'abilità ha un incremento, così come anche la ritenzione, nel caso in cui la somministrazione risulti distribuita in un lungo periodo di tempo (43,44).
- variabilità delle prove: il BFB può essere *costante* quando, durante le sessioni, il target e il contesto vengono mantenuti identici, oppure *variabile*, qualora il feedback venga somministrato in contesti diversi e per target diversi. In questo caso i benefici di un BFB variabile rispetto a quello costante sono stati confermati da un gran numero di studi (45,46), anche se tali effetti appaiono influenzati da altre variabili quali, la quantità delle prove effettuate, la loro programmazione e la frequenza del feedback (42,47,48) In tal senso il BFB variabile appare maggiormente efficace con la presentazione di target casuali (49) e con effetti più visibili nei bambini (46).
- programmazione delle prove: si può avere una somministrazione *fissa* qualora vengano proposti differenti obiettivi in fasi del trattamento separate e successive, o una somministrazione *casuale* nel caso in cui venga presentata una mescolanza di differenti obiettivi nella medesima fase. Numerosi studi hanno dimostrato un maggior beneficio attraverso l'utilizzo di un protocollo casuale (50,51), anche se l'apprendimento in realtà risulterebbe ottimizzato da

un'iniziale programmazione fissa, seguita solo in un secondo tempo da quella casuale (49).

- complessità dell'obiettivo: possiamo distinguere un BFB con target *semplice* o *complesso* secondo la natura e la complessità dell'obiettivo proposto. Benché a tale riguardo vi siano controversie, sembra che l'acquisizione di un obiettivo complesso non tragga vantaggio dall'apprendimento separato delle sue singole parti (5); anzi, studi recenti suggeriscono che abilità complesse costituite da più componenti motorie siano meglio apprese tramite l'utilizzo di un feedback complesso (52).
- punto di concentrazione: s'identifica un BFB in cui l'attenzione può essere *interna* ovvero rivolta al movimento del proprio corpo, o *esterna* ovvero indirizzata agli effetti del movimento stesso. Recentemente diversi autori, valutando questa caratteristica, hanno evidenziato una facilitazione dell'apprendimento motorio e una maggior capacità di trasferimento delle abilità motorie acquisite, attraverso l'orientamento dell'attenzione del soggetto verso lo stimolo esterno del BFB (53,54,55,56) rispetto all'ambiente interno.

Analizzando molta letteratura disponibile sull'utilizzo del BFB in ambito riabilitativo, e soprattutto le diverse revisioni e gli studi di metanalisi effettuati (37,38,11,24,25,39), è stato possibile trarre qualche conclusione circa l'efficacia del BFB: nonostante dai diversi studi emerga che l'utilizzo di questa tecnica nelle diverse patologie riesca a ottenere risultati migliori rispetto a un trattamento fisioterapico standard per quanto riguarda il reclutamento muscolare, la coordinazione ed il recupero funzionale, l'analisi delle diverse ricerche mostra come questo beneficio non sia significativo (40). Questa conclusione, apparentemente contraddittoria, deriva essenzialmente dalla diversità ed incongruenza presente nei differenti studi per quanto riguarda la definizione dei protocolli di ricerca utilizzati, la misurazione degli outcome ed il generalmente basso numero di soggetti che fanno parte della singola ricerca, e che così non possono costituire un campione sufficientemente omogeneo quando combinati fra loro.

Inoltre l'efficacia del trattamento può essere influenzata negativamente da variabili come tipologia della lesione, motivazione e capacità cognitive del paziente: per questo motivo, sarebbero auspicabili protocolli sperimentali più rigidi, con un campione maggiormente omogeneo valutato attraverso trials sperimentali

randomizzati e a doppio cieco, forse irrealizzabili per uno studio sul BFB (11). A tale proposito l'Association for Applied Psychophysiology and Biofeedback (AAPB) e l'International Society for Neurofeedback and Research (ISNR) hanno sviluppato nel 2001 delle linee guida *comuni* per la valutazione del BFB nelle diverse condizioni cliniche in cui è comunemente utilizzato. Tali linee guida individuano l'efficacia del trattamento su cinque livelli diversi, dove il livello 1 corrisponde a "trattamento non supportato da prove empiriche", mentre il livello 5 a "trattamento efficace e specifico" (57).

Per quanto riguarda i disturbi neuromuscolari con un qualche interesse riabilitativo, escludendo il dolore cronico per cui il BFB risulta essere un trattamento da 4° livello, forse proprio per i problemi evidenziati precedentemente, inerenti alla natura stessa del meccanismo a feedback con cui lo stesso BFB lavora, il trattamento si attesta su valori che lo individuano solo come "probabilmente efficace" (58)

1.1. Apprendimento motorio

Abbiamo detto che attraverso il BFB il paziente apprende. Tale apprendimento, in generale, può essere definito come "processo che porta a una modificazione relativamente permanente del comportamento, delle conoscenze e delle attitudini di un individuo, acquisita attraverso l'esperienza e che non può essere attribuita a eventi patologici, lesioni o processi di maturazione" (59,60).

Schmidt definisce l'apprendimento motorio (*motor learning*) come "processo interno che riflette il livello di capacità individuale di prestazione e potrebbe essere valutato in base alla relativa stabilità dell'esecuzione di un compito" (61). Altri autori, tra cui Magill, Woollacott e Shumway-Cook, lo definiscono come "acquisizione o modifica relativamente permanente di abilità motorie, attuata attraverso un complesso processo percettivo-motorio-cognitivo, che produce un aumento della performance dell'individuo, come risultato della pratica e dell'interazione dell'individuo con l'ambiente" (62,63). L'acquisizione di abilità motorie permette agli individui di aumentare sia le proprie competenze sia le proprie esperienze nell'ambiente, e diviene così di fondamentale importanza per la vita ed il benessere dell'uomo, la cui personalità risulta essere un sistema aperto che integra in sé nuovi elementi, sia della maturazione spontanea dell'organismo, sia dell'esperienza esterna in rapporto con l'ambiente (64). In conformità a quanto sopra, il BFB può essere considerato un

vero e proprio processo di *ri-apprendimento* motorio (65) (66) favorendo non solo l'acquisizione di nuove abilità motorie ma anche e soprattutto il recupero di competenze motorie perse dall'individuo in condizioni patologiche.
Il processo di recupero dopo una lesione neurologica può avvenire tramite fenomeni di compensazione o di vicariamento. Nel primo caso il SNC adatta il proprio funzionamento allo scopo di sfruttare comunque le funzioni dei sistemi danneggiati solo parzialmente, compensandoli. Se ciò non è possibile allora avvengono fenomeni di vicariamento, nei quali la funzione persa viene sostituita da sistemi diversi rispetto quello danneggiato (67)

1.2. Fasi dell'apprendimento motorio

Fitts e Posner *(68)* suddividono il processo dell'apprendimento in tre fasi. La prima è chiamata *cognitivo–verbale*: in essa il soggetto apprende le finalità del compito ed elabora le strategie per riuscire a svolgerlo: la prova delle diverse strategie determina performance piuttosto variabili ma apprendimenti significativi se la strategia selezionata è corretta. Questa fase richiede un notevole impegno attentivo e le informazioni fornite da fonti diverse, quali terapista e sistema di FB, giocano un ruolo fondamentale. La seconda fase è definita *associativa* e inizia quando il soggetto ha selezionato la strategia migliore per portare a termine il compito: la strategia scelta viene pertanto affinata e questo miglioramento si nota da un punto di vista motorio con la produzione di modelli di attivazione neuromuscolare sempre più precisi. In questa fase le informazioni provenienti dall'esterno sono meno importanti. La terza fase è definita fase degli *automatismi*: in essa il compito fondamentale è l'automatizzazione del gesto, cioè l'acquisizione da parte del soggetto della capacità di compiere il gesto appreso senza concentrarsi direttamente su di esso. Il raggiungimento di questa fase consente l'esecuzione di compiti "*dual task*" in cui al soggetto si richiede un duplice lavoro contemporaneo. Questa fase è la più lunga e i miglioramenti sono di minima entità e lenti.
L'apprendimento deve produrre cambiamenti relativamente permanenti del comportamento, in modo più specifico della performance; ciò implica che i risultati ottenuti alla fine della seduta, oltre ad essere clinicamente significativi, devono essere apprezzabili nelle valutazioni di follow up. Inoltre con l'apprendimento il paziente deve acquisire la capacità di trasferire l'abilità motoria appresa in un

determinato compito a un compito differente (*transfert*) e anche la capacità di generalizzare il movimento; quest'ultima permette al paziente di estrapolare l'abilità motoria acquisita in palestra sfruttandola in altre situazioni della vita quotidiana, integrando quindi il gesto all'interno di un complesso di movimenti che di norma sono eseguiti in contemporanea. Secondo Fitts e Posner la generalizzazione avviene soprattutto nelle ultime due fasi, quando il sistema nervoso centrale inizia ad adattare le strategie motorie e sensoriali a diversi contesti ambientali e a variazioni del compito richiesto.

1.2.1. Modelli dell'apprendimento motorio

Esistono diversi modelli di apprendimento. Distinguiamo una forma associativa e una non associativa; nel primo caso si parla di apprendimento di tipo procedurale e di tipo dichiarativo.
L'*apprendimento procedurale* avviene principalmente tramite la ripetizione del gesto: il soggetto che apprende il compito non presta attenzione cosciente ai parametri cinematici o dinamici che descrivono il movimento ma solo ai parametri globali che lo informano sulla riuscita o meno del gesto richiesto. L'apprendimento avviene gradualmente nel corso delle sedute.
L'*apprendimento dichiarativo* avviene tramite l'analisi cosciente del gesto da compiere e la comparazione delle variabili cinematico–dinamiche del gesto stesso e del suo risultato con un modello interno di correttezza costruito sulla base dell'immagine mentale del gesto che il paziente si appresta a eseguire. Questo modello è utilizzato come guida per l'esecuzione e come riferimento per rivelare e correggere eventuali errori. L'apprendimento dichiarativo richiede un'attenzione conscia del soggetto al compito che sta eseguendo. L'utilizzo di questo modello di apprendimento permette la suddivisione del gesto in sub-unità o per distretti corporei che aiutino il paziente nella disanima analitica del compito (69).

1.2.2. Teorie dell'apprendimento motorio

Le modalità con le quali il SNC apprende i nuovi compiti e controlla il movimento sono state oggetto di numerosi studi che hanno determinato lo sviluppo di diverse

teorie. Quelle più accreditate sono essenzialmente tre: la teoria comportamentista, la teoria cognitiva e la teoria ecologica.

Teoria comportamentista

A partire dagli anni ‘30 e per buona parte degli anni ‘50 si parla di *task-approach*, secondo il binomio S/R (stimolo–risposta), formulato dal comportamentismo, il quale prevede che ad ogni stimolo, generalmente rappresentato da un bisogno, segua una reazione data da un comportamento volto a soddisfare il bisogno stesso. L’apprendimento della reazione corretta avviene quindi attraverso una sequenza di prove ed errori, sino alla soddisfazione dello stimolo da parte dell’individuo. Si parla di teoria “comportamentista”, formulata inizialmente da Watson nel 1913, il quale vede il comportamento come “un senso di azione complessa, manifestata dall’organismo nella sua interezza, come adattamento all’ambiente” (70). In esso confluiscono il *condizionamento classico* di Pavlov (71) e il *condizionamento operante* di Skinner. Quest’ultimo ha evidenziato chiaramente come l'apprendimento non debba necessariamente avvenire secondo il paradigma dei tentativi ed errori, descritto da ogni rappresentante di questo pensiero. Gli errori, e con essi una serie di effetti collaterali della punizione, possono essere evitati secondo il paradigma noto come *errorless learning* (apprendimento senza errori) (72).

Teoria cognitiva

Dagli anni ’60 il comportamentismo viene superato dalle teorie della psicologia cognitiva, o cognitivismo. In essa l’organismo assume parte attiva e i suoi processi cognitivi operano nella programmazione del comportamento secondo uno schema S/O/R (stimolo-organismo-risposta). Il comportamento diventa cosi il prodotto di un’elaborazione di informazioni esterne da parte di un sistema organizzato e gerarchizzato di strutture, meccanismi e processi (mente), che le trasformano, le valutano e le collegano fra loro al fine di giungere a un piano utile alla soluzione di un problema. In questo contesto teorico operano personalità di spicco della psicologia come Miller, che nel 1960 esplicita il controllo retroattivo del feedback sull’elaborazione del comportamento (73), Bruner e Piaget, gli studi dei quali sono rivolti maggiormente al campo pedagogico e dello sviluppo motorio. In questi anni Fitts e Posner (1967) elaborano la loro teoria degli stadi dell’apprendimento motorio.

Nel 1971 Adams formula una prima vera e propria teoria dell'apprendimento motorio, la *closed-loop theory* nella quale individua due differenti rappresentazioni mnemoniche che guidano il processo di apprendimento: una *traccia di richiamo*, con il ruolo di selezionare ed iniziare il movimento in un sistema S/R, ed una *traccia di riconoscimento percettivo*, che porta con sé le informazioni sul movimento corretto per compiere l'azione desiderata. In questo modo ogni movimento viene associato ad un set di informazioni percettive tramite un meccanismo che con la pratica e l'esercizio si perfeziona funzionalmente al compito, in un processo di richiamo motorio-ricognizione sensoriale di tipo uno a uno, in cui la risposta motoria viene sostanzialmente guidata dal feedback sensoriale (74).

L'importanza e l'influenza della teoria di Adams nel campo dell'apprendimento motorio viene tuttavia a scemare molto rapidamente per la formulazione della *teoria dello schema* presentata da Schmidt nel 1975. Essa riprende e include le nozioni di richiamo motorio e riconoscimento sensoriale, ipotizzati da Adams, inserendole però in un processo di controllo di tipo uno-a-molti o *open-loop*. Secondo Schmidt (61) l'acquisizione di una nuova abilità motoria, infatti, dipende dalla creazione di un nuovo programma motorio generalizzato che viene denominato *schema motorio*. Lo schema motorio si genera e si affina immagazzinando in memoria alcuni aspetti del movimento quali:

- le condizioni iniziali del movimento;
- i parametri assegnati al movimento prima che questo avvenga;
- il risultato del movimento;
- le conseguenze sensoriali che il movimento ha prodotto.

Nel riapprendimento di nuovi compiti o nella loro affinazione, si susseguono, secondo Schmidt, due distinti stadi di elaborazione: nel primo il sistema nervoso centrale richiama alla memoria il programma motorio generalizzato già utilizzato in precedenza, nel secondo confronta il movimento prodotto con un modello di correttezza interno; l'apprendimento si ha quando vi è discrepanza fra movimento prodotto e modello di correttezza interno. Pertanto il processo di controllo non è più uno-a-uno, ma uno-a-molti (o open-loop), consentendo quella generalizzazione necessaria a risolvere alcuni problemi che la teoria di Adams comportava.

Nascono con questa teoria i concetti di programma motorio generalizzato e di schema motorio, attraverso i quali Schmidt risolse le questioni sollevate e lasciate irrisolte dalla precedente teoria di Adams: il problema dell'immagazzinamento dei

dati a livello di SNC e quello dell'apprendimento di nuovi gesti e movimenti anche complessi.

Il *programma motorio generalizzato* fu introdotto per risolvere il problema dell'archiviazione di grandi quantità di informazioni, che si presenterebbe postulando uno specifico programma per ogni azione. Il programma motorio generalizzato possiede dunque caratteristiche invarianti che, restando uguali da una risposta all'altra, determinano gli elementi essenziali della classe di azioni e definiscono la forma base del movimento; queste caratteristiche invarianti sono rappresentate da ordine degli elementi, struttura temporale e forza relativa e sono i fattori che consentono di individuare i movimenti appartenenti alla stessa classe: quando, per esempio, due movimenti possiedono un identico modello temporale si può ritenere che siano governati dallo stesso programma motorio generalizzato.

Lo *schema motorio* diviene invece una rappresentazione generale dell'esecuzione di un programma motorio, ed è caratterizzato dall'immagazzinamento mnemonico di quattro diversi tipi di informazioni: le condizioni iniziali, i parametri del programma motorio utilizzati nel gesto, le informazioni sensoriali di risposta e la conoscenza del risultato ottenuto. Queste informazioni e le loro relazioni vengono memorizzate e rappresentano quello che Schmidt chiama *schema*, differenziandolo ulteriormente in *schema di richiamo motorio*, usato per la selezione della risposta in relazione al contesto, e in *schema di riconoscimento sensoriale*, usato per la previsione e la valutazione dell'efficienza della risposta. Secondo Schmidt l'apprendimento consiste quindi nell'affinamento continuo degli schemi di richiamo e di riconoscimento per ciascun azione.

Nel modello di apprendimento di Schmidt, nel quale il sistema di controllo è formato sia da un circuito a retroazione (*feedback closed loop*) sia da un circuito aperto (*open loop*), si ipotizza che il SNC sia in grado di migliorare o correggere le sue prestazioni solo se informato del risultato prodotto dai suoi comandi motori. Il segnale di errore, in grado di produrre l'apprendimento, è il risultato del confronto fra informazioni attese, derivanti dal modello di correttezza interno, e quelle di FB percepite durante e dopo il movimento. Infatti, sono importanti sia le afferenze percepite prima dell'inizio del gesto, definite di *feedforward*, sia quelle percepite durante e alla fine del movimento, denominate di *feedback* (75).

<u>Teoria ecologica</u>

Negli anni ’80 un altro importante contributo sia nel campo del motor control come del motor learning viene apportato dalla teoria ecologica. Formulata già negli anni ’60 dallo psicologo Gibson, essa afferma che, analizzando le modalità con cui le informazioni ambientali rilevanti per il comportamento motorio vengono estratte ed utilizzate dal sistema per il controllo del gesto, le diverse azioni necessitano di specifiche informazioni percettive relative ad un’azione mirata posta dal contesto ambientale (76). La prospettiva ecologica vede quindi l’azione e la percezione come due entità o funzioni reciprocamente correlate, la cui integrazione richiede un ambiente percettivo-motorio che ne favorisca il processo di coordinazione (77). Nell’ambito delle diverse teorie ecologiche che vengono elaborate dagli anni ’80, uno spazio rilevante per le sue importanti implicazioni cliniche viene acquisito dalla *teoria di esplorazione dello spazio sensoriale e motorio* di Newell. Secondo questo modello (78) (79), l’apprendimento motorio è un processo che aumenta la coordinazione tra azione e percezione in relazione al compito ed alle condizioni ambientali. L’esecuzione di un comportamento motorio avviene attraverso la ricerca della soluzione ottimale con l’esplorazione degli aspetti percettivi e delle risposte motorie più idonee ed appropriate. La strategia di esplorazione di questo spazio motorio e percettivo conduce, attraverso i diversi tentativi, alla mappatura delle informazioni percettive e dei parametri dell’azione per la soluzione ottimale. Il ruolo delle informazioni sensoriali svolge così una funzione prescrittiva definendo il fine dell’azione e la sequenza motoria da apprendere, ma anche una funzione di feedback sia durante l’esecuzione del gesto (*concurrent feedback*), che alla fine dello stesso per la valutazione del risultato ottenuto (*terminal feedback*). La visione proposta attraverso questo modello inserisce quindi nel dibattito sul motor learning il concetto che, durante l’apprendimento, un soggetto possa essere facilitato durante il processo di esplorazione dello spazio percettivo-motorio ed aiutato nella ricerca della soluzione ottimale al compito da svolgere attraverso l’aumento delle informazioni relative al contesto ed attraverso la dimostrazione e l’imitazione.

1.3. Feedback

Per feedback s’intende uno strumento che fornisce a colui che apprende informazioni sull’esito e sul risultato della propria azione motoria sia in ambito di elaborazione del modello di movimento sia nel confronto fra il gesto eseguito e il riferimento corretto. Letteralmente feedback significa “retroazione” e indica la capacità di un sistema

dinamico, qual è in genere il sistema biologico, di tener conto del comportamento del sistema stesso al fine di modificarne le caratteristiche (75). Questo controllo retroattivo viene condotto attraverso l'utilizzo di "sensori" in grado di rilevare i valori dei parametri in uscita permettendo così il confronto e la verifica della loro rispondenza con i parametri attesi ed individuando l'eventuale errore e scarto da essi. Il concetto di feedback risulta d'altra parte essenziale in tutte le diverse teorie sul *motor learning* formulate negli anni ed esaminate precedentemente. In esse infatti risulta piuttosto costante la presenza di un feedback che rechi a colui che apprende informazioni sull'esito e risultato della propria risposta motoria ((80) (75)), sia in ambito di elaborazione del pattern di movimento come anche nel confronto tra il gesto eseguito ed il riferimento corretto.

Secondo la teoria del *motor control* formulata da (81), ripresa in seguito dagli stessi le informazioni relative al movimento sono distinte in tre grosse categorie, ovvero:

- feedback *periferico*: le varie informazioni di tipo visivo, tattile, uditivo e cinestesico fungono da input circa la posizione del corpo e le condizioni ambientali precedenti all'azione;
- feedback *interno:* corrisponde all'informazione centrale sul pattern di movimento eseguito e sul movimento atteso proveniente da cervelletto e gangli della base
- feedback *esterno*: designa le informazioni in entrata sull'effetto del movimento e che rappresentano la differenza tra le risposte date e quelle attese dal sistema (5)

Sia il feedback periferico che il feedback esterno sono sostanzialmente informazioni sensoriali che il soggetto acquisisce nel corso dell'azione sia direttamente dal suo interno così come da una sorgente esterna. A seconda quindi della fonte di origine del feedback sensoriale si può parlare di *inherent feedback* o *feedback intrinseco* e di *augmented feedback* o *feedback estrinseco* (82) (5).

Il feedback *intrinseco* fornisce informazioni sia nel corso sia al termine dell'esecuzione del movimento ed è inerente alle informazioni sensoriali cinestesiche provenienti dal vestibolo e dai propriocettori presenti nelle diverse strutture muscolo-scheletriche e cutanee del soggetto, o alle informazioni sensoriali dei telocettori quali udito e vista. Questo tipo di feedback consente al soggetto di controllare e valutare il movimento in esecuzione e reca con sé informazioni che riguardano la performance del movimento stesso. Tuttavia, a seconda del movimento eseguito e della natura

sensoriale delle informazioni, il soggetto deve generalmente seguire un percorso di apprendimento per poter valutare le stesse in modo corretto e poterle utilizzare nel processo predittivo dell'errore che consente a sua volta la correzione del movimento in esecuzione ed un rinforzo, cosiddetto soggettivo ((83) (74)).

Il feedback *estrinseco*, al contrario, è dato da informazioni provenienti da una fonte esterna al soggetto che esegue il movimento, informazioni che a loro volta aumentano e amplificano il feedback intrinseco. Questo tipo di feedback può essere fornito con diverse fonti e con diversi tipi di modalità indipendenti fra loro e su diversi tipi di canali; più alto è il numero di canali sensoriali con cui si somministra al soggetto il feedback estrinseco, maggiore sarà il riferimento di correttezza del movimento ed il conseguente rinforzo (5). Inoltre, poiché quest'ultimo è sempre fornito in aggiunta al feedback intrinseco, viene anche definito "feedback aumentato" (5) (82)

1.3.1. Storia del biofeedback

Dal concetto di feedback e dal suo ruolo nei processi di controllo e soprattutto di apprendimento del comportamento, anche di quello motorio, nasce il *biofeedback* (BFB) o retroazione biologica.

Secondo quanto stabilito ufficialmente da un'apposita commissione per la nomenclatura presieduta da Schwartz e approvata il 18 maggio 2008 dalle principali organizzazioni professionali americane sul biofeedback (AAPB e ISNR), il BFB viene oggi definito come "un processo che consente ad un individuo di imparare come cambiare la propria attività fisiologica al fine di incrementare il suo stato di salute e le proprie performance. Specifici strumenti misurano l'attività fisiologica […] e ne riportano rapidamente ed accuratamente le informazioni al soggetto. La presentazione di queste informazioni supporta il cambiamento fisiologico desiderato […] che può perdurare anche senza il continuo utilizzo dello strumento" (84)

Il biofeedback, benchè affondi le proprie radici in studi e lavori isolati già della prima metà del 1900, come quello di Bairr del 1901 (85) sul controllo volontario dei muscoli auricolari, nasce in forma moderna solo nel dopoguerra, intorno agli anni '60, con il contributo delle teorie sul condizionamento operante (86)e delle altre teorie comportamentaliste. In quel periodo la concomitante convergenza e la sovrapposizione di numerosi lavori scientifici in aree tra loro indipendenti portò

all'emergenza in ambito scientifico del biofeedback quale terreno comune, cosicché molti ricercatori possono essere citati come fondatori tra gli anni '50 e '60 del biofeedback moderno.
Già al termine degli anni '50 Joe Kamiya studiava la capacità di un soggetto di imparare a discriminare e a produrre a comando degli stati corticali alfa o beta (87). Nel 1967 Basmajian dimostra la possibilità di controllare in maniera consapevole e di poter allenare una singola unità motoria (13). Nel 1969 Miller pubblica un articolo sul condizionamento delle risposte del sistema nervoso autonomo (88). Stava nascendo come modello e tecnica il biofeedback, che prese ufficialmente questo nome nell'ottobre del 1969 a Santa Monica, al primo meeting della Biofeedback Research Society, oggi AAPB (Association for Applied Psychophysiology and Biofeedback), appena formatasi.
Da questo momento si avrà una vera e propria proliferazione di studi sul biofeedback, che condurranno ai giorni nostri all'individuazione delle sue diverse possibili applicazioni, e con la definizione di specifici protocolli e modalità da poter utilizzare in una sempre più grande varietà di disordini, sia di ordine medico che di tipo psicologico.
L'importante messe di dati e lavori che dagli anni '70 è stata sviluppata in ambito scientifico, si è andata parzialmente a sovrapporre ed intersecarsi, influenzandosi a vicenda, con i risultati delle contemporanee ricerche sul feedback, elaborate, come già visto nel campo del motor control e del motor learning. Questo fatto ha prodotto una situazione che, per molto tempo, e purtroppo tuttora, genera molta confusione e disaccordo tra i diversi autori nell'utilizzo di termini come feedback estrinseco (o augmented feedback) e biofeedback, per l'assenza di specifiche ed appropriate definizioni, come di opportune classificazioni condivise dall'intera comunità scientifica operante in questo campo.

