

IL RUOLO DELL'ANALISI DEL MOVIMENTO NELLA VALUTAZIONE DELL'OUTCOME IN MEDICINA RIABILITATIVA

Primo Bacciglieri, Fulvio Pepe, Alessandra Maietti, Anna Cantagallo, Roberta Benasciutti, Marilena Serio, Silvia Carli, Nino Basaglia
Unità Operativa di Medicina Riabilitativa, Azienda Ospedaliera di Ferrara Ospedale S. Giorgio, Ferrara

Introduzione

L'Analisi del Movimento ha assunto un ruolo fondamentale nel processo di valutazione, monitoraggio e di decisione clinico-terapeutica operante in Medicina Riabilitativa. Il limite più evidente di questo tipo di valutazione è ancora rappresentato dalla scarsa correlazione con altre misure di impiego routinario per stabilire le classi di gravità della disabilità e le misure di stima del grado di recupero ed in particolare per quelle di valutazione dei risultati (Outcome) (1, 2, 3, 4).

Alcune ricerche (5) hanno tentato di colmare questa lacuna affermando la necessità di integrare e correlare i dati della valutazione strumentale a quelli di scale di valutazione clinica. Questa integrazione ha prodotto a nostro avviso un netto miglioramento della capacità diagnostica e della stima del recupero.

La disomogeneità e la mancata standardizzazione delle misure cliniche di recupero rischiano tuttavia di rendere sempre più difficile questa integrazione e probabilmente costituiscono un ostacolo anche ad una sempre maggiore diffusione delle misure fornite dall'Analisi del Movimento.

In questi ultimi anni sono state proposte ed impiegate numerose misure di Outcome dell'assistenza medica, sia generiche che specifiche per la diagnosi di malattia, per la valutazione dello stato di salute fisica e della qualità della vita legata alla salute. Nell'ambito della Comunità Europea sono stati compiuti molti sforzi per rendere omogenee le misure di Outcome, tuttavia essi sono ancora solo limitati a campi di ricerca epidemiologica e clinica. Dai dati disponibili sugli strumenti di valutazione dei risultati in riabilitazione e sulla loro validità scientifica, è divenuto chiaro che la proliferazione di misure troppo numerose di Outcome ha creato seri problemi in questo campo.

Questi problemi comprendono, oltre a quello riferito sulla difficile integrazione con le misure di Analisi del Movimento :

1. una scarsa capacità di comunicare tra le molte e diverse discipline professionali coinvolte nella Riabilitazione e tra queste anche con gli utilizzatori dell'Analisi del Movimento;
2. l'impossibilità di comparare dati tra diversi modelli di ricerca;
3. un generale disaccordo sugli scopi e sui risultati della Riabilitazione;
4. un disorientamento tra epidemiologi ed amministratori a causa dell'incapacità dei professionisti della Riabilitazione di spiegare i problemi o dimostrare l'efficacia del proprio operato attraverso la raccolta di un insieme coerente di dati descrittivi.

Al fine di superare questi problemi sono in corso iniziative di ricerca a livello europeo finalizzate alla omogeneizzazione delle misure di Outcome in Medicina Riabilitativa. Nell' Aprile del 1998 ha preso avvio una ricerca denominata ACROSS (Cross-cultural use of outcome measures in rehabilitation Across Cultures: Rehabilitation Outcome Studies) (6) il cui primo compito consiste in un censimento delle misure di Outcome in Riabilitazione attualmente in uso in diversi paesi europei, compresa l'informazione sulle caratteristiche dei pazienti e sugli ambienti e gli interventi riabilitativi.

Ritenendo che la conoscenza e la diffusione dei risultati di questo censimento possano favorire il processo di integrazione tra l'uso di misure dell'Analisi del Movimento e misure cliniche presentiamo in questa comunicazione i risultati dell'indagine sulle misure di Outcome di uso più frequente in Italia. Il fine della prima fase del progetto ACROSS è la raccolta dei dati sulle misure di Outcome comunemente più usate per i pazienti affetti da esiti di stroke e con mal di schiena cronico (CLBP) in riabilitazione, insieme ad alcune informazioni sul setting, i tipi di trattamento, i pazienti.

Non conosciamo alcun studio precedente sull'uso attuale delle misure di Outcome in riabilitazione in Italia, perciò la nostra ricerca potrebbe mostrare nuovi dati sull'argomento, e il progetto europeo rappresentare uno stimolo per ulteriori studi su base nazionale.

D'altro canto, sono disponibili alcune informazioni sui setting, i trattamenti e i pazienti in riabilitazione grazie a due importanti pubblicazioni: una del Ministero della Sanità italiano (7), e l'altra della Società Italiana di Medicina Fisica e Riabilitazione SIMFER (8). Si tratta di due censimenti nazionali basati su dati raccolti da quasi tutti i centri di riabilitazione che operano nel nostro Paese. Le notizie che seguono vengono in gran parte da queste due pubblicazioni.