In ambito riabilitativo già a partire dagli anni '60 si sono susseguiti numerosi studi per valutare l'efficacia del training neuromotorio attraverso il biofeedback, spesso in confronto con metodi di terapia tradizionali, in pazienti affetti da differenti patologie.
Concentrandoci solo su alcune delle patologie più frequenti nell'ambito della riabilitazione neuromotoria, e rimandando ad altri lavori la disamina dell'efficacia sul dolore cronico (58), è possibile rilevare come i diversi autori si siano concentrati negli anni particolarmente sulla malattia cerebrovascolare sia ischemica che emorragica

(8,9,10,15,18,21,24,25) in cui le diverse forme di BFB sono risultate utili per affrontare le alterazioni conseguenti alla noxa patogena. Sono state affrontate tramite BFB nei loro diversi aspetti anche le paralisi cerebrali infantili (89) (90); (91);, così come gli esiti delle lesioni midollari (92) (93). Le varie forme di BFB si sono rivelate poi uno strumento importante nel trattamento della variegata sintomatologia della sclerosi multipla e delle atassie cerebellari (94,95), così come nella malattia di Parkinson (96,97,98).

1.4. Biofeedback: caratteristiche, tipologie e applicazioni

Data la base d'azione comune nel processo di motor learning e di motor control che accomuna i due concetti, per evitare fraintendimenti in questo specifico studio verrà utilizzato il termine "biofeedback" (BFB) per indicare quella tecnica che sfrutta a fini sportivi, terapeutici e riabilitativi il ruolo del feedback estrinseco per la facilitazione dell'apprendimento o riapprendimento di un ben specifico comportamento motorio.
In questo senso è possibile stabilire una breve e sommaria classificazione delle diverse tipologie di BFB che nel tempo sono state indagate dai diversi autori ed applicate nel campo della motricità. Una prima differenziazione può essere stabilita in base alla modalità o dimensioni del feedback estrinseco utilizzato; le modalità o dimensioni del feedback devono essere considerate come veri e propri descrittori indipendenti fra loro che permettono di definire meglio il tipo di feedback che viene somministrato (5). Sono state individuate da diversi autori varie dimensioni (11,99)) e tra esse meritano certamente di essere ricordate: natura del feedback, modalità di somministrazione, tempistica della somministrazione, frequenza di somministrazione, precisione di somministrazione e orientamento del feedback.

1.4.1. Natura del feedback

Le informazioni di retroazione possono essere rappresentate in diversi modi. Se riguardano solamente la riuscita o meno del compito richiesto, il feedback fornisce la conoscenza del risultato (CR) o *knowing results* (KR) e viene dato al soggetto al raggiungimento dell'obiettivo prefissato dall'azione nell'ambiente, pertanto è legato all'outcome dell'azione. È un feedback generalmente terminale che può essere sia molto specifico come anche molto generico ma sempre legato all'outcome dell'azione, promuove un apprendimento attivo e motiva il soggetto. Se invece, il

feedback apporta anche informazioni qualitative sulle modalità di esecuzione del gesto, esso apporta anche informazioni sulla conoscenza della prestazione (CP), o *knowing performance* (KP). La KP invece è una modalità in cui il feedback può essere di vario tipo, ma è sempre legato alla modalità di esecuzione del movimento o a particolari aspetti dello stesso di cui il soggetto non può o non riesce ad essere consapevole; il target è spesso complesso e di tipo cinetico o cinematico.Ai fini dell'apprendimento motorio la CP è utile quando ad esempio l'obiettivo della prova è sconosciuto al soggetto (100), mentre la CR lo è quando il target è ben definito e chiaro (101).

1.1.4.2. Modalità di somministrazione del feedback

Il feedback può essere inoltre distinto in base al momento in cui viene fornito al soggetto. Si può definire un feedback concorrente se presentato durante l'esecuzione del movimento o un feedback terminale se somministrato al termine dell'azione. Mentre il primo facilita il miglioramento della prestazione nel corso della pratica, il secondo consente un mantenimento dell'apprendimento di più lunga durata (5,102,103).

1.1.4.3. Tempistica della somministrazione

È possibile distinguere un BFB *immediato*, fornito subito dopo l'azione rilevante, o un BFB *ritardato*, qualora la somministrazione del feedback venga ritardata di un tempo variabile (generalmente alcuni secondi) rispetto al completamento dell'azione. Questo ritardo, che consente una valutazione del soggetto dei propri feedback intrinseci, è stato visto come un fattore che va generalmente ad incrementare l'apprendimento del soggetto (104).

1.1.4.4. Frequenza di somministrazione del feedback

In base alla frequenza si può parlare di feedback *distinto* o *cumulativo* a seconda che la sua somministrazione avvenga a ogni prestazione del soggetto o in seguito a più prove sotto forma di media di valori. La riduzione della frequenza di somministrazione può essere fissa, variabile o a rarefazione progressiva. In quest'ultimo caso il FB è fornito con frequenza costante all'inizio della terapia e con frequenza decrescente con il passare delle sedute (75). Infine un'altra modalità di somministrazione è rappresentata dal FB a banda, in cui il FB è fornito solo quando il

soggetto supera i limiti prefissati, mentre entro tali limiti non viene dato alcun tipo di FB.. Studi applicati a questo parametro hanno mostrato come vi sia un vantaggio nell'apprendimento motorio nel caso della bassa frequenza di somministrazione del BFB cumulativo (105), a patto che il target non sia complesso, e l'attenzione del soggetto sia concentrata al movimento del suo corpo (106); nei casi contrari di obiettivo complesso o di attenzione allo stimolo esterno da parte del soggetto, l'apprendimento trae vantaggio da un BFB maggiormente frequente.

1.1.4.5. Precisione di somministrazione del feedback

Le informazioni comunicate al soggetto possono essere fornite con diversi gradi di precisione. Si parla di FB *qualitativo* quando l'informazione fornita al soggetto riferisce la correttezza dell'azione in termini generici di qualità, mentre si parla di FB *quantitativo* quando l'informazione reca con sé anche una misura della prova con maggiore precisione nella valutazione della prestazione (5). Le due forme di BFB presentano anch'esse una diversa efficacia ai fini dell'apprendimento motorio; infatti mentre il feedback qualitativo, da solo o associato al quantitativo, facilita l' apprendimento nelle prime fasi dell'esercizio, il feedback quantitativo sembra più efficace nel mantenimento delle competenze acquisite più che nel loro apprendimento, risultando quindi più utile in una successiva fase dell'addestramento tramite BFB (5,107).

1.1.4.6. Orientamento del feedback

Si possono distinguere un feedback *statico*, in cui la prestazione viene eseguita in un contesto senza relazione con le *Activity of Daily Living* (ADL, attività della vita quotidiana), e un feedback *dinamico*, che risulta invece più task-oriented. Infatti, quest'ultimo consente un migliore apprendimento e acquisizione di capacità nel trasferimento delle competenze motorie acquisite (11).

Per il seguente studio si è scelto di somministrare al paziente un terminal biofeedback, continuo ed immediato, con single-task diretto alla conoscenza della performance (KP), di tipo quantitativo per quanto riguarda l'estensione del ginocchio.

1.5. Feedback come rinforzo

Sono pochi gli autori che concentrano i loro studi sul ruolo che il feedback estrinseco potrebbe svolgere come rinforzo nella fase di apprendimento motorio. Nell'ambito della conoscenza del risultato è ormai assodato che tale ruolo esista (5) e sia legato all'attenzione del soggetto nei confronti degli stimoli ambientali (55) (56,108). Tuttavia poco è stato detto sul possibile uso del FB come rinforzo positivo (al fine di incrementare il comportamento motorio corretto) o negativo (al fine di ridurre la frequenza del comportamento motorio scorretto) se non nell'ambito psicologico-comportamentale (109).

Chiarire le possibili differenze fra un trattamento con FB positivo e uno con FB negativo, al fine di ottenere un apprendimento motorio, ed una sua più duratura ritenzione, potrebbe fornire al campo del BFB e della riabilitazione motoria, un'ulteriore variabile per elaborare al meglio il protocollo terapeutico. Per fare ciò però occorrerebbero studi molto ampi e a lungo termine che soddisfino protocolli sperimentali rigidi, a partire dalla scelta e progettazione di un esercizio di BFB finalizzato, al quale applicare successivamente le tipologie di feedback/rinforzo oggetto della ricerca. Pertanto ai fini di una ricerca di tale portata, in questo studio si è scelto di realizzare uno strumento che potrebbe essere utile per lavorare tramite biofeedback sul recupero dell'articolarità del ginocchio, elemento necessario per ripristinare uno schema di marcia quanto più simile al fisiologico possibile, in pazienti sottopostisi a intervento di chirurgia protesica.

2. Artrosi

L’artrosi, definita anche osteoartrosi (OA) o degenerative joint disease (DJD), è la malattia articolare cronica più frequente. Essa è caratterizzata da degenerazione e usura progressiva e irreversibile della cartilagine articolare, con formazione reattiva di tessuto osseo a livello subcondrale e dei margini articolari. Può colpire qualsiasi articolazione ma interessa soprattutto rachide, anca, ginocchio, mano e piede. La sintomatologia è caratterizzata da dolore, compromissione funzionale e deformazione articolare e può non essere strettamente correlata al quadro radiografico. (110) Il dolore è il sintomo di esordio nella maggior parte dei pazienti ed è il motivo principale per cui il paziente si rivolge al medico; nelle prime fasi è localizzato all’articolazione coinvolta ed ha un andamento intermittente: peggiora con l’attività fisica e migliora con il riposo. Con il progredire della patologia il dolore tende ad essere presente anche a riposo e durante la notte, disturbando il sonno (110).

L’artrosi è associata a uno o più fattori di rischio, quali

- Età: l’età avanzata è uno dei fattori di rischio più fortemente associato con l’artrosi. La prevalenza della patologia varia dallo 0,1% tra i 25 e i 34 anni all’80% nei pazienti con più di 85 anni.
- Sovraccarico funzionale: i fattori meccanici giocano un ruolo fondamentale nella patogenesi dell’artrosi; infatti le alterazioni istopatologiche si manifestano quando il tessuto cartilagineo non è più in grado di resistere agli stress meccanici. Questo si può verificare per eccessive sollecitazioni nella cartilagine sana o per sollecitazioni fisiologiche nella cartilagine danneggiata o patologica. Fattori di rischio biomeccanici, potenzialmente correggibili, comprendono l’obesità, il malallineamento degli arti inferiori e microtraumi ripetuti che possono condizionare la localizzazione e la severità del quadro clinico
- Etnia: pare che, mentre la gonartrosi abbiano una prevalenza uniforme in tutte le razze, la coxartrosi e l’artrosi alle mani siano predominanti in quella caucasica (110)
- Sesso femminile
- Osteoporosi
- Attività lavorative e sportive

- Infortuni
- Debolezza muscolare
- Deficit propriocettivo

La gonartrosi, o artrosi del ginocchio, interessa più frequentemente il compartimento femoro-tibiale mediale e quello femoro-rotuleo, ma può coinvolgere tutti e tre i compartimenti del ginocchio. In presenza di un interessamento del compartimento mediale si potrà osservare una deviazione in varo del ginocchio; la deviazione in valgo, più rara, si associa invece alla degenerazione laterale. I pazienti affetti da gonartrosi lamentano dolore a livello dei compartimenti interessati; la sintomatologia è accentuata dal carico, dalla deambulazione e dalla salita e discesa dalle scale. La deambulazione è di tipo antalgico con zoppia di fuga e l'articolarità può essere più o meno limitata e dolorosa. In fase avanzata si può osservare la comparsa di una contrattura in flessione (110).

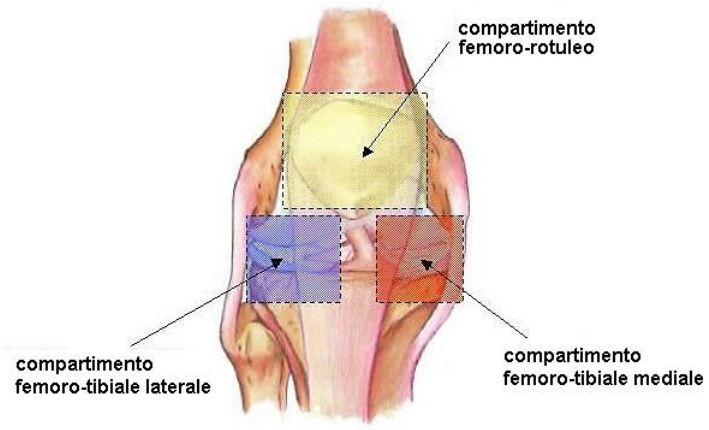


Figura 1. Illustrazione dei tre compartimenti colpiti dalla gonartrosi

2.1. Terapia

Il trattamento dell'artrosi ha come obiettivi il controllo del dolore, miglioramento o mantenimento della funzionalità articolare e riduzione della disabilità (110,111).
La scelta del trattamento è condizionata dalla gravità del quadro anatomo-clinico, dalle aspettative del paziente dal grado di attività del paziente e dal numero di sedi coinvolte
Poiché a oggi non esiste una terapia farmacologica in grado di arrestare o prevenire la progressione del danno articolare dovuto all'artrosi, i pazienti devono innanzitutto

essere educati a uno stile di vita non sedentario e, quando necessario, persuasi a raggiungere un adeguato peso corporeo per ridurre il carico sulle articolazioni coinvolte; la kinesiterapia di mobilizzazione articolare e di tonificazione muscolare è in grado di alleviare i sintomi e migliorare il quadro funzionale nelle prime fasi della malattia, mentre in fase avanzata non consente di raggiungere risultati soddisfacenti. In aggiunta alla kinesiterapia sono consigliabili terapie fisiche, come laser, ultrasuoni e TENS, e terapie antalgiche a base di analgesici puri o FANS. Nella terapia infiltrativa intrarticolare, praticata in particolare per la gonartrosi, si può ricorrere all'uso di acido ialuronico (in particolare nelle fasi iniziali della malattia) o di corticosteroidi (soprattutto durante le poussès infiammatorie) (110)

La terapia chirurgica è riservata ai pazienti che non hanno ottenuto un beneficio dai trattamenti conservativi eseguiti correttamente e per un periodo adeguato. Il trattamento chirurgico di scelta, soprattutto negli stadi più avanzati della patologia, è la sostituzione protesica (110) che può essere totale (PTG) oppure monocompartimentale mediale (PMMG), o monocompartimentale laterale (PMLG)

3. Cammino

“Nulla identifica il livello di indipendenza e la nostra percezione di una buona qualità di vita più della capacità di spostarsi indipendentemente e grazie all’aiuto delle nostre sole forze da un luogo ad un altro. Celebriamo lo sviluppo di questa capacità nei bambini e in seguito cerchiamo di mantenerla e sostenerla per tutto il resto della vita” (112)

Il cammino offre una risposta alla fondamentale necessità di ogni individuo di spostarsi da un luogo all’altro e rappresenta pertanto una delle attività effettuate quotidianamente da ciascuno di noi. Idealmente il cammino è eseguito sia efficientemente, per minimizzare la fatica, sia in sicurezza, per prevenire le cadute e infortuni ad esse associati. Benché una persona in salute faccia apparire il cammino come un’attività priva di sforzi, questa, al contrario, può diventare una vera e propria sfida per chi occupa i due estremi della linea della vita: un bambino impiega in media dagli 11 ai 15 mesi per imparare a camminare, impiegando un lasso di tempo che può coprire fino ai 5 anni per consolidare lo schema di marcia adulto (113); ancora più difficile invece può risultare il cammino per una persona anziana: a causa di diminuzione della forza, diminuzione dell’equilibrio o di diverse patologie può rendersi necessario l’uso di ausili come bastoni canadesi, stampelle o deambulatori per camminare in sicurezza.
Il cammino fisiologico si realizza attraverso continue perdite d’equilibrio, dovute allo spostamento in avanti del baricentro, e recupero di equilibrio, attraverso il posizionamento della proiezione del baricentro al suolo all’interno della base d’appoggio (114), area definita dalla posizione dei piedi al suolo (69), come mostrato in figura 1



Figura 2. Differenti tipi di geometria e dimensione della base d'appoggio.

L’azione predominante di tre forze esterne (inerzia, gravità e reazione al terreno) e il modesto intervento muscolare determinano nel cammino un dispendio energetico

molto basso. Il sistema nervoso centrale ha il compito di controllare queste forze per sfruttarne al meglio gli effetti ai fini della propulsione, della stabilità e per garantire la massima efficienza deambulatoria.

La forza di reazione al terreno (*ground reaction force - GRF*) è la forza uguale in grandezza, ma in direzione opposta, alla forza che il corpo applica al suolo attraverso il piede; questa forza esterna rende un'articolazione stabile o instabile: se è instabile, è necessaria l'azione muscolare per bilanciare la suddetta forza di reazione.

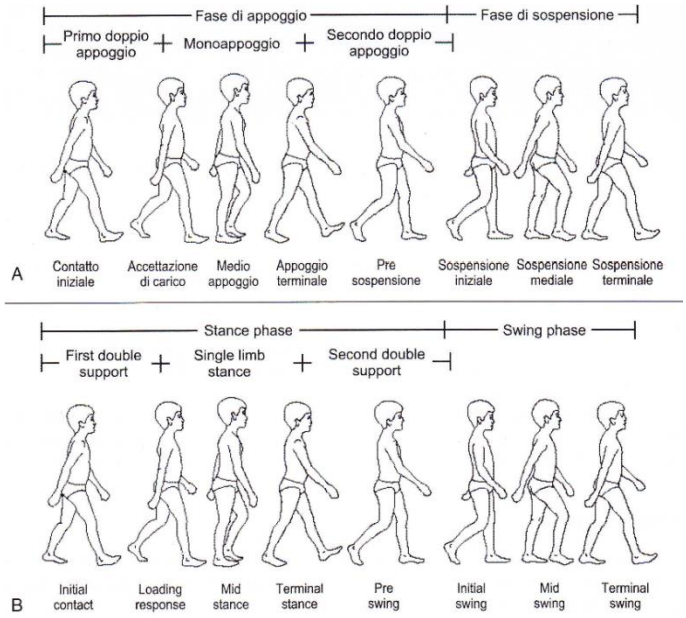


Figura 3. Illustrazione delle diverse fasi del passo.

La figura 3 illustra come il cammino bipedale sia il risultato di movimenti ciclici definiti da un periodo di appoggio (*stance*) e da uno di sospensione (*swing*) per ogni arto:

- Fase di appoggio (*stance*), durante la quale il piede mantiene il contatto con il terreno. Comincia con il contatto iniziale del tallone (*heel contact*) e termina con il distacco delle dita (*toe off*);
- Fase di oscillazione (*swing*), durante la quale il piede è in volo per l'avanzamento dell'arto. Comincia con il distacco a terra delle dita (*toe off*) e termina con il contatto a terra del tallone (*heel contact*).

La descrizione del cammino è normalmente stabilita dall'osservazione di un singolo ciclo denominato "ciclo del passo" (*gait cycle* o *stride*); i successivi sono uguali al primo. Per ciclo del passo si intende una sequenza della fase di appoggio e di sospensione dello stesso arto; inizia con l'appoggio a terra di un tallone e termina

con il successivo appoggio dello stesso tallone. Tutte le descrizioni del cammino partono dall'impatto a terra di uno dei due talloni, solitamente il destro.
La lunghezza normale del ciclo del passo è la distanza tra due successivi appoggi dello stesso tallone ed ha lunghezza media di 144 cm (114).
Un ciclo del passo viene eseguito in circa 1,40-1,60 sec ad una velocità di 1,37 m/s (114) (115); il soggetto sano seleziona la velocità che permette il minor dispendio energetico: in caso di deviazioni dalla norma si ha sempre un aumento del costo energetico.

È utile dividere il ciclo del passo dallo 0%, percentuale corrispondente al contatto iniziale del tallone di un piede, al 100%, che rappresenta il successivo contatto al suolo dello stesso piede; la fase di appoggio rappresenta il 60% del ciclo del passo mentre il periodo di sospensione copre il restante 40% (114). Il distacco delle dita e il contatto iniziale del tallone del piede opposto avvengono rispettivamente al 10% e al 50% del ciclo del passo.
Il ciclo del passo prevede due periodi di doppio appoggio che occupano entrambi il 10% della durata del ciclo del passo e due periodi di appoggio monopodalico che misurano ognuno il 40%:

- La prima fase di doppio appoggio (*initial double limb stance*) si ha immediatamente al contatto iniziale del tallone destro e termina al distacco delle dita del piede sinistro (0-10%). Il peso del corpo viene trasferito dal piede sinistro che è in posizione posteriore e sta terminando l'appoggio al piede destro che è in posizione anteriore e inizia l'appoggio. In questa fase deve essere assorbito lo shock dato dall'impatto del corpo al terreno;
- La prima fase di appoggio singolo dell'arto destro (*single limb stance*) dura fino al 50% del ciclo del passo ed avviene in simultanea con la sospensione e l'avanzamento dell'arto sinistro;
- La seconda fase d'appoggio (*terminal double limb stance*) comincia con il contatto a terra dell'arto che nella fase precedente era in sospensione (sinistro) e termina con il distacco da terra dell'arto che in precedenza era in appoggio (destro) e dura dal 50% al 60% del ciclo del passo). Il peso del corpo viene trasferito dall'arto destro all'arto sinistro;

- Dal 60% al 100% del ciclo del passo ci troviamo nuovamente nella condizione di monoappoggio. L'arto sinistro è nella fase di appoggio, l'arto destro nella fase di sospensione (*swing*).

Aumentando la velocità del cammino, diminuisce la durata dei periodi di doppio appoggio.

La fase di appoggio viene suddivisa in cinque eventi motori:

1) Contatto del tallone (*heel contact*)
2) Piede a terra (*foot float*)
3) Appoggio intermedio (*mid stance*): definito come il momento in cui il peso del corpo passa in modo completo sull'arto inferiore in appoggio;
4) Sollevamento del tallone (*hell off*)
5) Distacco delle dita (*toe off*).

Il termine *push off* è utilizzato per descrivere il momento compreso tra il sollevamento del tallone fino al distacco completo delle dita.

La fase di oscillazione viene suddivisa in tre periodi:

1) Oscillazione iniziale (*early swing*): avviene dal distacco delle dita al momento in cui il piede è di lato al piede opposto in appoggio e determina l'accelerazione anteriore dell'arto in sospensione
2) Oscillazione intermedia (*mid swing*): avviene dal momento in cui il piede in sospensione è adiacente al piede in appoggio a quando il piede in sospensione precede completamente il piede in appoggio
3) Oscillazione finale (*late swing*): avviene dalla fine della fase precedente al contatto a terra del tallone e descrive l'azione di decelerazione dell'arto, per stabilizzare il piede, preparandolo al successivo e imminente appoggio del tallone.

Per ottenere un cammino efficace ed efficiente, l'arto inferiore deve soddisfare tre compiti funzionali che permettono l'avanzamento del corpo mantenendo una buona stabilità:

- Accettazione del carico (*weight acceptance*): definisce la capacità di minimizzare lo shock generato dal brusco e rapido impatto dell'arto sul terreno, di fornire un'iniziale stabilità all'arto, di mantenere la progressione;
- La stabilità durante l'appoggio singolo (*single-limb support*): definisce la capacità di fornire una sicura base sulla quale progredire;

- Avanzamento dell'arto (*limb advancement*): definisce la capacità di generare una forza propulsiva in grado di determinare l'avanzamento del baricentro del corpo.

J. Perry (116) suddivide ulteriormente il cammino in 8 fasi funzionali, dove vengono espletati i compiti del passo:
La fase di appoggio viene suddivisa in:

- Contatto iniziale (*initial contact*): corrisponde al momento in cui il piede prende contatto a terra con il tallone, dallo 0 al 2% del ciclo del passo. L'obiettivo è posizionare correttamente l'arto per permettere sia un adeguato trasferimento del carico, sia la progressione del corpo
- Accettazione del carico (*loading response*): comprende l'intervallo di tempo dal momento in cui la pianta del piede viene appoggiata a terra fino al momento del distacco delle dita dell'altro piede, dal 2 al 10%. Coincide con il doppio appoggio iniziale, dove l'altro arto è nella fase di pre-sospensione. Il principale obiettivo di questa fase è minimizzare il brusco impatto al suolo del corpo, garantendo la progressione anteriore, il trasferimento del peso corporeo in direzione postero-anteriore attraverso il piede che funge da supporto e la stabilità dell'intero corpo nei vari piani di movimento
- Appoggio intermedio (*mid stance*): Inizia con il distacco delle dita del piede controlaterale e termina quando il piede in appoggio solleva il tallone da terra. Dura dal 10 al 30% del ciclo del passo. Lo scopo è mantenere la stabilità dell'intero corpo sull'arto in appoggio;
- Appoggio terminale (*terminal stance*): Questa fase inizia con il sollevamento del tallone ipsilaterale e continua fino a quando il tallone del piede controlaterale si appoggia al suolo. Dura dal 30 al 50% del ciclo del passo e il suo obiettivo è la progressione del corpo oltre il piede in appoggio;
- Pre-sospensione (*pre-swing*): inizia con il contatto a terra del tallone controlaterale e termina con il distacco delle dita dal suolo del piede ipsilaterale, dal 50 al 60% del ciclo del passo. È la fase finale dell'appoggio e rappresenta il doppio appoggio terminale. L'arto controlaterale ha raggiunto il suolo e si prepara all'accettazione del carico. Con l'inizio di questo doppio supporto, il peso corporeo viene trasferito rapidamente sull'arto controlaterale, cosicché non è più necessaria una stabilizzazione dinamica della caviglia.

La fase di sospensione viene suddivisa in:

- Sospensione iniziale (*initial swing*): inizia con il distacco delle dita da terra e finisce quando il piede in sospensione è opposto al piede in appoggio. Dura dal 60 al 73% del ciclo del passo. Obiettivo di questa fase è la clearance (passaggio senza toccare il suolo) del piede e l'avanzamento dell'arto che favorisce la progressione del corpo
- Sospensione media (*mid swing*): questa seconda fase della sospensione inizia quando il piede è opposto al piede controlaterale in appoggio e finisce quando l'arto in oscillazione è posizionato in avanti e la tibia è in posizione verticale, perpendicolare al terreno. Dura dal 73 all'87%. L'obiettivo di questa fase è l'avanzamento dell'arto con una buona clearance del piede
- Sospensione terminale (*terminal swing*): inizia quando la tibia è verticale e finisce con il contatto del tallone. Dura dall'87 al 100% del ciclo del passo. Questa è la fase di transizione, tra la sospensione e l'appoggio. L'avanzamento della coscia è interrotto. Il ginocchio invece continua ad estendersi e il piede a rimanere in una posizione neutra. L'obiettivo è completare l'avanzamento dell'arto, decelerandolo, per favorire e preparare l'appoggio al suolo.

Contatto iniziale e risposta al carico assolvono all'accettazione del carico, medio appoggio e appoggio terminale soddisfano la stabilità mentre pre-sospensione, sospensione iniziale , sospensione media e sospensione terminale realizzano l'avanzamento dell'arto (114).

3.1. Alterazioni della cinematica del ginocchio sul piano sagittale

Le alterazioni della cinematica del ginocchio più frequenti durante il cammino avvengono sul piano sagittale e si possono dividere in flessione ed estensione eccessive o inadeguate; le alterazioni sul piano frontale (eccessivo valgismo o eccessivo varismo) sono meno frequenti (116). Sono state riportate anche alterazioni delle rotazioni sul piano trasversale ma questi reperti variano a seconda del metodo di misura impiegato: ciò determina un'elevata variabilità tra i laboratori, rendendo molto difficile il confronto (117)

In accordo con la pratica clinica e per rinforzare il significato funzionale di un aumentata o ridotta flesso-estensione di ginocchio, le alterazioni del cammino a livello di questa articolazioni sono state distinte in quattro tipi:

- Flessione inadeguata: incapacità di effettuare la normale flessione, con un movimento che risulta limitato o assente;
- Flessione eccessiva: rappresenta un'escursione oltre la normale ampiezza;
- Estensione inadeguata: indica flessione che persiste nei momenti in cui fisiologicamente il ginocchio si dovrebbe estendere;
- Estensione eccessiva: indica un movimento oltre la posizione neutra.

L'impossibilità di estendere completamente il ginocchio costituisce un'alterazione frequente del cammino che può verificarsi sia nell'appoggio sia nell'oscillazione (116).

Le tre fasi del cammino in cui l'estensione inadeguata può costituire un problema sono l'appoggio intermedio, l'appoggio terminale e l'oscillazione terminale: possono verificarsi condizioni patologiche in cui durante l'appoggio intermedio il ginocchio non si estenda, mentre nell'appoggio terminale arrivi non oltre 10° dalla posizione neutra; nella fase di oscillazione terminale invece l'estensione del ginocchio che segue il picco di flessione dall'inizio dell'oscillazione può risultare incompleta e, di conseguenza, l'arto non viene adeguatamente preparato all'appoggio (116). La conseguenza negativa per la perdita dell'estensione nell'oscillazione terminale è rappresentata dalla diminuzione della lunghezza del passo (116). L'incapacità di estendere in modo appropriato il ginocchio nell'appoggio intermedio e terminale aumenta le richieste del quadricipite: il controllo attivo deve compensare la perdita di posizionamento passivo (116).

La posizione di riposo per un ginocchio con segni di flogosi è attorno ai 30° e questa rappresenta una frequente posizione di retrazione. Numerose patologie possono condurre a questa deformità e le cause più frequenti sono rappresentate da un trauma importante, dall'artrite e dalla chirurgia del ginocchio. La retrazione in flessione induce di conseguenza il rischio di una limitazione rigida dell'estensione. Con una retrazione in flessione a 30° tutte le fasi del ciclo del passo sono anormali, ad eccezione dell'oscillazione iniziale (116).

Una limitazione dell'estensione darà come risultato l'accorciamento dell'arto. Nella fase di appoggio, mancando l'estensione completa, l'arto assume una posizione in flessione (crouch), dove sono interessati anche il piede e l'anca. La posizione flessa del ginocchio mantenuta per l'intero ciclo del passo aumenta la domanda di attività muscolare estensoria con un maggior costo energetico. La mancanza di sufficiente flessione del ginocchio durante la fase di sospensione intermedia interferisce con il

sollevamento del piede (clearence), che sarà compensato da un'eccessiva flessione d'anca o da una sua circumduzione oppure ancora da un'aumentata elevazione dell'emibacino omolaterale [114].

3.2. Protesi di ginocchio e recupero dell'estensione

Benché i questionari a punteggi sul ginocchio siano importanti nel definire gli outcome dei pazienti in seguito a protesi di ginocchio, essi non offrono dati clinici oggettivi riguardanti l'abilità dei soggetti operati di utilizzare tale articolazione nelle loro attività funzionali (118).
L'analisi del cammino dei soggetti dopo TKA è in grado di determinare cinematica e cinetica articolare del ginocchio e stimare il carico sull'arto operato. Resta tuttavia una procedura costosa che richiede molto tempo d'esecuzione (118).

Alcuni studi hanno dimostrato che, a seguito dell'operazione, nonostante i pazienti riferiscano una significativa riduzione del dolore, molti di loro non vedono ripristinata la normale funzione articolare durante il cammino (119,120,121,122). Nella maggior parte dei casi il cammino rimane più lento rispetto a coetanei asintomatici e il ginocchio trattato mostra una biomeccanica alterata caratterizzata da flessione insufficiente durante la fase di oscillazione e da blocco in flessione (o deficit di estensione) nelle fase di oscillazione terminale e per tutta la durata dello *stance* (121,122). Alcuni autori come Hilding e Smith (123,124) hanno ipotizzato che la biomeccanica alterata presente prima dell'intervento perturbi anche lo schema motorio post-intervento, con molti pazienti che mantengono così il loro pattern di carico sul ginocchio precedente all'operazione.
Alcuni autori hanno cercato di capire come il pattern di cammino cambi a livello delle articolazioni prossimale e distale rispetto al ginocchio come conseguenza dell'alterata funzionalità del ginocchio stesso. Oullet e Moffat (125) hanno dimostrato un aumento della flessione d'anca e una ridotta flessione plantare in 16 pazienti post-TKA, cosa che si presume possa essere una strategia adattiva messa in atto per compensare la debolezza dei muscoli estensori di ginocchio.

Uno studio di Levinger e collaboratori del 2013 (126) ha messo a confronto i dati cinetici e cinematici del ginocchio di 32 pazienti prima e dopo l'intervento chirurgico di PTG con i dati di 28 pazienti coetanei al gruppo sperimentale. In esso emerge che

il gruppo chirurgico prima dell'intervento camminava con una velocità significativamente più bassa (1,13 m/s contro 1,37 m/s), con una minor lunghezza del passo (1,19 m contro 1,36 m) e una cadenza ridotta (113,76 semipassi al minuto contro 121, 27) rispetto al gruppo di controllo. Dopo la chirurgia i parametri spaziotemporali del gruppo di controllo sono migliorati ma rimasti comunque più bassi rispetto a quelli del gruppo di controllo (velocità del cammino pari a 1,18 m/s; lunghezza del passo pari a 1,23 m; cadenza pari a 115,2) (126). Prima dell'intervento, il gruppo di pazienti chirurgici mostrava una flessione di ginocchio più ampia al contatto iniziale (14,13° vs 9,82°), una riduzione dell'estensione nell'appoggio intermedio (11,83° vs 1,83°) e complessivamente una riduzione del ROM sul piano sagittale (46,74° vs 59,24°). Inoltre era ridotto il momento estensorio al ginocchio (-0,39 %BW*H vs -1,97 %BW*H). In seguito all'intervento il gruppo chirurgico ha mostrato miglioramenti nei parametri sopracitati (nell'ordine 12,79°; 8,89°, 51,07°; -0,77 %BW*H) senza raggiungere tuttavia i valori del gruppo di controllo (nell'ordine 9,82°; 1,83°; 59,24°; -1,97 %BW*H).

	Pre-Surgery vs Post-Surgery			Pre-surgery vs Control		Post-Surgery vs Control
	Pre-Surgery Surgical Group	Post-Surgery Surgical Group	*P* Value	Control Group	*P* Value	*P* Value
Joint angles (°)						
Hip initial contact	36.42 (7.88)	36.64 (7.88)	1.000	35.18 (7.11)	1.000	1.000
Hip extension	−3.94 (8.99)	−6.48 (8.25)	1.000	−11.15 (7.83)	0.254	0.918
Hip range of motion	41.75 (4.96)	43.14 (5.16)	1.000	46.51 (5.09)	1.000	1.000
Knee initial contact	14.13 (5.29)	12.79 (3.78)	0.494	9.82 (3.27)	0.005[b]	0.110
Knee flexion stance	22.43 (8.64)	20.97 (4.15)	0.961	20.96 (5.40)	0.781	1.000
Knee extension stance	11.11 (6.54)	8.89 (5.55)	0.651	1.83 (4.63)	<0.001[b]	0.002 [c]
Knee flexion swing	57.86 (10.08)	59.97 (6.19)	1.000	61.07 (3.79)	1.000	1.000
Knee range of motion	46.74 (12.41)	51.07 (6.72)	0.302	59.24 (4.24)	0.002[b]	0.078
Ankle initial contact	1.39 (4.13)	0.31 (3.10)	0.616	−1.48 (3.16)	0.011[b]	0.151
Ankle plantarflexion ES	−3.64 (3.04)	−4.55 (2.49)	0.673	−5.48 (2.47)	0.203	1.000
Ankle dorsiflexion	17.13 (2.84)	17.26 (2.68)	1.000	14.37 (2.58)	0.019[b]	0.005 [c]
Ankle plantarflexion LS	−10.52 (5.70)	−11.57 ± 5.62	1.000	−15.98 (6.17)	0.056	0.125
Ankle range of motion	27.65 (5.49)	28.83 ± 6.17	1.000	30.36 (5.53)	0.838	1.000

Tabella 1 Differenze angolari alle articolazioni di anca, ginocchio e caviglia durante il cammino in pazienti pre- e postchirurgia protesica e gruppo di controllo.

Benchè molti autori si siano soffermati sul recupero della flessione del ginocchio dopo l'intervento (122,120), Ritter e colleghi hanno sottolineato la necessità di una completa correzione del blocco in flessione del ginocchio poiché l'estensione completa gioca un ruolo fondamentale nella stazione eretta, durante la locomozione e nella salita e discesa dalle scale (127). Una contrattura in flessione maggiore di 15° sembra infatti deteriorare l'equilibrio statico e dinamico e sembra essere in collegamento con cambiamenti tridimensionali nella cinematica del tronco (128,129).

È inoltre necessario acquisire la completa estensione di ginocchio a seguito di TKA per evitare il sovraccarico meccanico nel ginocchio controlaterale durante i periodi di doppio appoggio nel corso della deambulazione, per evitare un eventuale peggioramento dell'artrosi nel ginocchio non-operato (129).
In aggiunta, il raggiungimento della completa estensione nella fase di *stance* è una richiesta di primaria importanza per fornire la stabilità necessaria per la generazione di forza durante la propulsione (130).

Capitolo 2

MATERIALI E METODI

2.1 Analisi del cammino

Data l'importanza di mantenere un'adeguata mobilità nelle persone più anziane a seguito di PTG, identificare specifici menomazioni del cammino conseguenti alla chirurgia può aiutare a trovare strategie riabilitative più efficaci ed efficienti *(126)*

L'analisi del cammino è essenziale per elaborare un efficace trattamento riabilitativo. È fondamentale nel processo di decisione clinica, poiché permette di identificare le alterazioni presenti nella deambulazione al fine di individuarne le cause e valutarne l'andamento durante la terapia, ma è anche imprescindibile nella valutazione di un intervento di chirurgia funzionale, o nella prescrizione di ortesi ed in ambito ergonomico.
Gli eventi bellici dell'era moderna, producendo diverse menomazioni in un numero elevato di soggetti, hanno dato un forte impulso all'evoluzione dell'analisi del cammino come strumento di diagnosi. Durante la guerra franco-prussiana nel 1870-1871, i fratelli Weber, Braune e Fischer, elaborano i primi sistemi per fotografare i segmenti corporei durante il cammino *(131)*. Tra la fine dell'ottocento e l'inizio del novecento, Parkinson e Trendelemburg descrivono per primi pattern di movimento patologici in ambito neurologico mentre le prime riprese del corpo in movimento vengono eseguite da Muybridge e Marey che elaborano, negli stessi anni, anche le prime pedane di forza.
Nel 1980 la ripresa cinematografica fu sostituita con i moderni sistemi di acquisizione delle immagini con tecnologia digitale e l'introduzione delle pedane posturografiche per lo studio della cinetica (131).
Tra le prime ricerche fondamentali ricordiamo quelle relative ai pattern di movimento della spina bifida e della poliomielite condotti da Perry e Sutherland in California, che diedero un importante impulso all'utilizzo dell'analisi del cammino in ambito clinico, introducendo l'EMG dinamica che permette di implementare lo studio della patocinesiologia e di indicare nuovi orientamenti per la chirurgia funzionale. Successivamente, è la necessità di studiare il cammino dei bambini affetti da paralisi

cerebrale infantile a contribuire all'ulteriore evoluzione dell'analisi del cammino, grazie ai lavori di Gage in Minnesota (132,131,133,134)

Attualmente, l'analisi del cammino strumentale (*gait analysis*) è considerata un ottimo strumento di ricerca ma è raramente utilizzata nei centri di riabilitazione in quanto, prevedendo l'utilizzo di sistemi optoelettronici, pedane di forza, EMG dinamica, l'impiego di diverse figure professionali (bioingegnere, fisioterapista ecc.) e circa due ore di tempo per essere eseguita, ha un costo elevato ed è applicabile su un numero molto ristretto di pazienti. Inoltre, Simon e Baker (135,136), in due revisioni del 2004 e del 2006, riportano bassi livelli di affidabilità inter-osservatore dovuti principalmente alle procedure di posizionamento dei markers e all'interpretazione dei dati. In aggiunta, Narayanan (137), nella sua revisione del 2007, conclude che, anche se in alcuni casi questa metodologia d'indagine influisce sul processo di decisione clinica, non sempre porta a miglioramenti significativi degli outcomes funzionali.

L'analisi strumentale del movimento permette di raccogliere informazioni sulle caratteristiche della postura e della dinamica relative al sistema muscolo-scheletrico. Si tratta di un sistema di valutazione informatico non invasivo che consente di fornire una misura oggettiva ed estremamente precisa, evitando così l'esclusivo affidamento dell'analisi all'osservazione soggettiva del clinico. È possibile ricavare informazioni sul movimento assoluto del centro di massa del corpo, sul movimento assoluto dei segmenti ossei, sul movimento relativo tra segmenti adiacenti, sulle forze e le coppie di forze generate dall'interazione con l'ambiente, sui carichi trasmessi attraverso le articolazioni, sulle variazioni di energia, sul lavoro e sulla potenza muscolare. Tali parametri possono essere misurati o stimati mediante modelli matematici morfo-funzionali dei tessuti, degli apparati o dei sistemi coinvolti nell'analisi (138).
Attraverso l'analisi strumentale del movimento è possibile ottenere descrizioni quantitative delle funzioni che coinvolgono l'apparato locomotore sia in condizioni normali sia patologiche.
Dall'analisi strumentale del cammino è possibile rilevare diverse tipologie di dati; in particolare:

- Dati cinematici: riguardano la posizione nello spazio, la velocità e l'accelerazione del corpo. Questi dati sono ottenuti tramite l'utilizzo di sistemi di *motion capture*;

- Dati cinetici: forze e momenti. Tali informazioni si ricavano tramite l'ausilio di pedane di forza.

2.1.1. SAFLo

Le analisi presenti in questo studio sono state effettuate presso il laboratorio SAFLo (Servizio Analisi Funzione Locomotoria) dell'IRCCS S. Maria Nascente della Fondazione Don Carlo Gnocchi di Milano.
La strumentazione impiegata in questo laboratorio è composta da:

- Un sistema stereo-fotogrammetrico BTS SMART-D (BTS, Garbagnate Milanese)
- Una piattaforma di forza Kistler (Winterthur, Svizzera)

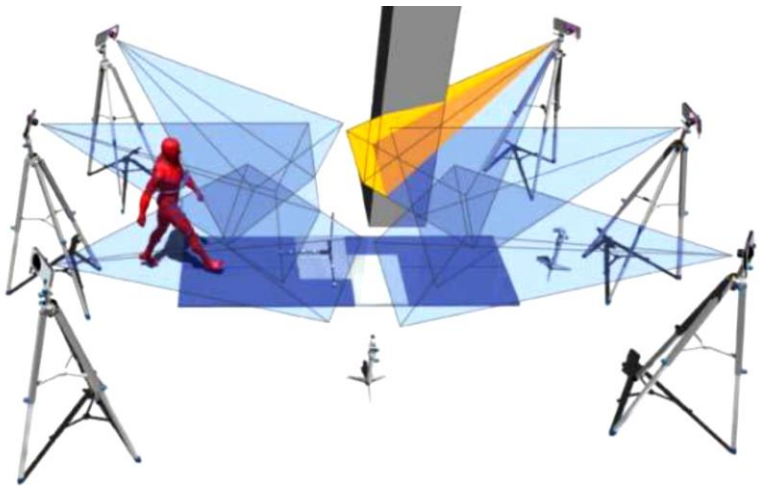


Figura 4. Esempio di laboratorio per l'analisi del movimento

2.1.1.1. Sistemi optoelettronici - BTS

Il gold standard per l'analisi del movimento oggi è rappresentato dai sempre più diffusi sistemi optoelettronici. Essi prevedono l'utilizzo di telecamere digitali, in grado di rilevare dei marcatori localizzati sulla superficie corporea del paziente, secondo un preciso protocollo, e di un software capace di interpolare la posizione dei marcatori in ogni istante al fine di elaborare un'immagine tridimensionale e valutare i dati cinematici.

Le telecamere digitali impiegate nei sistemi optoelettronici operano simultaneamente nella gamma della luce visibile e in quella dell'infrarosso: esse rilevano la luce riflessa dai marcatori catarifrangenti, prodotta da illuminatori all'infrarosso montati sulle telecamere stesse.
Per ricostruire tridimensionalmente la posizione di un marcatore nello spazio, il punto corrispondente deve essere visto in contemporanea da almeno due telecamere non allineate; l'utilizzo di un numero cospicuo di telecamere minimizza la possibilità che un'angolazione sfavorevole o un'ostruzione impediscano la rilevazione e la conseguente ricostruzione delle immagini.

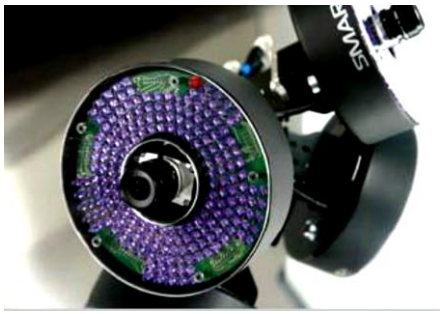


Figura 5. Telecamera BTS

Il sistema BTS SMART-D è un sistema optoelettronico digitale costituito da 8 telecamere dotate di sensori ad elevata sensibilità e di illuminatori compatti, questi ultimi montati posteriormente al piano focale di ogni telecamera in modo che la radiazione emessa non disturbi la rilevazione. Il sistema permette di acquisire tutti i movimenti compiuti in un ampio volume di spazio (3 m x 2 m x 2 m) con un elevato livello di accuratezza e precisione.

2.1.1.2. Marcatori

I marcatori utilizzati per le acquisizioni della presente tesi sono costituiti da supporti plastici rivestiti di materiale catarifrangente in grado di riflettere la luce infrarossa emessa da un dispositivo di illuminazione esterno. È necessario applicare una pre-elaborazione per individuare e classificare i marker che vengono posizionati in punti di repere anatomici e permettono la successiva ricostruzione di ogni singolo segmento anatomico.



Figura 6. Esempio di marker utilizzati

2.1.1.3. Protocollo per l'analisi del movimento

Nell'analisi del cammino occorre utilizzare dei protocolli per rendere clinicamente interpretabili i parametri acquisiti. Il protocollo definisce il modello biomeccanico, i punti di repere anatomici e le procedure per acquisire, elaborare ed analizzare i dati. Nel nostro studio è stato utilizzato il protocollo LAMB (Laboratorio per l'Analisi del Movimento nel Bambino) per gli arti inferiori. Esso è stato messo a punto nel 2004 allo scopo di essere utilizzato nell'acquisizione di dati cinematici sul cammino dei pazienti in età pediatrica, anche in presenza di patologie neurologiche. Il suo uso è stato poi esteso all'analisi di soggetti adulti (139).

Il marker set utilizzato per le acquisizioni prevede 31 marcatori sferici catarifrangenti, posizionati sui punti di repere anatomici indicati nella figura 7 sottostante.

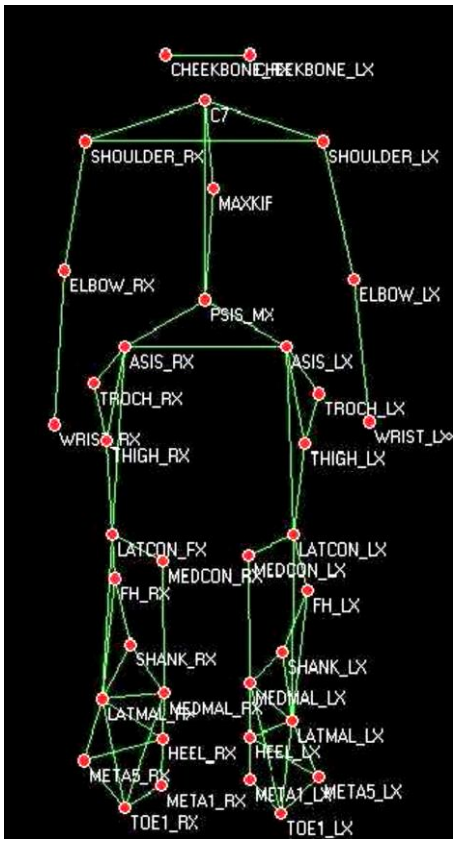


Figura 7. Modello del protocollo LAMB **(140)**

2.1.1.4. Piattaforma di forza

È noto che il corpo si muove sotto l'azione di forze interne, determinate dall'azione muscolare nel rispetto dei vincoli articolari, e di forze esterne generate dall'interazione con l'ambiente. Le pedane di forza sono sistemi in grado di misurare queste ultime sfruttando le variazioni delle proprietà elettriche del sensore conseguenti alla deformazione meccanica della piattaforma, la quale risulta direttamente proporzionale all'intensità delle forze a cui viene sottoposto l'arto in appoggio. Le celle di carico, adibite a tale scopo, misurano il carico verticale, le forze di taglio orizzontali in direzione antero-posteriore e medio-laterale e i momenti relativi a tre assi. La piattaforma utilizzata presso il laboratorio della Fondazione è di tipo piezoelettrico. Essa sfrutta la proprietà di alcuni cristalli (tra i quali il quarzo, il più comune) di generare una tensione elettrica quando vengono sottoposti a sollecitazioni meccaniche. Le pedane sono integrate con il software BTS che consente di elaborare i dati in tempo reale calcolando le tre componenti ortogonali delle forze di reazione al terreno: componenti di taglio, longitudinali e verticali.

2.1.1.5. Elaborazione dei dati

Per ottenere i valori dei parametri cinematici e dinamici dei dati acquisiti tramite le strumentazioni di motion capture è stato necessario l'uso di un software dedicato: il sistema *SMART Capture*, fornito insieme al sistema optoelettronico BTS utilizzato, è stato impiegato per gestire l'acquisizione integrata e la sincronizzazione dei dati provenienti dal sistema optoelettronico, dalle pedane di forza e dall'elettromiografo. Tale applicativo consente, prima dell'acquisizione dei movimenti, di calibrare le telecamere, il volume di acquisizione, le pedane e le sonde EMG. Al termine dell'acquisizione il software crea dei file contenenti l'andamento nel tempo delle coordinate tridimensionali di tutti i marcatori rilevati e dei segnali di tutte le componenti di forza e momento misurati dalle piattaforme.

Ricostruzione e *tracking* dei marker sono resi possibili dal software SMART Tracker, anch'esso fornito insieme al sistema optoelettronico. Questo applicativo è stato sviluppato per la ricostruzione tridimensionale automatica del movimento. Tramite un editor grafico è possibile creare il marker set da applicare, ovvero si specificano i marcatori utilizzati assegnando loro un nome e unendoli tra di loro secondo una relazione anatomica, per permettere una più intuitiva visualizzazione del movimento.

Dopo aver creato il marker set opportuno, l'utente può assegnare ad ogni marker previsto nel modello il corrispondente marcatore rilevato in acquisizione; questa operazione di associazione è detta *labelling*. A partire dai punti esterni rilevati e dai dati antropometrici del singolo soggetto, una serie di programmi sviluppati in ambienti MATLAB calcola gli assi di rotazione di ogni singola articolazione. Il software genera automaticamente dei report costituiti da tabelle riassuntive, contenenti i valori dei parametri cinematici calcolati, e da grafici di sintesi dell'andamento temporale delle grandezze cinematiche e dinamiche calcolate. I risultati possono poi essere esportati in formati di file standard (PDF per i grafici ed Excel per le tabelle).
I database contenenti i valori di riferimento sono stati ricavati dall'analisi del cammino di una popolazione di soggetti sani. Sono a disposizione database diversi in base alla velocità del cammino: per ciascun paziente da analizzare viene caricato il database coerente con la sua velocità di locomozione. In tal modo è possibile effettuare il confronto con parametri fisiologici in linea con le caratteristiche cinematiche e dinamiche del cammino del paziente. I dati vengono inoltre normalizzati automaticamente tenendo conto dell'altezza, della velocità del cammino e della lunghezza del passo [*V(%BH/s)*].

2.1.2.Cinematica del ginocchio nel ciclo del passo

Dalla letteratura è noto che nel corso del ciclo del passo, l'intero arco di movimento dell'articolazione del ginocchio sul piano sagittale va da 0° a circa 60° (114) (141). Al contatto iniziale il ginocchio è flesso di circa 5° (115) e continua a flettersi nella fase di accettazione del carico fino ai 15-20°. La flessione in questa fase è influenzata dalla velocità: più si è veloci e maggiore è la flessione (114). In seguito all'iniziale flessione, il ginocchio si avvicina all'estensione completa fino al distacco del tallone (verificandosi dal 30% al 40% del ciclo del passo). A questo punto il ginocchio ricomincia a flettersi, raggiungendo approssimativamente 40° di flessione nella fase di distacco delle dita (60% del ciclo del passo). La posizione di massima flessione, circa 60°, è assunta all'inizio della fase di oscillazione intermedia (73% del ciclo del passo). La flessione di ginocchio durante l'oscillazione iniziale serve ad accorciare la lunghezza dell'arto inferiore facilitando la *toe clearence.* Durante le fasi di appoggio medio e appoggio terminale si estende quasi completamente (circa 3° di flessione residui (114)). Nelle fasi di oscillazione media e oscillazione terminale si estende fino

alla quasi totale estensione prima di cominciare a flettersi leggermente in preparazione del contatto del tallone al suolo (115).

La figura 8 riassume graficamente l'escursione articolare del ginocchio sul piano sagittale.

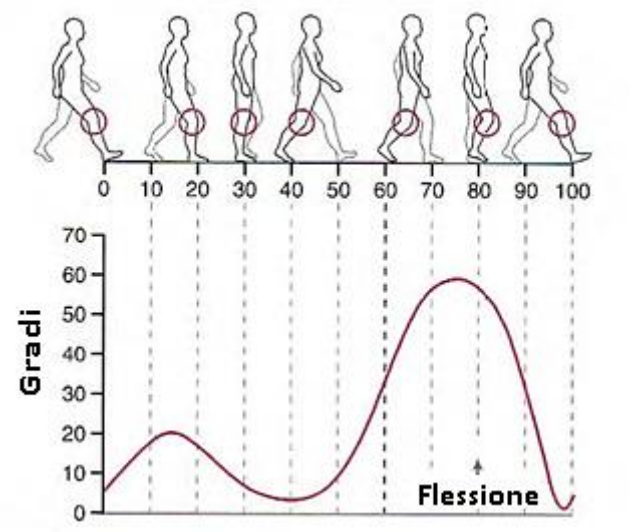


Figura 8. Riepilogo grafico dell'escursione articolare in flesso-estensione del ginocchio durante il ciclo del passo. La curva fa riferimento ad un cammino eseguito a velocità media (circa 1,37 m/s (115)*).*

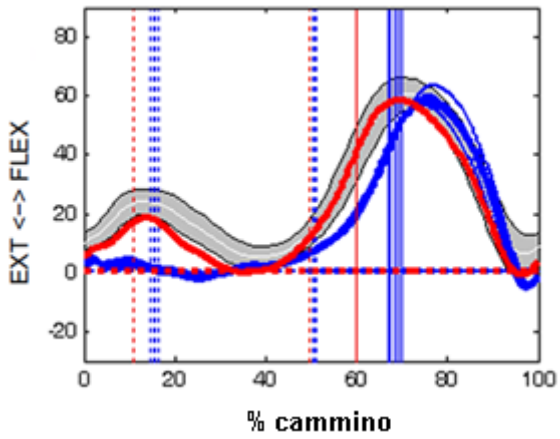


Figura 9. Grafico estrapolato dal database dei pazienti sani. La linea rossa rappresenta la cinematica del ginocchio di un paziente sano durante il cammino a velocità normale; la linea blu quella di un paziente sano a velocità ridotta.

Il grafico riportato in figura 9 è stato estrapolato dal database dei sani cui fa riferimento l'elaborazione dei dati della gait analysis del SAFLo. Essi sono praticamente coincidenti, fatta eccezione per la flessione di ginocchio in fase di accettazione del carico che nel database da noi utilizzato raggiunge in media i 25° contro i 20° riportati nella figura 8.

Nella figura 9 è possibile osservare tre differenti curve: la curva grigia rappresenta il database dei sani a velocità normale. La curva rossa esprime la cinematica del ginocchio di un paziente sano che cammina a velocità normale e ricalca l'andamento di quella grigia. La curva blu a prima vista potrebbe apparire come patologica poiché manca la flessione di ginocchio a seguito del contatto iniziale. In realtà il cammino è quello dello stessa persona che cammina a una velocità ridotta. La figura 10 mostra come i dati sul cammino rilevati a velocità inferiore vengano automaticamente comparate con il database della velocità ad essa coerente.

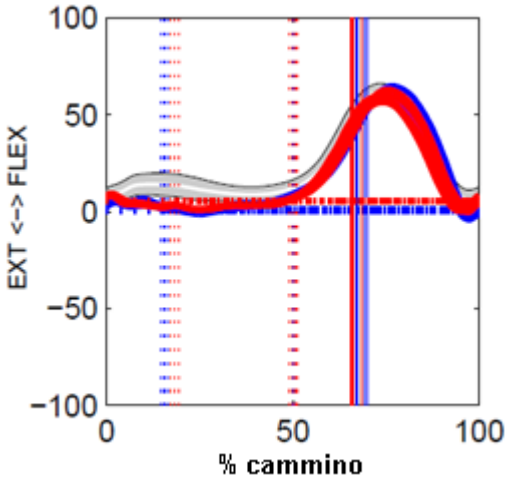


Figura 10. Viene qui illustrata graficamente la cinematica del ginocchio sul piano sagittale a una velocità inferiore a 1,37 m/s.

Un vantaggio di questo software è quello di mostrare nello stesso grafico le fasi di stacco e di appoggio dell'arto inferiore controlaterale attraverso linee verticali tratteggiate, fornendo così l'opportunità di un confronto più immediato e dettagliato.

2.2. Sviluppo di un nuovo strumento

2.2.1. Elettrogoniometro

Negli ultimi anni la riabilitazione dei pazienti operati di PTG si è orientata sempre di più verso il trattamento ambulatoriale unito ad esercizi da eseguire autonomamente assegnati al paziente, piuttosto che verso lunghi ricoveri ospedalieri. Il periodo di permanenza in ospedale in fase acuta diminuisce di anno in anno e sempre più pazienti vengono dimessi nel giro di pochi giorni dopo l'intervento.
In fisioterapia i terapisti monitorano e regolano gli esercizi eseguiti dai pazienti durante le sessioni di trattamento e spesso incoraggiano i pazienti a continuare autonomamente i programmi di esercizi. L'effetto motivante del terapista deve durare fino all'ultimo giorno di trattamento per mantenere alta la compliance del paziente. Sfortunatamente spesso non c'è nessuno che regoli o incoraggi il paziente quando fanno esercizi da soli. Chiaramente esiste la necessità di supportare l'effetto motivante del terapista e di monitorare la situazione del paziente in questo clima di diminuita degenza ospedaliera e di diminuita intensità del trattamento riabilitativo. Una strategia per ottenere questo rinforzo è uno strumento a feedback: i pazienti che utilizzano uno strumento a feedback possono infatti facilmente riconoscere quando hanno raggiunto l'obiettivo specifico, monitorando autonomamente le loro attività e limitandole ai gradi di movimento sicuri. Il dispositivo a feedback potrebbe anche motivare i pazienti all'esercizio quando non sono in terapia e fornire loro una misura quantitativa dei loro progressi. Infine, se lo strumento incorpora la capacità di memorizzare dati, è possibile controllare l'adesione del paziente a programma di esercizi a casa.
Uno strumento a biofeedback utilizzato per il trattamento postoperatorio della protesi di ginocchio è senza dubbio l'elettrogoniometro.
Nel 2004 Kuiken (142) ha sviluppato un dispositivo a biofeedback computerizzato basato sulla misurazione goniometrica dell'angolo relativo coscia-gamba (computerized biofeedback goniometer – CBG) per incoraggiare e monitorare esercizi a ROM attivo. Il CBG era costituito da una normale fascia posizionata al ginocchio che in una tasca laterale accoglieva l'elettrogoniometro e da un microcomputer posto in vita. La fascia presentava un'apertura anteriore e una posteriore al fine di ridurre le forze che avrebbero limitato flessione ed estensione permettendo tuttavia una stretta aderenza all'arto. L'elettrogoniometro constava di

due bracci allineati anatomicamente con un potenziometro tra i due. Il CBG avrebbe fornito un segnale audio e video ogni volta che gli angoli di flessione ed estensione avessero raggiunto il valore prestabilito. Questo studio riporta l'applicazione dello strumento ai pazienti operati di PTG. Gli obiettivi dello studio erano (1) valutare la precisione dell'elettrogoniometro nel monitorare l'angolo al ginocchio, (2) valutare la disponibilità del paziente ad utilizzare lo strumento e (3) determinare quali effetti il dispositivo ha sulle attività d'esercizio del paziente.

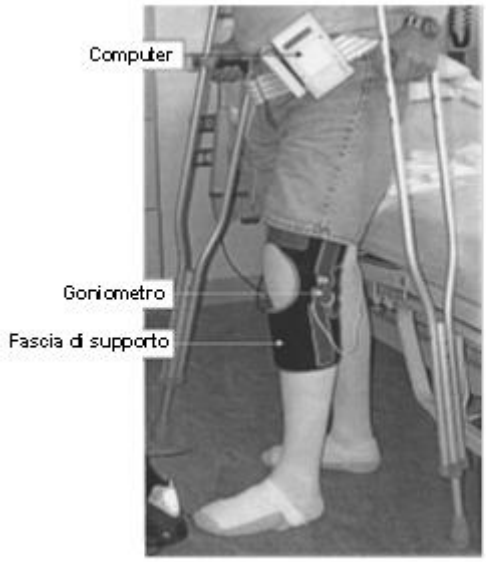


Figura 11. Elettrogoniometro computerizzato utilizzato da Kuiken.

Sottoponendo tutti i pazienti allo stesso protocollo di trattamento, che prevedeva due ore al giorno di fisioterapia suddivise in esercizi di vario tipo, a lettino e in piedi, e training del cammino con il biofeedback, e facendo eseguire tutte le misurazioni, gli aggiustamenti e le impostazioni dello strumento dalla stessa persona al fine di ridurre al minimo le probabilità di errori dovuti all'intervento di più operatori, Kuiken è giunto alla conclusione che il CBG era in grado di misurare accuratamente gli angoli relativi al ginocchio da 0° a 100°, e poiché un obiettivo comunemente accettato dopo l'intervento di sostituzione protesica del ginocchio è quello di raggiungere i 90° di flessione, questo dispositivo potrebbe tornare utile come strumento di misura nel periodo iniziale di riabilitazione postoperatoria.

L'elettrogoniometro ha, tuttavia, dei limiti; esso infatti è incline a errori di crosstalk correlati alla rotazione del blocco a fine movimento (crosstalk generale) e alle caratteristiche dei sensori stessi (143). C'è il rischio che, posizionando in modo

errato lo strumento, il fulcro del goniometro e l'asse di rotazione del ginocchio non coincidano, provocando così un'errata rilevazione dei dati [142]. Ha inoltre lo svantaggio di essere scomodo ed ingombrante nonché difficile da indossare autonomamente (144). Infine, la soglia di attivazione del segnale viene regolata sul sistema di supporto digitale è ciò potrebbe risultare complesso per il paziente.

2.2.2. Il kit "Leonardo"

"Leonardo" è un kit modulare utilizzato in riabilitazione per il controllo del movimento, ideato e sviluppato da Alessandro Crippa e commercializzato da *Chinesport Italia*®. Il kit è costituito da una valigetta che offre una serie di sussidi utili per lavorare attraverso il processo riabilitativo sia in patologie ortopediche che neurologiche, garantendo la strutturazione di esercizi mirati allo specifico patologico del soggetto. Il sistema, creato per il controllo del movimento e l'organizzazione di esercizi terapeutici, costituisce una risposta immediata ed efficace alle diverse esigenze terapeutiche del lavoro quotidiano in palestra. Grazie alla sua struttura modulare, permette di realizzare numerosi sussidi, limitando notevolmente la quantità di materiale necessario, il che garantisce una possibilità di intervento professionale anche a domicilio. La presenza di particolari sistemi di connessione facilita l'allestimento dei differenti sussidi terapeutici.



Figura 12. Kit per il feedback posizionale "Leonardo".

Il kit “Leonardo” nasce con l’obiettivo di essere affidato al terapista, offrendogli la possibilità di allestire diversi dispositivi che siano coerenti con il suo metodo di lavoro in sede di trattamento.

Attraverso alcuni elementi di “Leonardo” (figura 13) è possibile assemblare uno strumento a biofeedback posizionale (figura 14) che offre la possibilità di monitorare e amplificare i movimenti dei vari segmenti corporei permettendo di valutare velocemente asimmetrie, compensi e variazioni delle performance del paziente. Esso è composto da un’ unità mobile, collegabile a un polo positivo e uno negativo e contenente la batteria, un buzzer e un segnalatore a led, e da un dispositivo periferico (goniometro o inclinometro a lunghezza regolabile) che, collegato all’unità mobile attraverso i poli negativo e positivo, determina la chiusura del circuito e l’attivazione del segnalatore. All’unità mobile è possibile collegare anche una pastiglia vibrante in grado di erogare un feedback di tipo vibratorio nella zona corporea desiderata. La regolazione del range di attivazione del segnale avviene sull’unità periferica.



Figura 13. Strumento finalizzato al controllo della posizione di un’articolazione

Applicando i sensori al ginocchio e fissandoli con del tape in modo tale che la loro posizione non cambi, è possibile focalizzare l’attenzione del paziente sull’angolo relativo coscia-gamba (figura 15).



Figura 14. Biofeedback posizionale al ginocchio. È possibile richiedere il completamento dell'estensione al ginocchio oppure, dare un segnale di stop per evitare un' iperestensione indesiderata. Nel nostro caso è richiesto il completamento dell'estensione (feedback positivo).

2.2.3. Il nuovo dispositivo

Il nuovo dispositivo nasce con l'obiettivo di miniaturizzare il feedback posizionale del kit "Leonardo", al fine di renderlo ancora più pratico e di poterlo affidare direttamente all'uso autonomo del paziente, una volta addestrato al suo impiego?.

Lo strumento è stato realizzato con l'intenzione di assemblare un dispositivo in grado di sfruttare il principio d'azione del feedback posizionale (cioè la misura dell'angolo relativo coscia-gamba) snellendone la forma, rimuovendo i fili di connessione, riducendo il volume dell'unità mobile per renderlo più pratico, comodo, versatile e indossabile sotto i pantaloni, e diminuendone sensibilmente i costi, così da ottenere uno strumento potenzialmente più utilizzabile nella pratica clinica (figura 16).

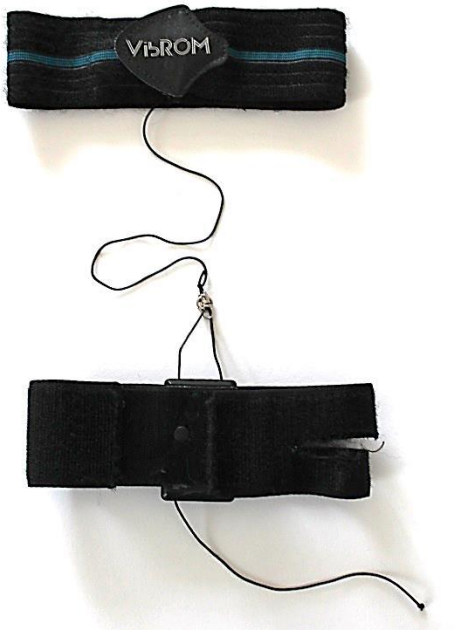


Figura 15. VibROM

Il nuovo strumento è composto da due fasce di velcro elastico e da un'unità mobile contenente al suo interno la batteria, la pastiglia vibrante, l'interruttore e un fermacordino a molla. L'unità mobile e le fasce di velcro sono collegate da una cordicella la cui lunghezza è regolabile mediante il fermacordino.

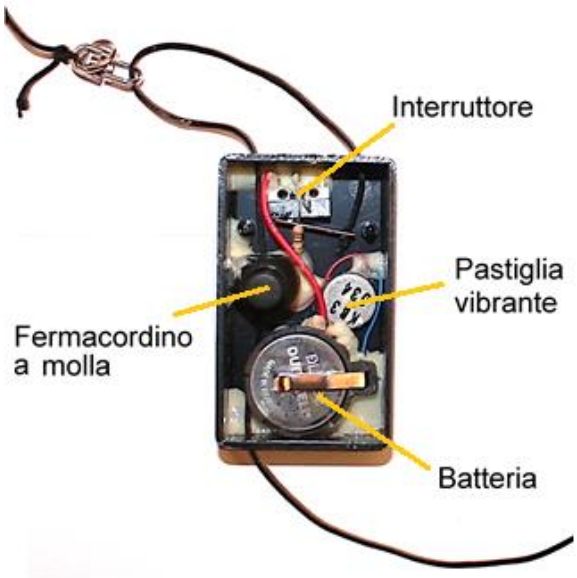


Figura 16. Contenuto dell'unità mobile. Interruttore, pastiglia vibrante, batteria e fermacordino a molla sono fissati all'interno del contenitore con del silicone.

Le due fasce di velcro vengono fissata una subito cranialmente alla rotula, l'altra subito al di sotto dei gastrocnemi, in modo tale che non scivolino.

Il dispositivo è stato denominato “VibROM”, dall’unione delle parole inglesi *vibration* (vibrazione) e *range of motion* – ROM (espressione traducibile in italiano con escursione articolare).

2.2.3.1. Pricipio di funzionamento

È possibile regolare il dispositivo in relazione alle caratteristiche del paziente e ai diversi scopi di utilizzo: posizionando lo strumento in modo tale che la cordicella sia posteriore al ginocchio è possibile concentrare l’attenzione del paziente sull’estensione; posizionandola anteriormente ci si concentra invece sulla flessione.

L’illustrazione del principio di funzionamento di VibROM è stato effettuata considerando l’estensione di ginocchio, ma il ragionamento analogo è valido anche per la flessione.

VibROM sfrutta il concetto geometrico di *corda*.
In geometria si definisce *corda* quel segmento che unisce due punti distinti su una curva.

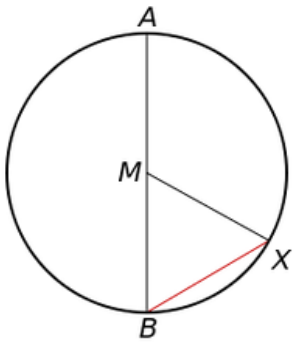


Figura 17. BX è la corda dell’angolo BMX

In trigonometria, il teorema della corda esprime la lunghezza della corda tracciata lungo una circonferenza e l'angolo sotteso dalla corda stessa. Data una circonferenza di raggio R, e una corda tracciata tra due punti A e B della circonferenza, l'angolo sotteso dalla corda stessa con vertice al centro della circonferenza è detto *angolo al centro*; ciascun angolo sotteso dalla corda e con vertice sulla circonferenza è detto *angolo alla circonferenza*

$$\overline{AB} = 2R \operatorname{sen}\alpha = 2R \operatorname{sen}\frac{\beta}{2}$$

dove α è l'angolo alla circonferenza e β è l'angolo al centro.

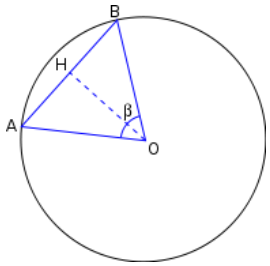


Figura 18. Illustrazione grafica del teorema della corda

La cinematica è quella branca della meccanica che studia il movimento puro dei corpi, senza concentrarsi sulle forze e sui momenti che vengono prodotti con il movimento stesso. In generale, si possono verificare due tipi di movimento: traslazione e rotazione.

La traslazione descrive un movimento lineare nel quale tutte le parti di un corpo rigido si muovono parallele e nella stessa direzione di movimento. Essa può avvenire lungo una traiettoria lineare oppure curvilinea.

La rotazione invece descrive un movimento in cui un corpo rigido si muove lungo una traiettoria circolare attorno a un perno. In conseguenza di ciò tutti i punti del corpo ruotano simultaneamente nella stessa direzione angolare attraverso lo stesso numero di gradi.

Il movimento dell'intero corpo umano è spesso descritto come una traslazione del centro di massa del corpo stesso, generalmente collocato davanti al sacro (115). Benché il centro di massa di una persona *trasli* nello spazio, il suo spostamento è generato dai muscoli che *ruotano* gli arti. Il fatto che gli arti ruotino può essere apprezzato osservando la traiettoria creata dalla caviglia durante la flessione di ginocchio: la caviglia infatti sembra muoversi lungo una linea paragonabile ad una semicirconferenza



Figura 19. Circonferenza concentrica alla traiettoria descritta dalla caviglia nella flessione di ginocchio

Per comprendere il principio di funzionamento di VibROM, si consideri la circonferenza concentrica alla traiettoria della caviglia nella flessione di ginocchio. È possibile applicare ad essa il teorema della corda.

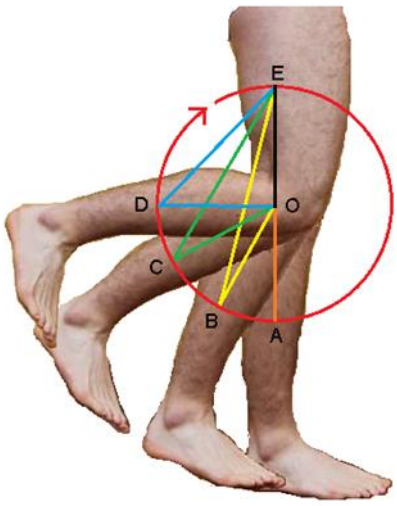


Figura 20. Teorema della corda applicata alla circonferenza concentrica alla traiettoria della caviglia nella flessione di ginocchio.

Considerando coscia e gamba come il diametro della circonferenza otteniamo tra esse un angolo la cui ampiezza è di 180° (angolo AÔE). La corda relativa a questo angolo (AE) ha la maggiore lunghezza (λ) possibile (λ_{max}), corrispondente al diametro stesso. L'angolo BÔE ha un'ampiezza minore rispetto all'angolo AÔE (BÔE<AÔE), diminuzione causata dalla progressione in flessione del ginocchio che comporta un avvicinamento di coscia e tibia; ne consegue che la corda (BE) relativa a questo nuovo angolo BÔE avrà una lunghezza minore ($\lambda_1<\lambda_{max}$) rispetto alla corda AB.

Progredendo ulteriormente nella flessione si otterrà un nuovo angolo (CÔE), inferiore all'angolo BÔE (CÔE<BÔE<AÔE): come conseguenza avremo una corda CE la cui lunghezza risulta ancor maggiormente inferiore della corda BE rispetto al diametro ($\lambda_2<\lambda_1<\lambda_{max}$).

Poiché il filo di VibROM è anelastico, la lunghezza della corda non si traduce nella pratica clinica con l'accorciamento del filo stesso ma con una variazione del suo stato di tensione: supponendo di regolare la lunghezza del nostro strumento in base all'estensione massima del ginocchio otterremo che anche alla minima diminuzione dell' angolo di 180° formato tra coscia e gamba corrisponderà una perdita di tensione del filo che si tradurrà nell'interruzione dell'emissione del segnale vibratorio (figura 21)

L'obiettivo di VibROM è quello di motivare il paziente a ricercare l'estensione completa sfruttando un feedback positivo: il compito del paziente è quello di completare l'estensione di ginocchio arrivando a tendere il filo del dispositivo. Tradotto in termini geometrici il paziente parte da una posizione di blocco in flessione: di conseguenza l'angolo fra coscia e gamba è inferiore a 180° e la corda ad esso relativa inferiore alla lunghezza della corda massima. Cercando di raggiungere l'estensione completa, l'angolo tra coscia e gamba aumenta progressivamente e comporta un aumento della lunghezza della corda. Raggiunti i 180°, quindi l'ampiezza massima, anche la corda raggiunge la lunghezza massima e questo fa sì che il filo del VibROM raggiunga la sua massima escursione emettendo il segnale vibratorio.

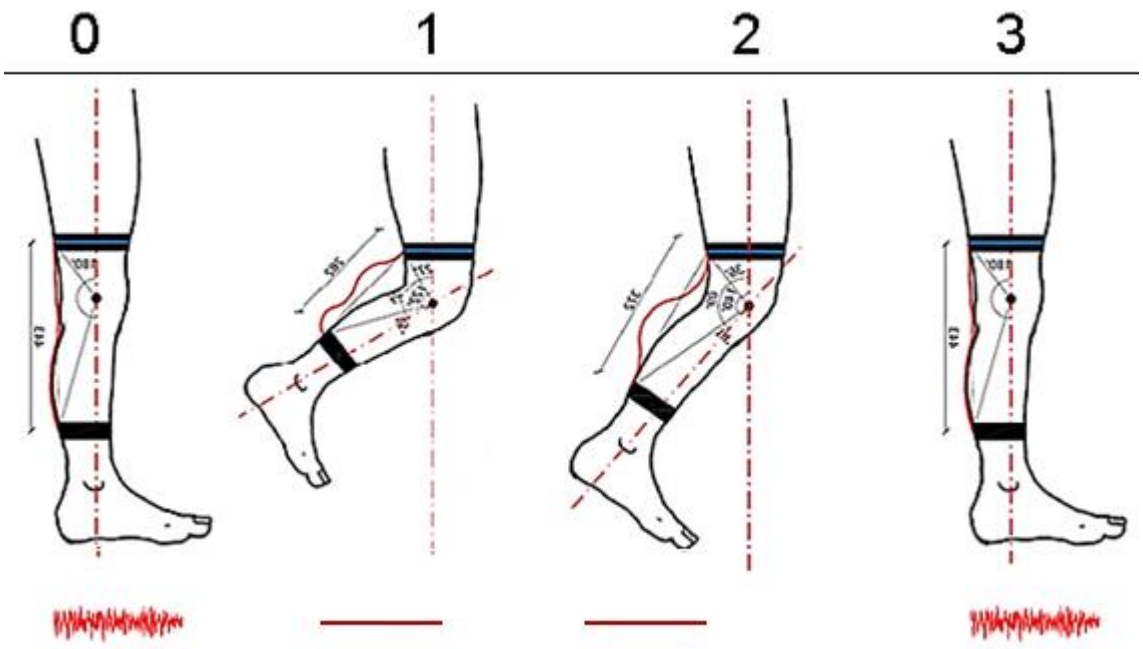


Figura 21. Viene qui mostrata l'aumento della lunghezza della corda in relazione all'aumento dell'estensione di ginocchio corrispondente all'aumento dell'angolo al centro dell'ipotetica circonferenza. La linea spezzata (〰) indica la fase on dello strumento mentre la linea continua (—) indica la fase off.

La figura 22.0 rappresenta la condizione di completa estensione alla quale viene tarato VibROM. Ad essa corrisponde un angolo di 180° e la cordicella del dispositivo risulta in tensione.

La figura 22.1 rappresenta una condizione in flessione di ginocchio. L'angolo al centro è minore di 180° e la cordicella di VibROM, è detesa. Ciò rende silente il dispositivo.

La figura 22.2 rappresenta un'altra condizione in flessione di ginocchio. In questo secondo caso, tuttavia, l'angolo tra coscia e gamba aumenta ma non raggiunge ancora i 180° iniziali necessari all'attivazione del segnale. La cordicella pertanto resta ancora detesa e lo strumento è ancora silente.

La figura 22.3 rappresenta la condizione di raggiungimento dell'estensione completa. In questo caso l'angolo al centro misura 180° e la cordicella raggiunge la massima tensione innescando il segnale vibratorio.

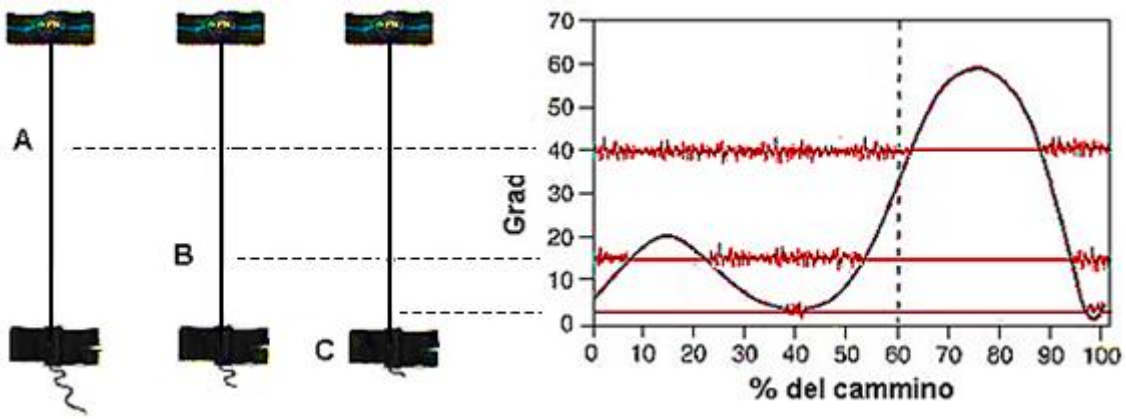


Figura 22. Fasi on (〰) e off (—) di VibROM regolato a diverse lunghezze ($\lambda_A<\lambda B<\lambda C$) per il controllo dell'estensione di ginocchio nel corso del ciclo del passo.

Ipotizzando di impostare lo strumento in modo tale che vibri una volta raggiunti i 40° di flessione, a una data lunghezza λ_A della cordicella, otterremo che dallo 0 al 60% lo strumento sarà in fase *on* erogando il segnale vibratorio; al 62-63% del ciclo del passo, raggiunti i 40° di flessione, diverrà silente e riprenderà a vibrare nel corso dell'ultima fase dell'oscillazione terminale (figura 22.A).

Impostando lo strumento in modo tale che vibri quando il paziente raggiunge i 15° di flessione di ginocchio, quindi a una data lunghezza λ_B della cordicella tale che $\lambda_B>\lambda_A$, otterremo che dallo 0 a circa il 10% del ciclo del passo verrà emesso il segnale vibratorio; dal 10 al 25% il segnale verrà interrotto per essere poi ripreso dal 20 al 50%. Dal 50 al 95% il segnale sarà di nuovo silente (figura 22.B).

Impostando lo strumento in modo tale che vibri al raggiungimento della quasi completa estensione, con il ginocchio flesso di circa 2-3°, alla data lunghezza λ_C della cordicella tale per cui $\lambda_C>\lambda_B>\lambda_A$ (figura 22.C), non vi sarà emissione di segnale fino al 40% del ciclo del passo; esso verrà interrotto subito in seguito per essere poi di nuovo emesso al contatto iniziale successivo.

È possibile utilizzare VibROM anche per motivare il paziente a ottenere una flessione di ginocchio maggiore posizionandolo con la cordicella rivolta anteriormente all'articolazione.

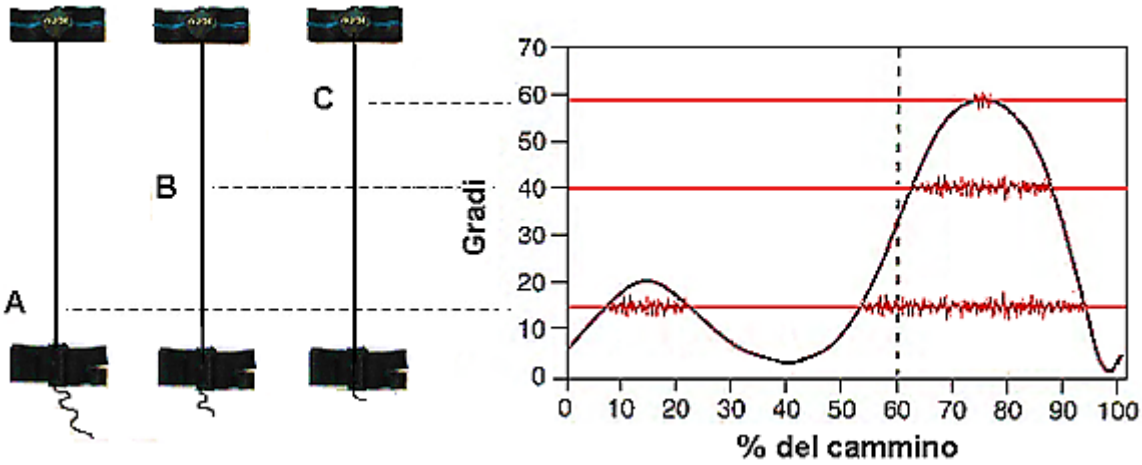


Figura 23. Fasi on (〰) e off (—) di VibROM regolato a diverse lunghezze ($\lambda_A<\lambda B<\lambda C$) per il controllo della flessione di ginocchio nel corso del ciclo del passo.

La figura 24 mostra come agisce VibROM sull'incremento della flessione. Il ragionamento è analogo a quello relativo alla figura 23.

Impostando lo strumento in modo tale che eroghi il segnale vibratorio ad esempio a 15° di flessione (figura 24.A), alla data lunghezza della cordicella λ_A, il dispositivo vibra dal 8-9% al 22%; dal 23% a circa il 55%, andando quindi verso l'estensione, rimane silente; l'emissione del segnale riprende al 56% e perdura fino a circa il 95% per poi tornare silente tra il 96% e il 100% del ciclo del passo.

Regolando lo strumento a 40° di flessione di ginocchio (figura 24.B), alla data lunghezza della cordicella λ_B, tale che $\lambda_B>\lambda_A$, esso vibra dal 62-63% al 90%

Infine, regolando lo strumento a circa 60° di flessione, alla data lunghezza della cordicella λ_C, tale che $\lambda_C>\lambda_B>\lambda_A$, esso vibra solo al raggiungimento del picco di flessione, circa al 78% del ciclo del passo.

2.3.2. Test dello strumento in laboratorio

Per verificare se effettivamente VibROM fosse in grado di rilevare le modificazioni angolari al ginocchio, abbiamo usufruito del sistema *Smart*. Abbiamo effettuato l'analisi del cammino strumentale su un soggetto sano a velocità ridotta, chiedendo uno *stance* variabile per gradi di estensione al ginocchio. Lo strumento è stato posizionato posteriormente al ginocchio e ne è stata regolata la lunghezza così che vibrasse al raggiungimento della completa estensione. Nel corso dell'analisi del cammino sono stati registrati diversi passaggi in pedana che sono poi stati suddivisi

in due blocchi, uno in cui era attivo il segnale vibratorio e l'altro in cui, non avendo completato l'estensione, il feedback non era risultato attivo. Nel grafico sottostante sono riportate le prove rappresentative dei due comportamenti.

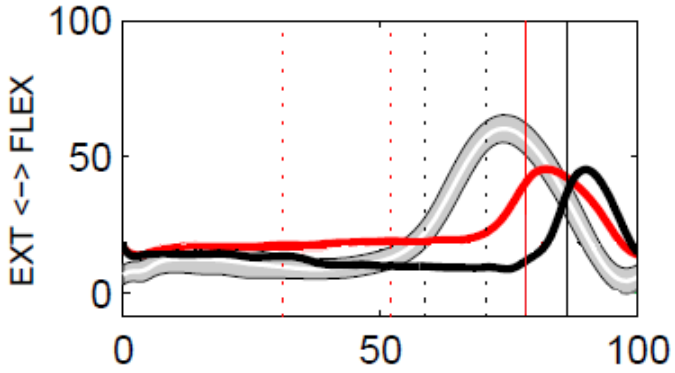


Figura 24. Cinematica del ginocchio sul piano sagittale di un soggetto sano che deambula a velocità ridotta. La curva rossa rappresenta il cammino spontaneo; la curva nera il cammino in cui il feedback ha emesso il segnale.

Il grafico in figura 24 è rappresentativo dei dati elaborati. Si noti come la curva nera si avvicina maggiormente a 0° rispetto alla curva rossa. Poiché la curva rossa corrisponde alle prove di cammino spontaneo e la curva nera a quelle di cammino con feedback attivo, dal grafico emerge che il paziente, soddisfacendo la richiesta di attivazione del segnale, estende maggiormente il ginocchio. La sensibilità dello strumento è perciò tale da discriminare, nel contesto dinamico-funzionale del cammino, la corretta estensione di ginocchio.

2.5. Percezione della vibrazione sui soggetti sani

Una caratteristica dello strumento è rappresentato dal fatto che esso sfrutta la vibrazione come segnale di feedback, permettendo di unire efficacia e discrezione. Se da una parte è vero che la sensibilità vibratoria (o pallestesica) si esplora per mezzo di un diapason applicato su una superficie ossea (145), dall'altra è anche vero che VibROM verrebbe collocato subito al di sotto del gastrocnemio, a contatto non con una superficie ossea ma con tessuto muscolare molle. Per verificare se il segnale vibratorio fosse percepibile in quel punto, considerando la variazione dei tessuto e il fatto che l'intensità della vibrazione non è regolabile, abbiamo effettuato dei test di sensibilità su 45 persone sane, volutamente disomogenee per età e parametri antropometrici (altezza e peso) a livello del gastrocnemio destro e sinistro.

Ne è risultato che l'80% delle persone percepiva nettamente la vibrazione; il 20% riferiva difficoltà nella registrazione del segnale e nessuno riferiva assenza di percezione.

	SESSO	ETÀ	ALTEZZA (cm)	PESO (Kg)	GASTROCNEMIO	
					DESTRO	SINISTRO
1	F	55	160	50	V	V
2	M	21	185	85	V	V
3	F	26	168	55	V	V
4	M	56	180	88	V	V
5	F	29	169	56	V	V
6	M	17	175	73	V	V
7	F	48	170	93	<	<
8	M	15	176	80	V	V
9	M	42	186	88	V	V
10	F	24	167	55	V	V
11	M	27	188	92	V	V
12	M	84	175	78	V	V
13	F	65	168	52	V	V
14	F	60	160	70	<	<
15	M	63	173	115	<	<
16	F	60	160	51	V	V
17	F	65	169	78	V	V
18	F	54	158	68	V	V
19	F	27	165	66	<	<
20	F	25	172	67	V	V
21	M	41	174	73	V	V
22	M	63	173	110	<	<
23	F	60	160	52	V	V
24	M	32	178	77	<	<
25	F	30	171	57	V	V
26	M	34	180	85	V	V
27	M	46	169	82	V	V
28	M	10	158	40	V	V
29	M	13	170	64	V	V
30	F	44	168	92	<	<
31	M	48	179	94	V	V
32	M	21	168	56	V	V
33	F	44	152	49	V	V
34	F	12	167	44	V	V
35	F	44	170	68	<	<
36	F	18	172	54	V	V
37	M	15	168	46	V	V
38	M	49	173	102	<	<

39	M	22	170	63	V	V
40	M	22	169	75	V	V
41	M	22	180	77	V	V
42	M	22	186	84	V	V
43	M	47	180	83	V	V
44	F	46	157	52	V	V
45	F	13	156	58	V	V

Tabella 2. In giallo sono evidenziati i campioni sani che rientrano all'interno della fascia di età più soggetta all'intervento di PTG.

Dopo aver verificato che lo strumento fosse in grado di discriminare le variazioni di posizione del ginocchio e che il segnale vibratorio emesso dallo strumento fosse percepito bene dalla maggior parte dei soggetti sani testati, abbiamo applicato lo strumento a un paziente operato di protesi al ginocchio, analizzandone il cammino prima e dopo il trattamento con VibROM.

Analisi osservazionale

Presso l'Istituto Ortopedico Galeazzi di Milano è stata condotta un'analisi osservazionale sui pazienti operati di PTG al fine di disporre di un quadro delle loro caratteristiche di inizio e fine trattamento, con il quale confrontare i punteggi dei test del paziente trattato con VibROM.

27 pazienti (19 donne e 8 uomini) operati di protesi al ginocchio sono stati sottoposti alla valutazione postoperatoria all'ingresso nel reparto di riabilitazione e alla loro dimissione.

La valutazione si è basata sulla somministrazione di alcune scale di valutazione quali Numeric Rating Scale, Timed Up-and-Go Scale, Stair climbing test e Barthel index. Non si disponeva della strumentazione necessaria per misurare il ROM attivo nel corso della deambulazione.

La Numeric Rating Scale (NRS o anche NRPS – Numeric Pain Rating Scale) è una scala di valutazione che quantifica la soggettiva intensità del dolore. Essa ha 11 valori che vanno da 0 a 10 compresi, dove "0" equivale all'assenza di dolore e "10" corrisponde al più intenso dolore immaginabile. Il paziente deve attribuire al suo dolore un valore coerente con l'intensità del dolore provato nelle ultime 24 ore [(146)].

Il Timed Up-and-Go (TUG) è un test indicato, tra altre patologie come morbo di Alzheimer, morbo di Parkinson, sclerosi multipla e disordini vestibolari, anche per persone affette da artrosi, sia prima sia in seguito a intervento di sostituzione protesica (146). Il TUG valuta mobilità, equilibrio, cammino e rischio di caduta dei pazienti. Esso misura il tempo necessario al paziente per alzarsi da una sedia ad altezza standard (tra i 44 e i 47 cm), percorrere 3 metri in linea retta per poi tornare a sedersi sulla stessa sedia (147). Viene cronometrato il tempo impiegato: un tempo inferiore ai 20 secondi indica che il paziente è indipendente nei brevi trasferimenti; un tempo superiore ai 30 secondi indica necessità di assistenza (146). Ogni paziente ha avuto a disposizione un'esecuzione di prova ed è stata registrata la media delle due esecuzione successive. Il test è stato eseguito con l'ausilio di due bastoni canadesi.

Lo Stair-Climbing test (SCT) misura il tempo necessario al paziente per salire e scendere 12 scalini di dimensioni standard (18 cm di altezza per 28 cm di profondità). Il test è stato eseguito con l'ausilio di due bastoni canadesi. Ogni paziente ha avuto a disposizione un'esecuzione di prova ed è stata registrata la media delle due esecuzione successive. Lo Stair-Climbing test misura un livello più alto di funzione rispetto al TUG (147).

La Barthel Index (BI) valuta la capacità di un individuo con una qualsiasi disabilità, di prendersi cura di sè nelle attività di vita quotidiana. È una scala a 10 o 11 items, a seconda della versione inglese o italiana; gli items corrispondono alle attività che ciascun individuo svolge nella quotidianità. Per ciascun item viene assegnato un punteggio in base al grado di autonomia del paziente nell'esecuzione di quel compito. Il punteggio minimo è 0 e quello massimo è 100, in entrambe le versioni; in base al punteggio ottenuto è possibile classificare il paziente come 100 = autosufficiente (100), quasi autosufficiente. (99-91), lievemente dipendente (90-75), moderatamente dipendente (74-50), gravemente dipendente (49-25) o completamente dipendente (<25).

La tabella 3 di pagina seguente riporta i risultati di tutti gli strumenti valutativi impiegati.

SESSO	ETÀ	TIPO DI INTERVENTO	GIORNI DI RICOVERO	NRS		TUG		SCT		BI	
				I	F	I	F	I	F	I	F
M	74	PTG SX	7	7	5	00:41,17	00:34,16	01:38,12	01:14,65	76	95
F	84	PTG DX	7	4	1	00:32,40	00:26,08	01:12,81	00:49,63	83	95
F	62	PTG DX	9	5	3	00:35,08	00:22,06	01:21,12	00:51,07	66	97
F	71	PTG DX	11	3	1	00:44,71	00:31,12	01:35,84	00:59,06	73	88
M	69	PTG SX	23	5	2	00:41,38	00:25,12	01:40,16	00:58,14	76	92
M	62	PTG DX	18	3	2	00:38,2	00:24,11	00:59,18	00:49,71	73	88
F	58	PMLG DX	25	4	1	00:42,16	00:27,31	01:38,12	00:49,91	76	97
M	77	PMMG SX	12	5	2	00:39,31	00:32,16	01:24,38	00:56,01	73	95
F	76	PTG DX	11	7	3	00:32,09	00:21,12	01:19,31	00:59,44	95	97
F	79	PTG DX	12	6	1	00:43,12	00:35,27	01:38,16	01:19,15	61	86
F	62	PTG DX	10	0	0	00:25,24	00:22,39	01:17,74	00:49,71	76	95
F	73	PTG DX	10	2	5	00:36,32	00:27,05	01:26,82	00:55,41	73	92
M	60	PMMG DX	9	6	2	00:32,84	00:28,81	00:58,17	00:46,19	76	92
F	61	PMMG DX	10	4	1	00:29,65	00:22,36	01:29,16	01:14,18	76	95
F	80	PMMG DX	6	6,5	2	00:31,26	00:22,49	01:32,24	01:06,60	66	95
F	72	PTG DX	18	3	2	00:26,84	00:21,35	01:30,20	00:58,62	61	97
F	64	PTG DX	10	7	6	00:34,25	00:25,82	01:38,15	01:35,12	73	88
M	64	PTG SX	8	3	2	00:25,66	00:21,48	01:15,19	00:58,94	95	97
F	93	PTG DX	8	5	3	00:53,54	00:48,12	01:39,56	01:37,68	66	86
F	66	PTG SX	8	4	1	00:37,42	00:23,14	01:26,16	00:57,81	76	92
M	68	PTG SX	9	6	2	00:41,38	00:24,82	01:31,17	00:59,61	61	95
F	71	PTG DX	8	4	2	00:39,27	00:26,71	01:28,14	00:58,11	83	95
F	76	PTG DX	9	5	1	00:40,88	00:31,16	01:36,06	01:08,14	61	86
F	74	PTG SX	8	7	4	00:46,44	00:27,31	01:37,08	01:04,19	59	88
F	75	PMMG DX	11	3	2	00:38,22	00:25,15	01:32,16	01:19,38	70	88
F	70	PTG SX	11	5	3	00:41,17	00:26,30	01:41,71	01:01,12	74	92
M	82	PTG DX	10	7	6	00:35,16	00:21,01	00:59,12	00:48,51	95	97
	71		**11,037037**	**4,7**	**2,4**	**00:37,23**	**00:26,81**	**01:26,89**	**01:02,45**	**73,81**	**92,59**

Tabella 3. Risultati dei test e delle scale di valutazione somministrati ai pazienti. "I" indica il punteggio ottenuto alla valutazione iniziale, "F" indica il punteggio ottenuto alla valutazione finale. In rosso sono indicate le medie dei punteggi ottenuti.

Il trattamento è stato eseguito quotidianamente per tutta la durata del ricovero (in media 11 giorni). Sono state effettuate due sedute al giorno della durata di 45 minuti ciascuna seguendo le linee guida per gli esiti della protesi di ginocchio nella fase postoperatoria comprendenti mobilizzazioni passive, passivo-assistite e attive dell'arto inferiore, esercizi di rinforzo muscolare, in particolare per i flessori e gli estensori di ginocchio, e retraining del cammino (148).

Dalla tabella 3 si nota che alla valutazione finale il punteggio della NRS passa da 4,7 a 2,4; i tempi impiegati nella TUG e nella SCT diminuiscono rispettivamente da una media di 00:37,23 a una media di 00:26,81 e da 1:26,89 a 1:02,45; la media dei punteggi della BI passa da 73,81 a 92, 59.
Sono stati calcolati i tassi di variazione dei punteggi ottenuti nelle scale e nei test:

- NRS: -49%
- TUG: +28%
- SCT: +28%
- BI: +26%

Criteri di inclusione/esclusione

Per rendere possibile l'utilizzo di VibROM, è necessario per prima cosa che il paziente percepisca il segnale vibratorio erogato dallo strumento. In secondo luogo non devono essere presenti blocchi articolari meccanici e/o retrazioni muscolari, i quali impedirebbero la completa escursione articolare. Condizione fondamentale perché lo strumento sia utilizzabile è la compliance del paziente: poiché è il paziente stesso che impiega autonomamente il dispositivo, con l'idea di proseguire e intensificare il trattamento riabilitativo, egli deve essere motivato e collaborante al suo recupero funzionale.
Infine, è bene specificare che VibROM non possiede particolari controindicazioni.

Descrizione del paziente

Il paziente studiato in questo lavoro di tesi era un uomo di 76 anni, operato di PTG sinistro in precedente gonartrosi.
Il paziente era lucido, vigile, collaborante e motivato al recupero.
Alla valutazione iniziale abbiamo verificato che non fossero presenti blocchi meccanici né retrazioni a livello del ginocchio.
Abbiamo sottoposto al paziente gli stessi test e le stesse scale di valutazione utilizzati nello studio preliminare. I punteggi sono riportati nella tabella 4.

	NRS	TUG (s)	SCT (s)	BI
I	5	00:59,87	01:32,16	66

Tabella 4. Punteggi ottenuti alla valutazione iniziale ("I").

Comparando i risultati da lui ottenuti nei test valutativi con i dati raccolti nello studio osservazionale il nostro paziente è risultato globalmente più compromesso.

Abbiamo in seguito effettuato l'analisi del cammino strumentale, al fine di individuare in modo più preciso i deficit del paziente. Occorre specificare che egli ha sempre utilizzato due bastoni canadesi per la deambulazione, sia durante i test, sia durante le analisi del cammino iniziale e finale, nel rispetto delle indicazioni fornite dal chirurgo; il carico sull'arto inferiore operato è risultato quindi ridotto perché scaricato sugli ausili citati.
Il paziente ha accettato di partecipare allo studio fornendo il consenso informato per iscritto.

L'analisi strumentale del cammino è stata effettuata presso il laboratorio "SaFlo" della Fondazione Don Carlo Gnocchi. L'analisi è stata eseguita eliminando uno dei potenziali limiti di questo esame, cioè a dire eventuali errori di posizionamento dei markers nel caso in cui venissero collocati da terapisti diversi.

Nei grafici sottostanti vengono mostrate le prove rappresentative del cammino del paziente.

La successive figure 25, 26 ,27, 28, 29 e 30 mostrano i risultati dell'analisi del cammino effettuato con pattern motorio spontaneo, in assenza quindi di specifiche richieste, prima del trattamento (Pre_Spontaneo). Abbiamo individuato tra i diversi grafici quelli che presentavano andamenti alterati rispetto al database dei sani.
Nei grafici la nuvola di punti e le bande grigie rappresentano il comportamento di soggetti sani che deambulano a diverse velocità. Le curve rosse rappresentano il comportamento dell'arto sinistro, le blu quelle dell'arto destro.

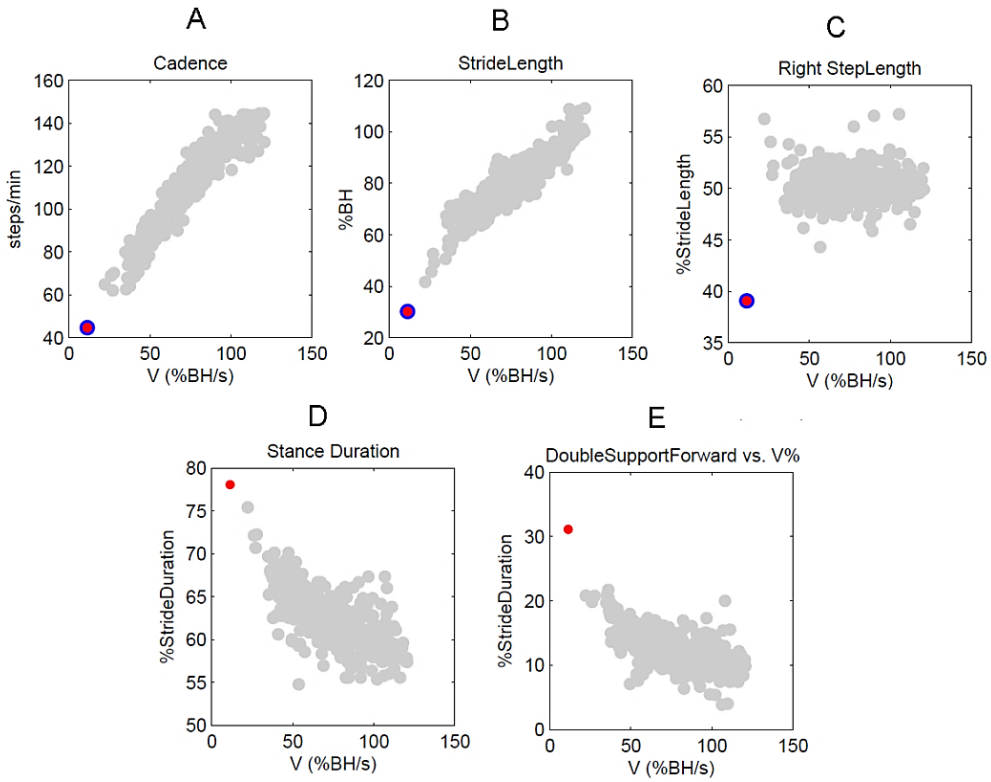


Figura 25. Parametri generali del cammino Pre_Spontaneo del paziente. (A) Cadenza; (B) Lunghezza del passo; (C) Simmetria del passo; (D) Durata percentuale dello stance; (D) Durate percentuale del doppio appoggio.

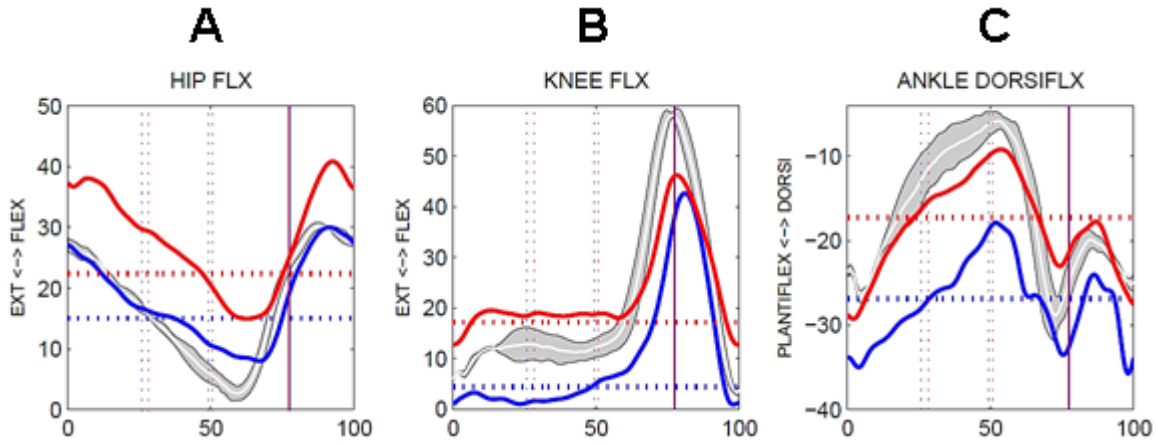


Figura 26. Vengono qui mostrate le curve descrittive delle cinematiche di anche (A), ginocchia (B) e caviglie (C) alla valutazione iniziale.

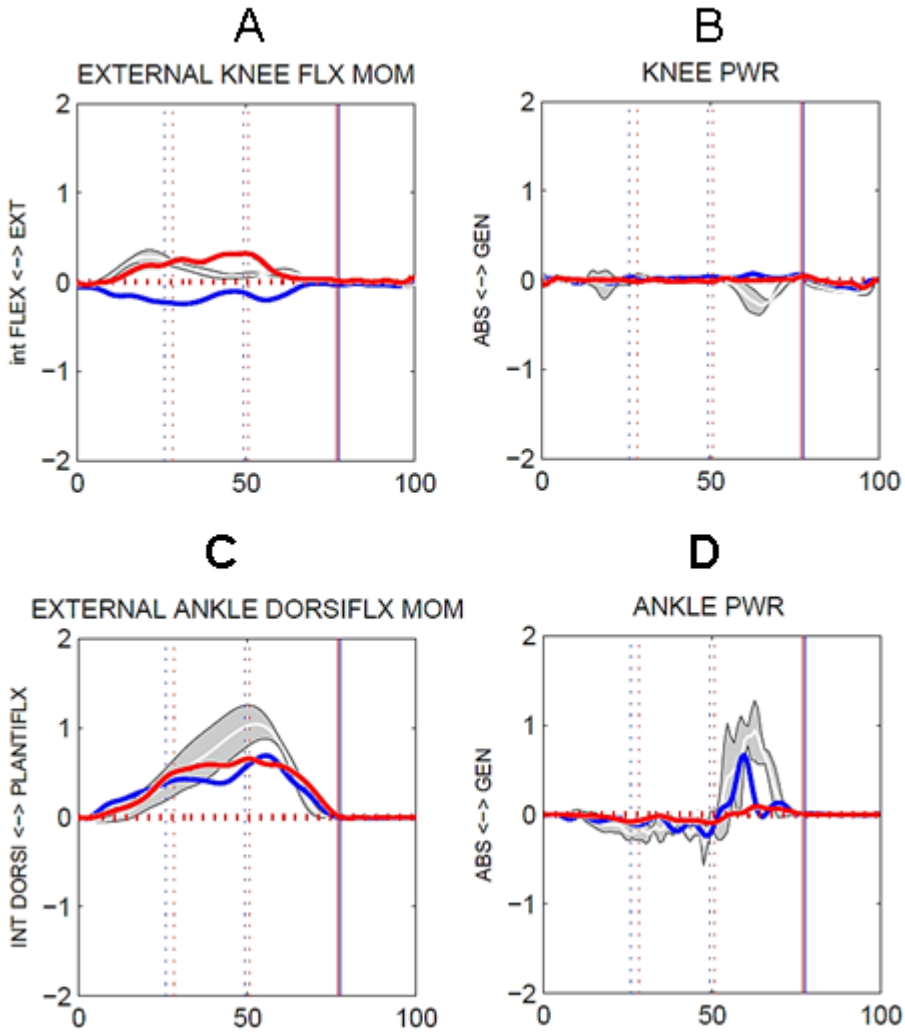


Figura 27. Momenti e potenze delle articolazioni di ginocchia e caviglie.

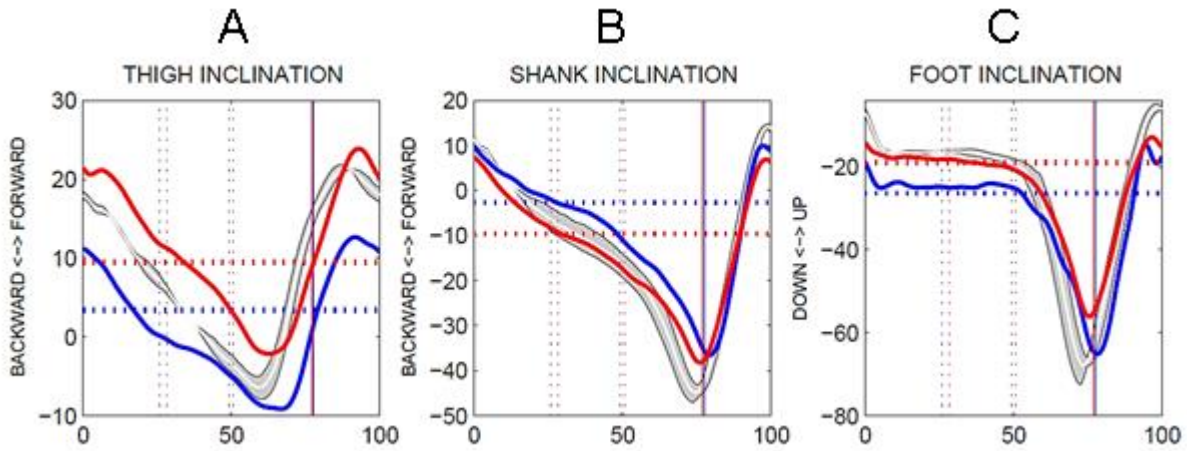


Figura 28. Angoli assoluti di cosce, gambe e piedi

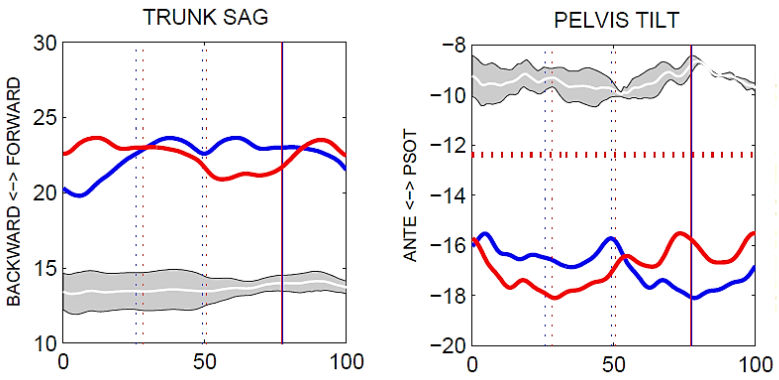


Figura 29. Inclinazione del tronco sul piano sagittale (A); rotazione del bacino sul piano sagittale (B)

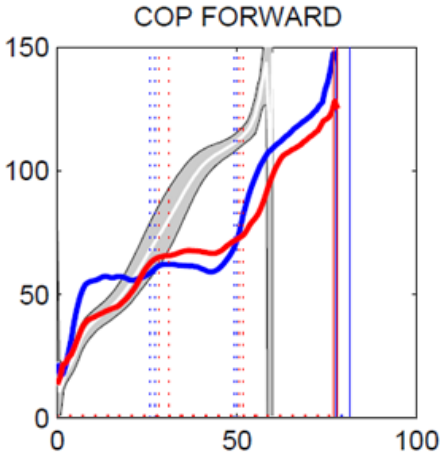


Figura 30. Avanzamento del centro di pressione.

Dai grafici di pagina 65 emerge che il paziente cammina molto lentamente in tutte le prove, non riuscendo a esprimere velocità superiori. Nonostante ciò, parametri quali cadenza (25.A), lunghezza del passo (25.B) e percentuali di durata dello stance (25.D) risultano coerenti con il database dei sani:

- Cadenza: 40 steps/minuto
- Lunghezza del passo 30
- Lunghezza percentuale del semipasso destro: 39%
- Durata dello stance: 79%
- Percentuale di doppio appoggio: 31%

Dal grafico 25.C emerge un'asimmetria nella lunghezza del passo, con il destro più corto del 10%. La simmetria del passo è infatti indicata dal valore percentuale "50".

L’ anca sinistra mostra una flessione di 40° al contatto iniziale contro i circa 30° previsti dalla fisiologia e un picco di estensione di 15° contro gli 0° del database. L’anca destra mostra un picco di estensione pari a 10° (figura 26.A, pag.65).
Il ginocchio sinistro mostra una maggior flessione al contatto iniziale (pari a 12° contro i 7° del database) e un deficit di estensione di 20° mantenuto per tutta la fase di stance. Il ginocchio destro mostra una minor flessione (5°) al contatto iniziale e risulta più esteso nella fase di stance rispetto al database (figura 26.B).
La caviglia sinistra mostra un picco di dorsiflessione ridotta rispetto al comportamento fisiologico (-10°). La cinematica della caviglia destra risulta più compromessa, mostrando un picco di dorsiflessione pari a -18° (figura 26.C).

La figura 27 di pagina 66 descrive la componente dinamica mettendo in evidenza l’azione delle forze interne ed esterne al ginocchio e alla caviglia. Il momento esterno flessorio al ginocchio sinistro è alterato; il momento al ginocchio destro risulta invece estensorio. L’asimmetria del pattern in flesso-estensione di ginocchio riscontrata dal punto di vista cinematico sul piano sagittale è giustificata dal comportamento delle forze esterne. L’assorbimento e produzione di potenza a livello di entrambe le ginocchia resta nullo, così come per la caviglia sinistra. La caviglia destra invece mostra questa capacità.

Nei grafici della figura 28 (pag. 66) vengono analizzati gli angoli assoluti di coscia, gamba e piede. Si nota che il femore destro (28.A) arriva più verticale, segno di un ridotto avanzamento dell’arto nello spazio. In conseguenza di ciò anche il piede destro arriva con angolazione ridotta. a sinistrta se lui ha difficoltà a stare in carico, dare stabilità, estendere e portare avanti il centro di pressione quini non avanza molto col destro, supera di poco la verticale e col femore resta dritto, dnon avanza, non completando lo swing dell’arto destro
.
Sul piano sagittale il tronco si presenta anteriorizzato e il bacino antiverso. L’antiversione delle pelvi permette che l’anca destra resti estesa, favorendo simultaneamente l’estensione di ginocchio. La direzione del tronco e delle pelvi è orientata a mantenere il baricentro all’interno della base d’appoggio, che in questo caso è costituita da piedi e stampelle. Ciò rende necessario uno spostamento anteriore del centro di massa.

L’atteggiamento in anteriorizzazione di tronco e antiversione di bacino, associato alla cinematica del ginocchio, fanno sì che il momento al ginocchio destro resti estensorio per tutto lo *stance*.

Nella figura 30 (pag.67) si può notare come il centro di pressione avanzi più velocemente per poi arrestarsi in una fase di plateau quando il paziente è in appoggio sull’arto inferiore destro. Così facendo il paziente, quando è in appoggio sull’arto inferiore sinistro, scarica rapidamente il peso sull’arto controlaterale. A sinistra l’avanzamento del centro di pressione è frenato al distacco del controlaterale, mentre a destra è anticipato. L’arto inferiore destro rimane arrestato fino a quando non avviene l’appoggio dell’arto controlaterale (coadiuvato dai bastoni canadesi) per garantire che questo arrivi senza una grossa accelerazione.

Il paziente mostra la tendenza a ridurre l’accelerazione dell’arto operato e per farlo mantiene il carico sul retropiede destro. L’alterata funzione dell’arto sinistro condiziona quindi il comportamento dell’arto sano, inducendo uno schema motorio cautelativo al fine di ridurre l’impatto sull’arto inferiore sinistro.

2.4. Trattamento

Il protocollo di esercizi è stato ideato al fine di migliorare gli aspetti patologici precedentemente evidenziati dall’analisi del cammino.
Sono state effettuate due sedute di trattamento al giorno della durata di 45 minuti ciascuna per due settimane, arrivando a un numero complessivo di 20 trattamenti.

Il trattamento riabilitativo si è basato sulle linee guida per gli esiti della protesi di ginocchio in fase postoperatoria e su esercizi specifici a biofeedback posizionale in stazione eretta in carico in appoggio sulle spalliere (in vece dei bastoni canadesi). Lo scopo di questi esercizi era quello di portare l’attenzione del paziente sul riconoscimento della posizione del ginocchio nello spazio in un contesto che simulasse il passo. Attraverso gli esercizi a biofeedback il nostro obiettivo era quello di lavorare sul particolare per ottenere miglioramenti nel contesto dinamico generale del cammino.

In aggiunta al trattamento riabilitativo in palestra, il paziente ha indossato VibROM per tutta la durata del ricovero ogniqualvolta ha deambulato. Nella prima seduta riabilitativa il paziente è stato addestrato all'uso autonomo del dispositivo: lo schema di movimento corretto per l'estensione di ginocchio che è stato richiesto al paziente prevedeva l'induzione della vibrazione nella fase di stance dell'arto operato.

Esercizi a biofeedback

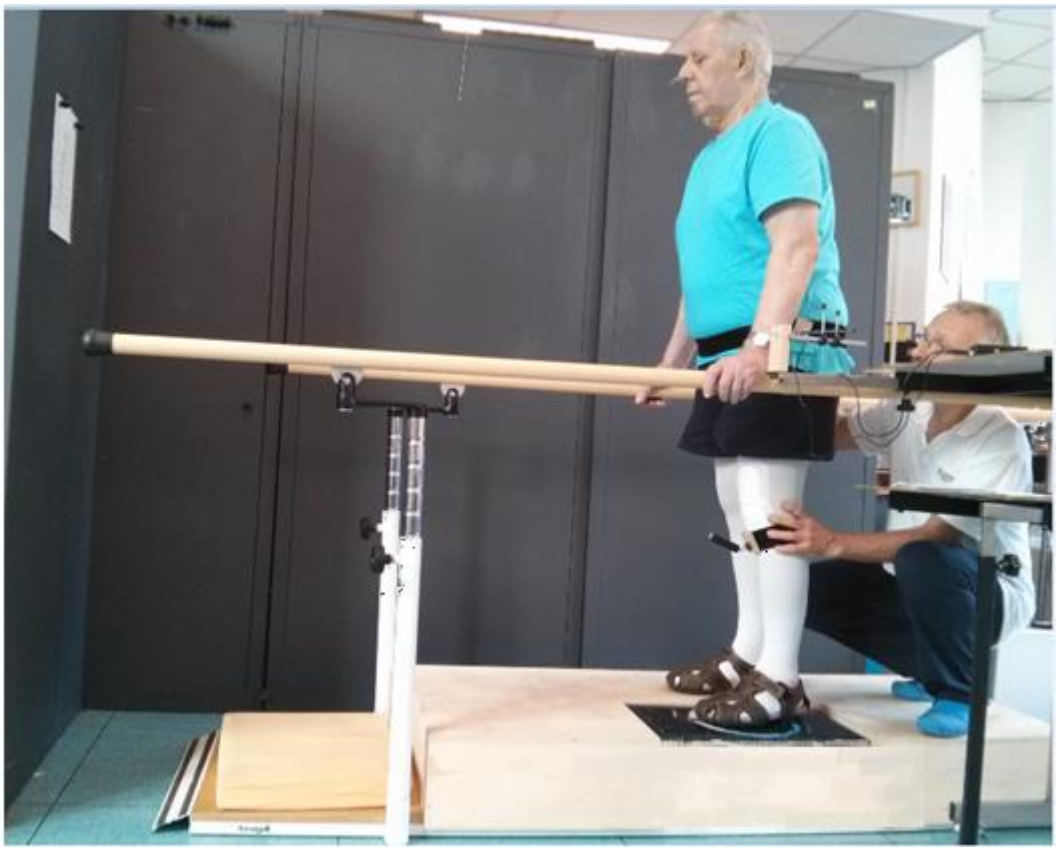


Figura 31. Primo esercizio a biofeedback posizionale.

Il primo esercizio a biofeedback posizionale richiedeva il completamento degli ultimi gradi di estensione di ginocchio a tronco e bacino allineati. Il paziente era in stazione eretta e in carico con l'ausilio delle parallele. Abbiamo posizionato un puntatore laser sulla gamba, circa a livello del piatto tibiale, che proiettava il fascio di luce su una tabella appesa di fronte al paziente (figure 30 e 31\32). In primo luogo è stato richiesto al paziente il riconoscimento degli ultimi gradi di estensione di ginocchio aiutato dal fisioterapista. Successivamente al paziente è stato chiesto di raggiungere e mantenere le posizioni usando un puntatore laser: così facendo è stato possibile

amplificare il segnale proveniente dal ginocchio del paziente rendendo più semplice e immediata la comprensione del compito estensorio.

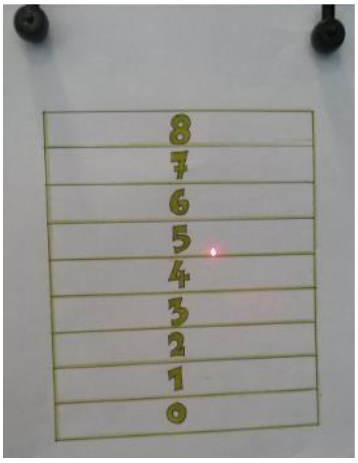


Figura 32. Tabella usata nell'esercizio 1



Figura 33. Semplificazione grafica dell'esercizio 1

Movimenti compensatori di bacino sono stati evitati collocando sul paziente un ulteriore feedback posizionale per mantenere il corretto allineamento bacino-arto inferiore (figura 33)

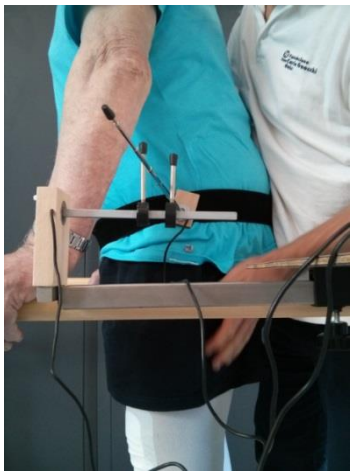


Figura 34. Biofeedback posizionale per il corretto allineamento tronco-bacino

Nel secondo esercizio a biofeedback veniva richiesto l'avanzamento del bacino a tibia ferma (figura 35).



Figura 35. Secondo esercizio a biofeedback sottoposto al paziente.

In questo secondo esercizio l'obiettivo era lo spostamento di carico sull'arto sinistro per favorire l'estensione del ginocchio. Essa è doveva essere ottenuta tenendo fissa la tibia e portando avanti il femore, il quale segue l'avanzamento del bacino. Questo movimento richiama la biomeccanica fisiologica durante il cammino, nella quale il ginocchio si estende per il rotolamento del femore sulla tibia (115). Grazie all'antenna posizionata a livello del bacino il paziente ha potuto verificare visivamente i suoi spostamenti e attraverso l'inclinometro a segnale acustico collocato sulla gamba si è

monitorato che il paziente non flettesse il ginocchio nell’esecuzione del compito proposto.
Una volta ottenuta l’estensione del ginocchio si chiede un ulteriore avanzamento del bacino continuando con l’avanzamento del cop per tutta la fasew di preswing e swing del controlaterale.

Capitolo 3

RISULTATI

Dopo due settimane di trattamento, la valutazione finale è stata effettuata tramite somministrazione di NRS, TUG, SCT e BI e analisi del cammino strumentale.

La tabella mostra i punteggi ottenuti nei test e nelle scale di valutazione:

	NRS	TUG (s)	SCT (s)	BI
Iniziale	5	00:59,87	01:32,16	66
Finale	2	00:25,97	01:06,10	92

Tabella 5. Punteggi dei test e delle scale ottenuti alle valutazioni iniziale e finale.

L'analisi del cammino strumentale è stata condotta con VibROM.
Le prove sono state distinte in due categorie: una in cui il paziente ha deambulato con uno schema di marcia spontaneo (Post_Spontaneo), l'altra invece nella quale veniva richiesta l'induzione del segnale vibratorio dello strumento nella fase di *stance* (Post_Controllato).
Sia nelle prove del gruppo Post_Spontaneo, sia in quelle Post_Controllato è stato analizzato il comportamento dell'arto sinistro attraverso gli stessi parametri considerati nell'analisi Pre_Spontaneo.

I grafici sottostanti riassumono i dati dell'analisi iniziale (curve rosse) dell'analisi finale spontanea (curve nere) e dell'analisi finale controllata.

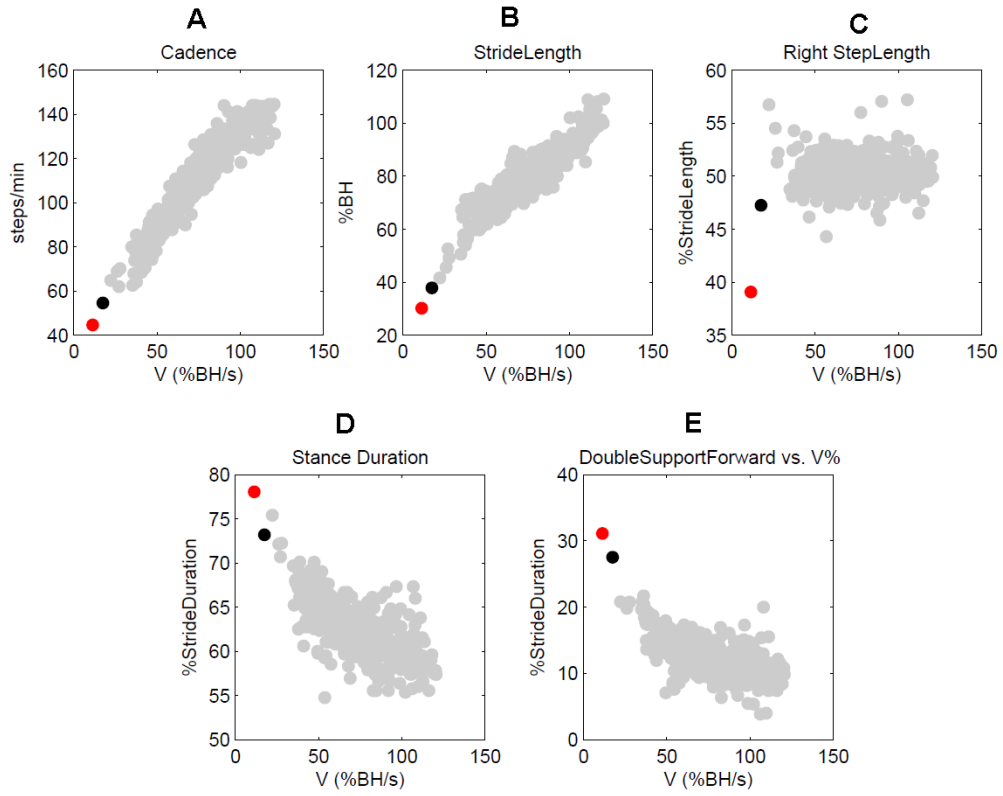


Figura 36. Parametri generali del cammino Post_Spontaneo del paziente. (A) Cadenza; (B) Lunghezza del passo; (C) Simmetria del passo; (D) Durata percentuale dello stance; (D) Durate percentuale del doppio appoggio.

Cadenza sempre nella nuvola ma aumenta.

Lunghezza del passo sempre nella nuvola ma aumenta.

Simmetrizzazione del passo

% stance ridotta ma nella nuvola.

Tende a normalizzarsi doppio appoggio.

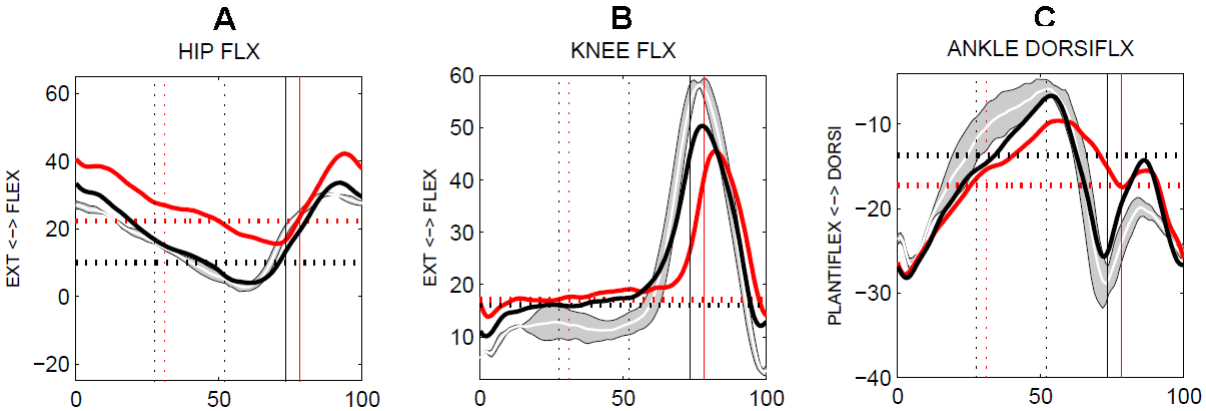


Figura 37. Curve descrittive delle cinematiche di anche (A), ginocchia (B) e caviglie (C) alla valutazione finale con cammino spontaneo.

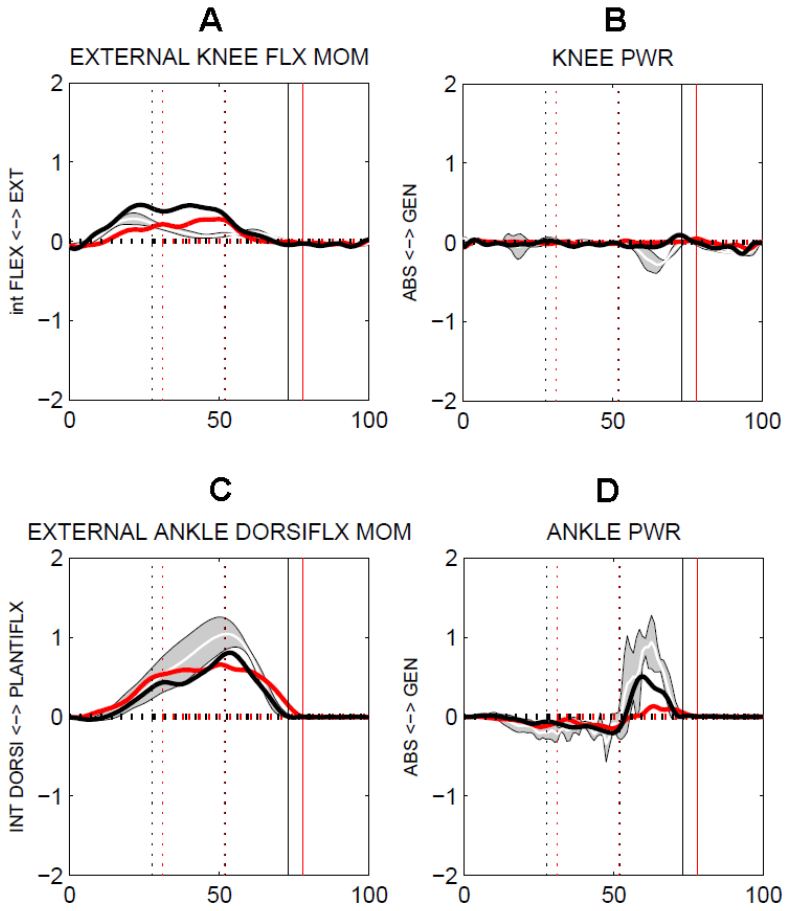


Figura 38. Momenti e potenze delle articolazioni di ginocchia e caviglie.

Anca è più estesa- momento flessorio esterno è aumnetato Deficit di estensione rimane ma è leggermente meno marcato (esprimere in percentuale). L'anca normalizza. La caviglia si normalizza e produce potenza. Ginocchio più in estensione agli strike.

31.A: Paziente sposta indietro la curva dello stance e migliora l'estensione. Si va quindi verso una situazione di fisiologia, tuttavia non ancora raggiunta (probabilmente a causa dell'apprendimento motorio – della serie, il paziente ha migliorato a livello meccanico ma o non ha appreso che il miglioramento meccanico debba essere applicato durante il cammino, oppure ha compreso ma ha delle difficoltà nell'applicarlo sistematicamente)

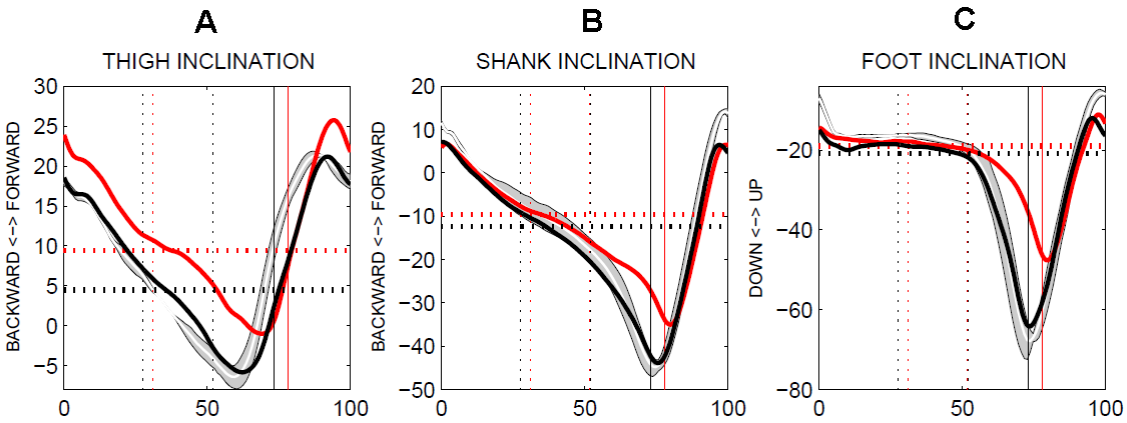


Figura 39. Angoli assoluti di cosce, gambe e piedi.

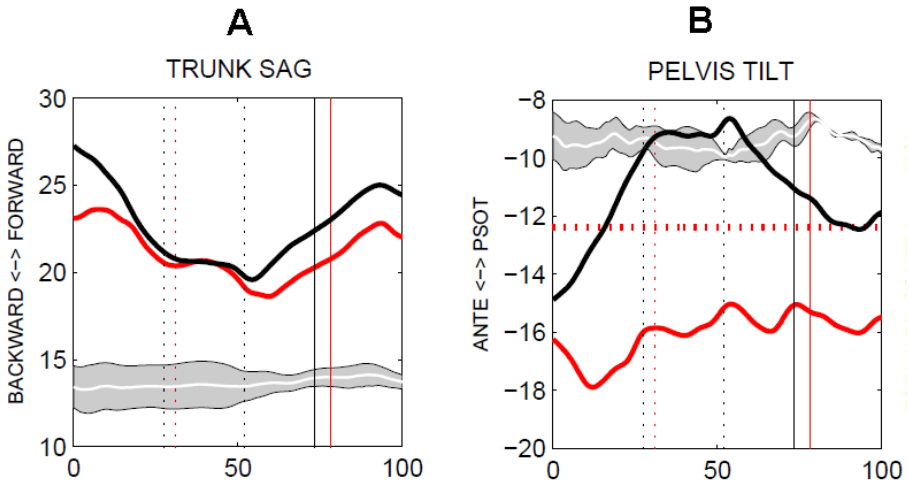


Figura 40. Inclinazione del tronco sul piano sagittale (A); rotazione del bacino sul piano sagittale (B)

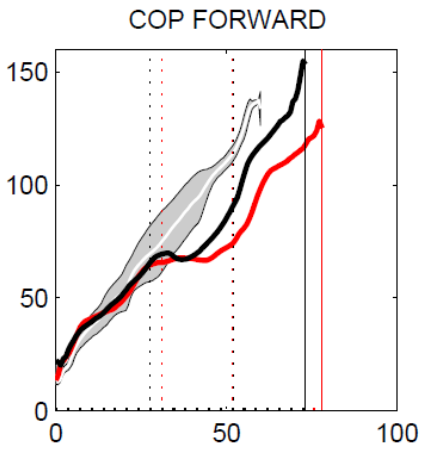


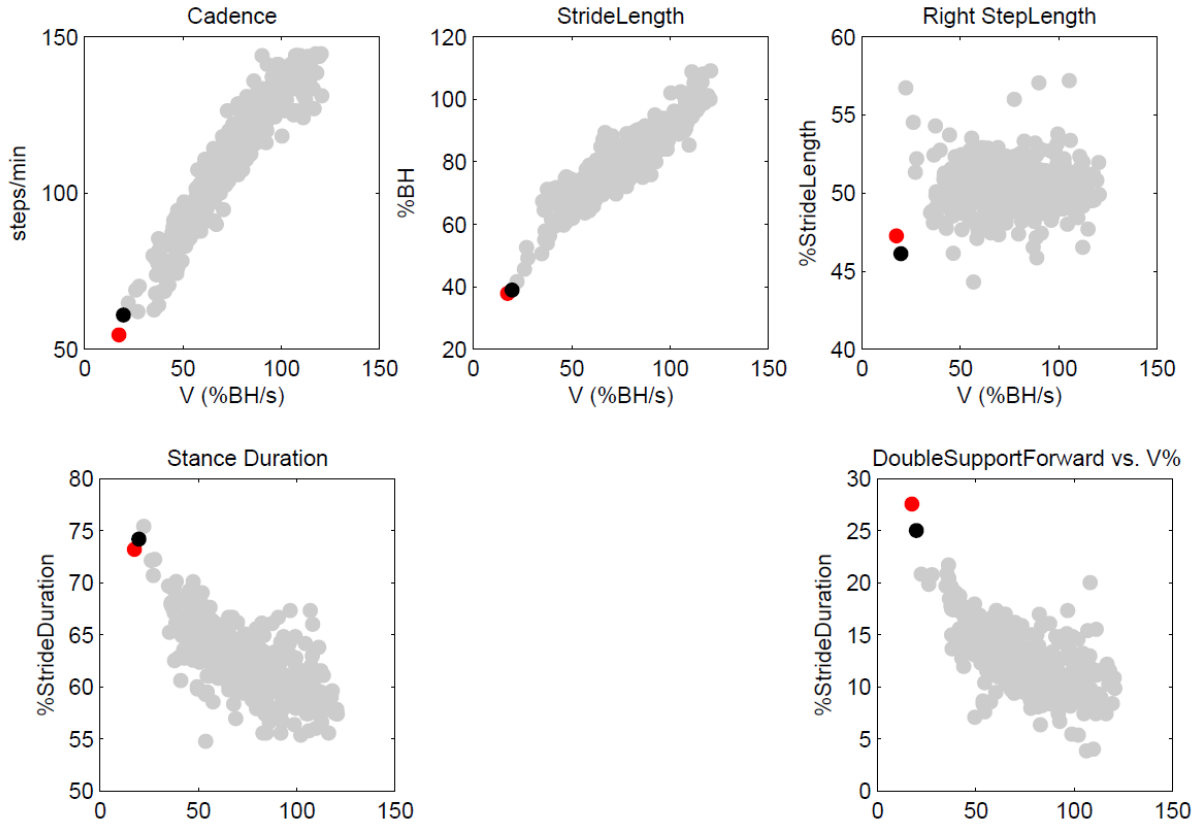
Figura 41. Avanzamento del centro di pressione

In appoggio monopodalico la pelvi va in retroversione allineandosi al database dei sani. Il tronco in appoggio monopodalico non varia rispetto al pre. Lavora di più sui glutei? SEMBRA CHE ABBIA TRAMESSO ESTENSIONE ALL'ANCA E NON AL GINOCCHIIO

Stressare sull'estensione l'ha portato ad avere un bacino che va più in antiversione

Post_controllato

La figura sottostante mostra la media delle prove eseguite dal paziente mentre indossava VibROM, soddisfacendo quindi la richiesta di completare l'estensione di ginocchio nel corso del ciclo del passo.



-

Figura 42. In rosso il post spontaneo, in nero il post controllato con VibROM attivo. ***METTERE LE LETTERE***

- Cadenza sempre nella nuvola ma aumenta (da 50 a 55 steps/min).
- Lunghezza del passo sempre nella nuvola ma aumenta (da 39 a 40)
- % passo destro passa da 47,5 a 46
- % stance passa da da 73 a 74% **ridotta ma nella nuvola**.
- Doppio appoggio passa da 27,5 a 25% **Tende a normalizzarsi doppio appoggio**.

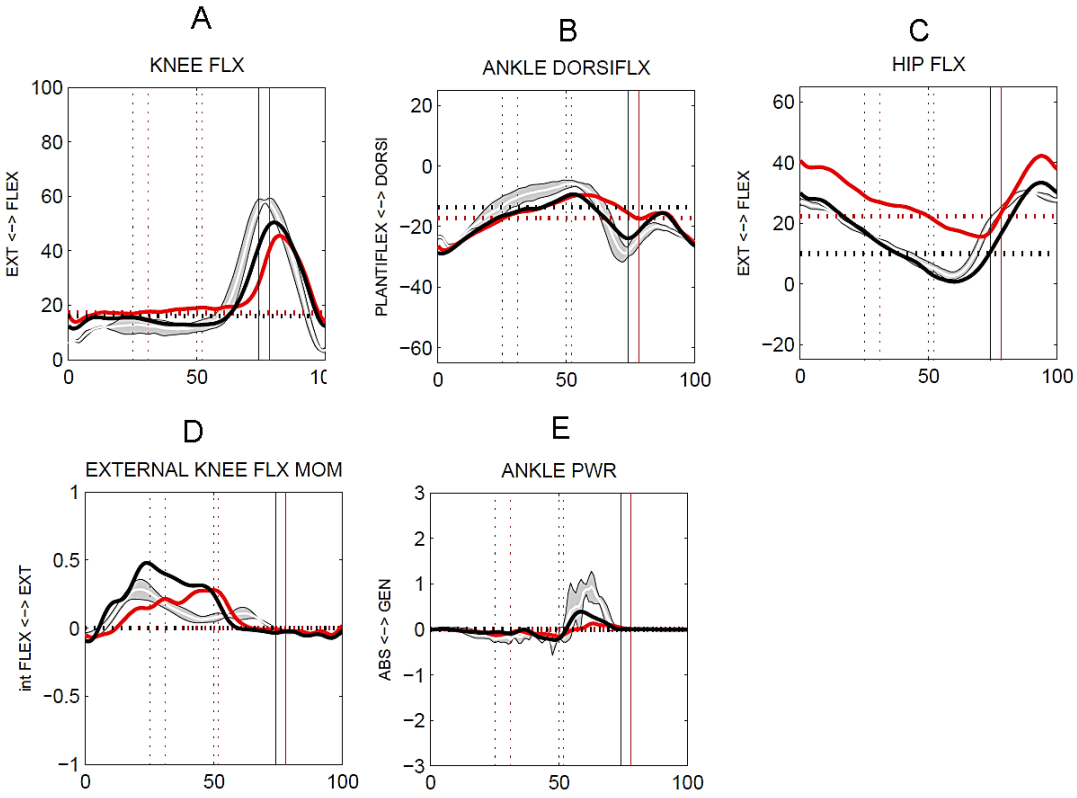


Figura 43. CAMBIARE!!! METTERE POST POST

migliora estensione di ginocchio e anticipa lo stacco (aumentata sicurezza per diminuzione dello stance – ci avviciniamo a fisiologia). Aumenta la cadeza, aumenta la lunghezza del passo, diminuisce la durata dello stance, maggior simmetria del passo. Cinematica di anca e caviglia si avvicinano alla fisiologia. Le potenze generate rimangono patologiche.

La maggior flex caviglia senza strumento nel cammino spontaneo era legata alla maggior flessione di ginocchio. All'aumento di ext di ginocchio corrisponde una la riduzione della dorsiflessione

Anca: per estendere amggiormente il ginocchio l'anca va più in ext

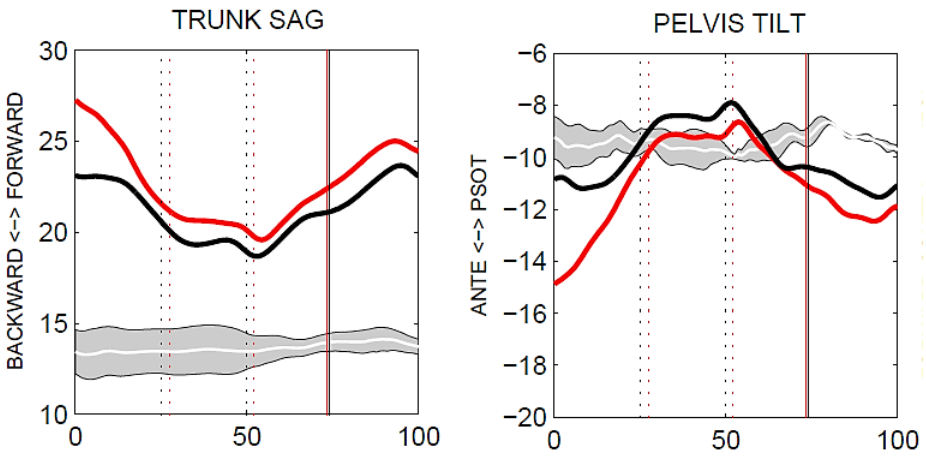


Figura 44

Tronco va indietro di 20°, ma dovrebbe arrivare a 15°. A parità di ausili la richiesta di controllo al ginocchio agisce anche a livello più alto: bacino pelvi e tronco risultano essere più allineati \verticalizzati. La rossa arriva antiverso con il tronco in avanti . nera: già agli strike sapendo che la richiesta è quella di estensione del ginocchioo il paziente adotta uno schema tutto in estensione.
Tilt anteriore è migliore senza strumento.

Capitolo 4

DISCUSSIONE

Di essi sono stati calcolati i tassi di variazione:

- NRS -60%
- TUG + 57%
- SCT +28%
- BI +39%

I grafici delle figure 30-31-32-33 permettono di analizzare in modo globale l'efficacia dell'intervento terapeutico attraverso l'utilizzo dell'esercizio di biofeedback da noi proposto in questo studio.. Da una prima osservazione è possibile notare come l'utilizzo di VibROM sia in grado sin da subito di incrementare la performance del paziente. Si nota infatti che…

Quando è stato avviato questo studio, lo scopo era quello di mettere a punto, a livello teorico e pratico, uno strumento che potesse agire da correzione continua per il paziente, in modo tale da proseguire il trattamento riabilitativo anche dopo la seduta. Successivamente l'intento era quello di testare lo strumento su un campione di circa 20 pazienti in ospedale e misurarne gli outcome per poi confrontarli con quelli di un gruppo di controllo coetaneo e che aveva subito lo stesso tipo di intervento. La seconda fase purtroppo avrebbe richiesto una maggior disponibilità di tempo e risorse economiche: per evidenziare i cambiamenti nei pazienti infatti sarebbe stata necessario l'impiego della gait analysis pre intervento, post intervento e follow-up del gruppo sperimentale e di quello di controllo (stiamo parlando di circa 120 analisi del cammino – costi troppo elevati, non disponibilità delle strutture)

Le difficoltà incontrate dal paziente nella valutazione Pre_Sperimentale.migliora il ginocchio ma altera il pattern motorio accentuando l'aspetto patologico. Il ginocchio si estende di più ma i parametri generali peggiorano, così come la cinematica sul piano sagittale di anca e caviglia, peggiora il momento estensorio al ginocchio. Resta invariata la generazione di potenza a livello della tibiotarsica.
Tutti i parametri migliorano nel post_spontaneo e ancora di più nel post_sperimentale, segno che il paziente a livello biomeccanico migliora ma non ha ancora appreso il comportamento motorio corretto. Questo può indicare che il trattamento sia stato troppo breve

POST SPONT

36 Velocità aumenta leggeremente. Tutto il resto è coerente. La differenza sostanziale è la simmetria avvicinandosi al 50%

Capitolo 5

CONCLUSIONI

Per utilizzare VibROM il paziente deve essere addestrato, poiché l'obiettivo dello strumento è quello di essere lasciato al paziente il quale indossandolo autonomamente (da cui "autosomministrato") può teoricamente prolungare il trattamento riabilitativo ed accorciare i tempi di recupero.CONCLUSIONI E INTRO (modello)

Inserire criteri di inclusione/esclusione:

- Percepire vibrazione
- Se non ci sono controindicazioni
- Non deve esserci un blocco meccanico e\o retrazione muscolare (anche in materiali e metodi)
- discorso motivazionale: il pazinete deve essere collaborante e motivato al miglioramento

Dal single cas non si può generalizzare sull'efficacia degli effetti del trattamento. Lo studio è servtio per mettere a punto un protocollo

Lo strumento in sé, per quanto riguarda progettazione e scopo di utilizzo, funziona.
Probabilmente il tipo di trattamento è sbagliato:

- Troppo presto il periodo postoperatorio? Non ci si concentra sul cammino in questa fase, i pazienti potrebbero non aver ancora smaltito l'anestesia
- Troppo breve il lasso di tempo? Due settimane (anche di trattamento "intensivo") potrebbero non essere sufficienti. Ipotesi giustificata dal fatto che POST_VIBROM si avvicina alla fisiologia: il paziente a livello biomeccanico

sarebbe in grado di camminare meglio ma necessita ancora di un feedback per effettuare la performance corretta. Ciò fa pensare che non sia avvenuto l'apprendimento.

Vibrom misura angolo relativo e può quindi essere utilizzato per misurare altri angoli relativi :es flex ginocchio

Funziona o no? Sì discrimina. C'è tutta una letteratura dell'efficacia del feedback
È efficiente/utile? Non possiamo dirlo per la fase postoperatoria. (campione insufficiente)

Far dimenticare il titolo: abbiamo creato uno strumento indossabile etc etc e che può essere dato a tutti i pazienti.

La telecamera non va bene perché non si vedono a occhio dati cinematici

È necessario approfondire gli studi sull'utilizzo di questo strumento per poter affermare in via definitiva se sia efficiente per quanto riguarda il trattamento delle alterazioni in estensione e in flessione del ginocchio a seguito di intervento protesico.

Dai dati raccolti in questo studio pare che sia più utile in fase di recupero più tardiva rispetto all'immediata fase postoperatoria.
ROSTE l'ha tenuto due settimane

Strutturalmente ha le potenzialità per spingere maggiormente in estensione ma per schema acquisito (citare articolo)\cammino nella direzione di minor resistenza tende a non sfruttare le potenzialità non entrando nella resistenza. se non rieducato camminerà sempre senza entrare nella resistenza

Esercizio è uno stretching autosomministrato dinamico funzionale. Probabilmente non è stato sufficiente il tempo.

PRE POST SPONTANEO E CON VIBROM NON CAMBIA MOLTO. L'UNICA COSA CHE CAMBIA è L'ESTENSIONE DI GINOCCHIO (CHE AUMENTA NEL CASO DELL'USO DI VIBROM)

Essendo la variabile di outcome principale (completa estensione di ginocchio nella fase di stance) un parametro di tipo cinematico. Stiamo lavorando su un'escursione articolare di pochi gradi, difficilmente registrabile se non con una strumentazione adatta (gait analysis)

Bibliografia

1. Basmajan JV, Kukulka CJ, Narayan MG, Takebe K. Biofeedback treatment of foot-drop after stroke compared with standard rehabilitation technique: effects on voluntary control and strength. Arch Phys Med Rehabil. 1975; 56(10): p. 231-6.

2. Giggins OM, Persson UM, Caulfield B. Biofeedback in rehabilitation. J Neuroeng Rehabil. 2013; 10(60): p. 10.1186/1743-0003-10-60.

3. Basaglia N, Sandri M. Il biofeedback in medicina riabilitativa. In Il trattamento riabilitativo dell'emiplegico; 2010; Padova.

4. Mulder T, Hulstyn W. Sensory feedback therapy and theoretical knowledge of motor control and learning. Am J Phys Med. 1984; 63(5): p. 226-44.

5. Schmidt RA, Lee TD. Motor control and learning: a behavioral emphasis: Human Kinetics; 2005.

6. Colborne GR, Olney SJ, Griffin MP. Feedback of ankle joint angle and soleus electromyography in the rehabilitation of hemiplegic gait. Arch Phys Med Rehabil. 1993; 74(10): p. 1100-6.

7. Dozza M, Wall CI, Peterka RJ, Chiari L, Horak FB. Effects of practicing tandem gait with and without vibrotactile biofeedback in subjects with unilateral vestibular loss. J Vestib Res. 2007: p. 195-204.

8. Geiger RA, Allen JB, O'Keefe J, Hicks RR. Balance and mobility following stroke: effects

of physical therapy interventions with and without biofeedback/forceplate training. Phys Ther. 2001; 81(4): p. 995-1005.

9. Simmons RW, Smith K, Erez E, Burke JP, Pozos RE. Balance retraining in a hemiparetic patient using center of gravity biofeedback: a single-case study. Percept Mot Skills. 1998; 87(2): p. 603-9.

10. Crippa A, Jonsdottir J, Parelli R, Rabuffetti M, Casiraghi A, Cattaneo D. Positional biofeedback to improve gait in subjects with stroke. Gait Posture. 2009;(30): p. 23.

11. Huang MH, Wolf SL, He J. Recent developments in biofeedback for neuromotor rehabilitation. J Neuroeng Rehabil. 2006; 3: p. 3-11.

12. Koheil R, Reg PT, Mandel AR. Joint position biofeedback facilitation of physical therapy. Am J Phys Med. 1980; 59(6): p. 288-97.

13. Basmajian JV. Muscles alive: thei function revealed by electromiography: Williams and Wilkins; 1967.

14. Whatmore GB, Kohli DR. The physiopatology and treatment of functional disorders: including anxiety states and depression and the role of biofeedback training: Grun & Stratton; 1975.

15. Winstein CJ, Gardner ER, McNeal DR, Barto PS, Nicholson DE. Standing balance training: effects on balance and locomotion in hemiparetic adults. Arch Phys Med Rehabil. 1989: p. 755-62.

16. Wu G. Real time feedback of body center of gravity for postural training of elderly patients with peripheral neuropathy. IEEE Trans Rehabil Eng. 1997; 5(4): p. 399-402.

17. Bjork L, Wetzel A. A positional feedback device for sitting balance: suggestion from the field. Phys Ther. 1983; 63(9): p. 1460-61.

18. Dursun E, Hamamci N, Donmez S, Tuzunalp O, Cakci A. Angular biofeedback device for sitting balance of stroke patients. Stroke. 1996; 27(8): p. 1354-57.

19. Bowman BR, Baker LL, Waters RL. Positional feedback and electrical stimulation: an automated treatment for the emiplegic wrist. Arch Phys Med Rehabil. 1979; 60(11): p. 497-502.

20. Greenberg S, Fowler RS. Kinesthetic biofeedback: a treatment modality for elbow range of motion in hemiplegia. Am J Occup Ther. 1980; 34(11): p. 738-43.

21. Aruin AS, Sharma A, Larkins R, Chaudhuri G. Knee position feedback: its effect on management ofpelvic instability in a stroke patient. Disabil Rehabil. 2000; 22(15): p. 690-92.

22. Kohlmeyer KM, Hill JP, Yarkony GM, Jaeger RJ. Electrical stimulation and biofeedback effect on recovery of tenodesis grasp: a controlled study. Arch Phys Med Rehabil. 1996;

77(7): p. 702-06.

23. Petrofsky JS. The use of electromyogram feedback to reduce Trendelenburg gait. Eur J Appl Physiol. 2001; 85(5): p. 491-95.

24. Wolf SL, Binder-Macleod SA. Electromiographic feedback applications to the emiplegic patient. Changes in upper extremity neuromuscular and functional status. Phys Ther. 1983: p. 1393-403.

25. Wolf SL, Binder-Macleod SA. Electromyographic biofeedback applications to the hemiplegic patient. Changes in lower extremity neuromuscular and functional status. Phys Ther. 1983: p. 1404-13.

26. Lee KH, Hill E, Johnston R, Smiehorowski T. Myofeedback for muscle retraining in hemiplegic patients. Arch Phys Med Rehabil. 1976; 57(12): p. 588-91.

27. Mroczek N, Halpern D, McHugh R. Electromyographic feedback and physical therapy for neuromuscular retraining in hemiplegia. Arch Phys Med Rehabil. 1978; 59(6): p. 258-67.

28. Hurd WW, Pegram V, Nepomuceno C. Comparison of actual and simulated EMG biofeedback in the treatment of hemiplegic patients. Am J Phys Med. 1980; 59(2): p. 73-82.

29. Burnside IG, Tobias HS, Bursill D. Electromyographic feedback in the remobilization of stroke patients: a controlled trial. Arch Phys Med Rehabil. 1982; 63(5): p. 217-22.

30. Prevo AJ, Visser SL, Vogelaar TW. Effect of EMG feedback on paretic muscles and abnormal co-contraction in the hemiplegic arm, compared with conventional physical therapy. Scand J Rehabil Med. 1982; 14(3): p. 121-31.

31. Mulder T, Hulstijn W, Van der Meer J. EMG feedback and the restoration of motor control. A controlled group study of 12 hemiparetic patients. American Journal of Physical Medicine. 1986; 65(4): p. 73-188.

32. Crow JL, Lincoln NB, Nouri FM, De Weerdt W. The effectiveness of EMG biofeedback in the treatment of arm function after stroke. Int Disabil Stud. 1989 ; 11(4): p. 155-60.

33. Jonsdottir J, Cattaneo D, Regola A, Crippa A, Recalcati M, Rabuffetti M, et al. Concepts of motor learning applied to a rehabilitation protocol using biofeedback to improve gait in a chronic stroke patient: an A-B system study with multiple gait analyses. Neurorehabil Neural Repair. 2007; 21(2): p. 190-4.

34. Jonsdottir J, Cattaneo D, Recalcati M, Regola A, Rabuffetti M, Ferrarin M, et al. Task-oriented biofeedback to improve gait in individuals with chronic stroke: motor learning approach. Neurorehabil Neural Repair. 2010; 24(5): p. 478-85.

35. Klose KJ, Needham BM, Schmidt D, Broton JG, Green BA. An assessment of the contribution of electromyographic biofeedback as an adjunct therapy in the physical

training of spinal cord injured persons. Arch Phys Med Rehabil. 1993; 74(5): p. 453-6.

36. Brucker BS, Bulaeva NV. Biofeedback effect on electromyography responses in patients with spinal cord injury. Arch Phys Med Rehabil. 1996; 77(2): p. 133-7.

37. Wolf SL. Electromiographic feedback applications to stroke patients. A critical review. Phys Ther. 1983; 63(9): p. 1448-59.

38. Moreland J, Thompson MA. Efficacy of electromyographic biofeedback compared with conventional physical therapy for upper-extremity function in patients following stroke: a research overview and meta-analysis. Phys Ther. 1994; 74(6): p. 534-47.

39. Van Dijk H, Jannink MJ, Hermens HJ. Effect of augmented feedback on motor function of the affected upper extremity in rehabilitation patients: a systematic review of randomized controlled trials. J Rehabil Med. 2005; 37(4): p. 202-11.

40. Woodford H, Price C. EMG biofeedback for the recovery of motor function after stroke. Cochrane Database Syst Rev. 2007; 18(2): p. CD004585.

41. Maas E, Robin DA, Austermann Hula SN, Freedman SE, Wulf G, Ballard KJ, et al. Principles of motor learning in treatment of motor speech disorders. Am J Speech Lang Pathol. 2008; 17(3): p. 277-98.

42. Shea CH, Kohl RM. Composition of practice: influence on the retention of motor skill. Res Q Exerc Sport. 1991; 62(2): p. 187-95.

43. Shea CH, Lai Q, Black C, Park JH. Spacing practice session across days benefits the learning of motor skylls. Hum Mov Sci. 2000; 19(5): p. 737-60.

44. Lee TD, Genovese ED. Distribution of practice in motor skill acquisition: different effects for discrete and continuos tasks. Res Q Exerc Sport. 1989; 60(1): p. 59-65.

45. Wulf G, Schmidt RA. Variability of practice and implicit motor learning. J Exp Psychol Learn Mem Cogn. 1997; 23(4): p. 987-1006.

46. Van Rossum JHA. Schmidt's schema theory: the empirical base of the variability of practice hypothesis. A critical analysis. Hum Mov Sci. 1990; 9(3): p. 387-435.

47. Giuffrida CG, Shea JB, Fairbrother JT. Differential transfer benefits of increased practice for constant, blocked and serial practice schedules. J Mot Behav. 2002; 34(4): p. 353-365.

48. Wulf G, Shea CH. Understanding the role of aumented feedback: the good, the bad and the ugly. In Williams AM, Hodges NJ. Skill acquisition in sport: research, theory and practice.: Routledge; 2004. p. 121-44.

49. Shea CH, Lai Q, Wright DL, Immink M, Black C. Consistent and variable practice conditions: effects on realtive and absolute timing. J Mot Behav. 2001; 33(2): p. 139-52.

50. Wulf G, Lee TD. Contextual interference in movements of the same class: differential effects on program and parameter learning. J Mot Behav. 1993; 25(4): p. 254-63.

51. Wright DL, Black CB, Immink MA, Brueckner S, Magnuson C. Long-term motor programming improvements occur via concatenatinf movement sequence during random but not blocked practice. J Mot Behav. 2004; 36(1): p. 39-50.

52. Brydges R, Carnahan H, Backstein D, Dubrowski A. Application of motor learning principles to complex surgical task: searching for the optimal practice schedule. J Mot Behav. 2007; 39(1): p. 40-8.

53. Wulf G, McNevin N, Shea CH. The automacy of complex motor skill learning as a function of attentional focus. Q J Exp Psychol A. 2001; 54(4): p. 1143-54.

54. Hodges NJ, Franks IM. Learning a coordination skill: interactive effects of instruction and feedback. Res Q Exerc Sport. 2001; 72(2): p. 132-42.

55. Seitz A, Watanabe T. A unified model for perceptual learning. Trends Cogn Sci. 2005; 9(7): p. 329-34.

56. Wulf G. Attention and motor skill learning Champaign: Human Kinetics; 2007.

57. Moss D, Gunkelman J. Task forcereport on methodology and empirically supported treatments: introduction and summary. Appl Psychophysiol Biofeedback. 2002; 27(4): p. 271-272.

58. Yucha C, Montgomery D. Evidence-based practice in biofeedback and neurofeedback Wheat Ridge: Association for Applied Psychophysiology & Biofeedback; 2008.

59. Wood SE, Wood EG, Boyd D. The world of psychology: Allyn and Bacon; 2005.

60. Hays RT. The science of learning: a system theory approach: Brown Walker Press; 2006.

61. Schmidt RA. A schema theory of discrete motor skill learning. Psychol Rev. 1975; 82(4): p. 225-60.

62. Magill R. Motor learnig and control: concepts and application: McGraw-Hill Publ.Com.; 2010.

63. Woollacott MH, Shumway-Cook A. Maturation of feedback control of posture and equilibrium. In Avanzini G, Crenna P, Fedrizzi E. Motor development in children.: John Libbey & Co.; 1994. p. 59-70.

64. Aristarchi QA, Puggelli FR. Elementi di psicologia Milano: Vita e Pensiero; 2000.

65. Perfetti C. La rieducazione motoria dell'emiplegico Milano: Libreria scientifica Ghedini; 1979.

66. Carr JH, Sheperd RB. Movement science: foundation for physical therapy in rehabilitation Rockville: Aspen Publisher; 1987.

67. Keshner EA. Postural abnormalities in vestibular disorders. In Herdman S. Vestibular rehabilitation.; 1994. p. 22-46.

68. Fitts PM, Posner MI. Human performance: Brooks/Cole edition; 1967.

69. Cattaneo D. Stabilometria: trattamento e valutazione funzionale per la riabilitazione dei disturbi di equilibrio; 2004.

70. Watson JB. Psychology as the behaviorist views it. Psychol Rev. 1913; 20(2): p. 158-177.

71. Pavlov IP. Conditioned reflexes: an investigation of the physiological activity of the cerebral cortex: Oxford University Press; London; 1927.

72. Domjan M. The principle of learning and behaviour: Thomson/Wadsworth; 2003.

73. Miller G, Galanter E, Pribram K. Plans and the structure of behavior: Holt, Rinehart & Wilson; 1960.

74. Adams JA. A closed-loop theory of motor learning. J Mot Behav. 1971; 3(2): p. 111-49.

75. Winstein CJ. Knowledge of results and motor learning: implications for physical therapy. Phys Ther. 1991; 71(2): p. 140-9.

76. Gibson JJ. The senses considered as a perceptual system: George Allen & Unwin; 1966.

77. Shaw RE, Alley TR. How to draw learning curves: their use and justification. In Johnston TD, Pietrewicz AT. Issues in ecological study of learning.: Lawrence Erlbaum Assocites Inc.; 1985.

78. Newell KM, van Emmerik REA, McDonald PV. On simple movements and complex theories (and vice versa). Behav Brain Sci. 1989; 12(2): p. 229-230.

79. Newell KM. Motor skill acquisition. Annu Rev Psychol. 1991; 41: p. 213-37.

80. Adams JA. Historical review and appraisal of research on the learning, retention, and transfer of human motor skills. Psychol Bull. 1987; 101(1): p. 41-74.

81. Laszlo JI, Bairstow PJ. Accuracy of movement, peripheral feedback and efference copy. J Mot Behav. 1971; 3(3): p. 241-52.

82. Winstein CJ. Motor learning considerations in stroke rehabilitation. In Stroke rehabilitation: the recovery of motor control. Chicago: Year Book Medical Publishers; 1987. p. 109-34.

83. Adams JA, Bray NW. A closed-loop theory of paired-associate verbal learning. Psychol

Rev. 1970; 77(5): p. 385-405.

84. Schwartz MS, Andrasik FE. Biofeedback: A practitioner's guide.: Guilford Press; 2008.

85. Bair JH. Development of voluntary control. Psychol Rev. 1901; 8(5): p. 474-510.

86. Skinner BF. The behavior of organisms: an experimental analysis New York: Appleton-Century; 1938.

87. Kamiya J. Operant control of the EEG alpha rhythm. In Tart CT. Altered states of consciousness. New York: Tart C.T.; 1969.

88. Miller NE. Learning of visceral and glandular responses. Science. 1969; 163(3866): p. 434-45.

89. Talbot ML, Junkala JL. The effects of auditorally augmented feedback on the eye-hand coordination of students with cerebral palsy. Am J Occup Ther. 1981; 38(5): p. 525-8.

90. Koheil R, Sochaniwskyj AE, Bablich K, Kenny DJ, Milner M. Biofeedback techniques and behaviour modification in the conservative remediation of drooling by children with cerebral palsy. Dev Med Child Neurol. 1987; 29(1): p. 19-26.

91. Bolek JE. Use of multiple-site performance-contingent SEMG reward programming in pediatric rehabilitation: a retrospective review. Appl Psychophysiol Biofeedback. 2006; 31(3): p. 263-72.

92. Klose KJ, Schmidt DL, Needham BM, Brucker BS, Green BA, Ayyar DR. Rehabilitation therapy for patients with long-term spinal cord injuries. Arch Phys Med Rehabil. 1990; 71(9): p. 659-62.

93. Brucker BS, Bulaeva NV. Biofeedback effect on electromyography responses in patients with spinal cord injury. Arch Phys Med Rehabil. 1996; 77(2): p. 133-7.

94. Davis AE, Lee RG. EMG biofeedback in patients with motor disorders: an aid for co-ordinating activity in antagonistic muscle groups. Can J Neurol Sci. 1980; 7(3): p. 199-206.

95. Cattaneo D, Ferrarin M, Frasson W, Casiraghi A. Head control: volitional aspects of rehabilitation training in patients with multiple sclerosis compared with healthy subjects. Arch Phys Med Rehabil. 2005; 86(7): p. 1381-8.

96. Shumaker RG. The response of manual motor functioning in Parkinsonians to frontal EMG biofeedback and progressive relaxation. Biofeedback Self Regul. 1980; 5(2): p. 229-34.

97. Guadagnoli MA, Leis B, Van Gemmert AW, Stelmach GE. The relationship between knowledge of results and motor learning in Parkinsonian patients. Parkinsonism Relat Disord. 2002; 9(2): p. 89-95.

98. Rand MK, Lemay M, Squire LM, Shimansky YP, Stelmach GE. Control of aperture closure initiation during reach-to-grasp movements under manipulations of visual feedback and trunk involvement in Parkinson's disease. Exp Brain Res. 2010; 201(3): p. 509-25.

99. Singer RN. Motor learning and human performance: an application to motor skills and movement New York: MacMillan; 1980.

100. Newel KM, Carlton MJ, Antoniou A. The interaction of criterion and feedback information in learning a drawing task. J Mot Behav. 1990; 22(4): p. 536-52.

101. Swinnen S, Walter CB, Lee TD, Serrien DJ. Acquiring bimanual skills: contrasting forms of information feedback for interlimb decoupling. J Exp Psychol Learn Mem Cogn. 1993; 19(6): p. 1328-44.

102. Schmidt RA, Wulf G. Continuous concurrent feedback degrades skill learning: implications for training and simulation. Hum Factors. 1997; 39(4): p. 509-25.

103. Yiu EM, Verdolini K, Chow LP. Electromyographic study of motor learning for a voice production task. J Speech Lang Hear Res. 2005; 48(6): p. 1254-68.

104. Swinnen SP, Schmidt RA, Nicholson DE, Shapiro DC. Information feedback for skill acquisition: Instantaneous knowledge of results degrades learning. J Exp Psychol Learn Mem Cogn. 1990; 16(4): p. 706-16.

105. Winstein CJ, Schmidt RA. Reduced frequency of knowledge of results enhances motor skill learning. J Exp Psychol Learn Mem Cogn. 1990; 16(4): p. 677-91.

106. Wulf G, Shea CH. Principles derived from the study of simple skills do not generalize to complex skill learning. Psychon Bull Rev. 2002; 9(2): p. 185-211.

107. Kilduski NC, Rice MS. Qualitative and quantitative knowledge of results: effects on motor learning. Am J Occup Ther. 2003; 57(3): p. 329-36.

108. Roelfsema PR, van Ooyen A, Watanabe T. Perceptual learning rules based on reinforcers and attention. Trends Cogn Sci. 2010; 14(2): p. 64-71.

109. Schulman JL, Stevens TM, Suran BG, Kupst MJ, Naughton MJ. Modification of activity level through biofeedback and operant conditioning. J Appl Behav Anal. 1978; 11(1): p. 145-52.

110. Grassi FA, Pazzaglia UE, Pilato G, Zatti G. Manuale di ortopedia e traumatologia Milano: Elsevier; 2012.

111. Ferrari S, Pillastrini P, Testa M, Vanti C. Riabilitazione post-chirurgica del paziente ortopedico: Elsevier; 2010.

112. Patla A. A framework for understanding mobility problems in the elderly. In Gait analysis: theory and application. St. Louis: Mosby; 1995.

113. Sutherland DH, Olsen RA, Cooper R, Woo SL. The development of mature gait. J Bone Joint Surge Am. 1980;(62A): p. 336-53.

114. Casati S. Biomeccanica clinica in fisioterapia Torino: Minerva medica; 2007.

115. Neumann DA. Kinesiology of the muscoloskeletal system: foundations for rehabilitation: Elsevier; 2010.

116. Perry J. Analisi del movimento Milano: Elsevier; 2005.

117. Biden E, Olshen R, Simon S, Sutherland DH, Gage J, Kadaba M. Comparison of gait data from multiple labs. Trans Orthopaedic Res Soc. 1987;(12): p. 504.

118. Myles CM, Rowe PJ, Walker CR, Nutton RW. Knee joint functional range of movement prior to and following total knee arthroplasty measured using flexible electrogoniometry. Gait Posture. 2002; 16(1): p. 46-54.

119. Andriacchi TP, Galante JO, Fermier RW. The influence of total knee-replacement design on walking and stair-climbing. J Bone Joint Surg Am. 1982; 64(9): p. 1328-35.

120. McClelland JA, Webster KE, Feller JA, Menz HB. Knee kinematics during walking at different speeds in people who have undergone total knee replacement. Knee. 2011; 18(3): p. 151-5.

121. Milner CE. Is gait normal after total knee arthroplasty? Systematic review of the literature. J Orthop Sci. 2009; 14(1): p. 114-20.

122. McClelland JA, Webster KE, Feller JA. Gait analysis of patients following total knee replacement: a systematic review. Knee. 2007; 14(4): p. 253-63.

123. Hilding MB, Lanshammar H, Ryd L. Knee joint loading and tibial component loosening. RSA and gait analysis in 45 osteoarthritic patients before and after TKA. J Bone Joint Surg Br. 1996; 78(1): p. 66-73.

124. Smith AJ, Lloyd DG, Wood DJ. Pre-surgery knee joint loading patterns during walking predict the presence and severity of anterior knee pain after total knee arthroplasty. J Orthop Res. 2004; 22(2): p. 260-6.

125. Oullet D, Moffet H. Locomotor deficits before and two months after knee arthroplasty. Arthritis Rheum. 2002; 47(5): p. 484-93.

126. Levinger P, Menz HB, Morrow AD, Feller JA, Bartlett JR, Bergman NR. Lower limb biomechanics in individuals with knee osteoarthritis before and after total knee arthroplasty surgery. J Arthroplasty. 2013; 28(6): p. 994-9.

127. Ritter MA, Lutgring JD, Davis KE, Berend ME, Pierson JL, Meneghini RM. The role of flexion contracture on outcomes in primary total knee arthroplasty. J Arthroplasty. 2007; 22(8): p. 1092-6.

128. Harato K, Nagura T, Matsumoto H, Otani T, Toyama Y, Suda Y. A gait analysis of simulated knee flexion contracture to elucidate knee-spine syndrome. Gait Posture. 2008; 28(4): p. 687-92.

129. Harato K, Nagura T, Matsumoto H, Otani T, Toyama Y, Suda Y. Extension limitation in standing affects weight-bearing asymmetry after unilateral total knee arthroplasty. J Arthroplasty. 2010; 25(2): p. 225-9.

130. Olney SJ. Gait. In Levangie PK, Norkin CC. Joint structure and function: a comprehensive analysis. Philadelphia: FA Davis; 1985. p. 541.

131. Kirtley C. Clinical gait analysis: theory and practice: Elsevier; 2006.

132. Baker R. The history of gait analysis before the advent of modern computers. Gait Posture. 2007;(26): p. 331-42.

133. Sutherland DH. The evolution of clinical gait analysis part I: kinesiological EMG. Gait Posture. 2001;(14): p. 61-70.

134. Sutherland DH. The evolution of clinical gait analysis. Part II: kinematics. Gait Posture. 2002;(16): p. 159-79.

135. Baker R. Gait analysis methods in rehabilitation. J Neuroeng Rehabil. 2006; 3(4).

136. Simon SR. Quantification of human motion: gait analysis-benefits and limitations to its application to clinical problems. J Biomech. 2004;(37): p. 1869-80.

137. Narayanan UG. The role of gait analysis in the orthopedic management of ambulatory cerebral palsy. Curr Opin Pediatr. 2007;(19): p. 38-43.

138. Cappello A, Cappozzo A, Prampero PE. Bioingegneria. Bologna: Pàtron Editore; 2003.

139. Rabuffetti M, Crenna P. A modular protocol for the analysis of movement in children. Gait Posture. 2004; 20: p. 77-78.

140. Ferrari A, Benedetti MG, Pavan E, Frigo C, Bettinelli D, Rabuffetti M, et al. Quantitative comparison of five current protocols in gait analysis. Gait Posture. 2008; 28(2): p. 207-16.

141. Schache AG, Baker R. On the expression of joints moment during gait. Gait Posture. 2007;(25): p. 440-52.

142. Kuiken TA, Amir H, Scheidt RA. Computerized biofeedback knee goniometer: acceptance and effect on exercise behavior in post-total knee arthroplasty rehabilitation. Arch Phys Med Rehabil. 2004; 85(6): p. 1026-30.

143. de Oliveira Sato T, Hansson GÅ, Coury HJ. Goniometer crosstalk compensation for knee joint applications. Sensors (Basel). 2010; 10(11): p. 9994-1005.

144. Minns RJ. The role of gait analysis in the management of the knee. Knee. 2005; 12(3): p. 157-162.

145. Cambier J, Masson M, Dehen H, Masson C. Neurologia Milano: Elsevier; 2009.

146. [Online]. [cited 2014 10 21. Available from: http://www.rehabmeasures.org/.

147. Wulf G, McConnel N, Gärtner M, Schwartz A. Enhancing the learning of sport skills through external-focus feedback. J Mot Behav. 2002; 34(2): p. 171-82.

148. Wilk-Frańczuk M, Zemla J, Sliwiński Z. The application of biofeedback exercises in patients folllowing arthroplasty of the knee with the use of total endoprosthesis. Med Sci Monit. 2010; 16(9): p. 423-26.

149. Prosperini L, Leonardi L, De Carli P, Mannocchi ML, Pozzilli C. Visuo-proprioceptive training reduces risk of falls in patients with multiple sclerosis. Mult Scler. 2010; 16(4): p. 491-9.

150. Myles CM, Rowe PJ, Walker CR, Nutton RW. Knee joint functional range of movement prior to and following total knee arthroplasty measured using flexible electrogoniometry. Gait Posture. 2002; 16(1): p. 46-54.

151. Mulder T HW. Sensory feedback therapy and theoretical knowledge of motor control and learning. American journal of physical medicine. 1984; 63(5): p. 226-44.

152. Mulder T HW. Sensory feedback therapy and theoretical knowledge of motor control and learning. American journal of Physical medicine. 1984;: p. 226-44.

153. McClelland J, Zeni J, Haley RM, Snyder-Mackler L. Functional and biomechanical outcomes after using biofeedback for retraining symmetrical movement patterns after total knee arthroplasty: a case report. J Orthop Sports Phys Ther. 2012; 42(2): p. 135-44.

154. Brotzman SB, Wilk KE. La riabilitazione in ortopedia Torino: Excerpta Medica; 2004.