I più importanti centri di riabilitazione in Italia sono istituti pubblici o comunque finanziati dal servizio di pubblica sanità; i centri privati rappresentano solo una piccola percentuale.

Il numero totale di letti destinati alla riabilitazione negli ospedali pubblici è 7648 in degenza ordinaria e 496 in day-hospital. La distribuzione territoriale delle strutture riabilitative è disomogenea, con almeno 80% dei centri situati al nord, dove esiste anche un rapporto letti/pazienti nettamente migliore.

In Italia esistono due principali tipi di centri riabilitativi: circa il 47% di questi sono Unità o Reparti di Riabilitazione con letti propri, il rimanente 53% è formato da Servizi di Riabilitazione che conducono le loro attività all'interno di altri reparti di acuti (cioè neurologia, ortopedia, ecc.). Nelle Unità e nei reparti di riabilitazione il medico con maggior responsabilità sul paziente è il fisiatra, mentre nei servizi lavora come consulente. Entrambe le strutture possono avere pazienti ambulatoriali.

Il paziente abitualmente è valutato e trattato dal fisiatra e dal fisioterapista durante la fase acuta, quando è ancora ricoverato nel reparto per acuti. La durata della degenza in questi reparti è breve e il trattamento è principalmente finalizzato alla prevenzione di ulteriori deficit/menomazioni e/o disabilità. Fisiatra, fisioterapista, infermiere sono coinvolti nella riabilitazione. Molti centri hanno anche logoterapisti, mentre davvero pochi hanno psicologi o terapisti occupazionali.

I tipi di trattamento più frequentemente erogati in quasi tutti i centri con pazienti affetti da stroke sono la riabilitazione motoria e la logoterapia. Non abbiamo dati specifici per i pazienti con lombalgia cronica, anche se sappiamo che problemi reumatici e ortopedico-traumatici sono trattati soprattutto con riabilitazione motoria e terapia fisica.

In questo studio presentiamo i risultati di una ricerca sulle misure di outcome in riabilitazione, basata su un questionario inviato all'attenzione dei Centri Italiani di Riabilitazione. Inoltre è stata svolta una revisione della letteratura sulle misure più frequentemente utilizzate, pubblicate nella letteratura Riabilitativa Italiana dal 1995 al 1998 sulla riabilitazione dello stroke e del mal di schiena cronico.

Metodi

L'indagine è stata eseguita per mezzo di un questionario spedito all'inizio di luglio 1998 a 250 Centri di Riabilitazione, elencati nel censimento nazionale della SIMFER (8). Il questionario è stato spedito prima per fax dove è stato possibile, poi per posta in tutti gli altri centri.

Abbiamo svolto una revisione della letteratura Italiana sulla riabilitazione di pazienti con stroke e lombalgia cronica dal 1995 al 1998, cercando di identificare le misure più utilizzate dagli autori Italiani. Si è fatto riferimento per questo a due importanti riviste pubblicate in Italia ("Giornale Italiano di Medicina Riabilitativa" e "Europa Medicophysica"), agli Abstracts dei due ultimi Congressi Nazionali (1997 e 1998) e ad una ricerca Medline utilizzando come parole chiave "stroke", "low back pain", "rehabilitation" e "Italia".

Risultati

Nel periodo compreso tra agosto e settembre 1998, sono stati ricevuti 25 questionari inviati per fax o posta. I risultati sono sintetizzati di seguito:

Caratteristiche di struttura dei centri intervistati.- La maggior parte degli istituti sono pubblici. Solo 2 istituti privati hanno risposto al nostro questionario. Il tipo più frequente di Unità/dipartimento è l'Unità/reparto di Riabilitazione, seguita da Unità day-hospital ubicate in servizi di pubblica sanità. I 2 reparti per acuti si trovano in grandi ospedali.

Finanziamenti.- La percentuale dei pazienti finanziati dalle assicurazioni dei centri privati è approssimativamente 1-2%, sia per lo stroke che per la lombalgia cronica. Questa percentuale proviene interamente da 2 dei 25 centri studiati. Il sistema di Pubblica sanità copre il rimanente 98-100% dei fondi.

Trattamenti riabilitativi.- I principali tipi di trattamento per i pazienti con stroke, sono la fisioterapia e la logoterapia erogate per un periodo da 1 a 12 mesi. I pazienti con lombalgia cronica sono abitualmente trattati con fisioterapia per un periodo di tempo variabile da 2 settimane a un mese. La frequenza del trattamento è circa la stessa per i due tipi di paziente, con un range che va da 2 giorni la settimana ad un trattamento quotidiano.

Misure di Outcome.- Le misure di Outcome più utilizzate sono il Barthel Index e la FIM per i pazienti con stroke. Il Visual Analogue Scale, McGill Questionnaire, Oswestry Questionnaire e il Backill Scale sono quelli di più frequente riscontro per i pazienti con lombalgia cronica.

I nove dipartimenti menzionati hanno pubblicato alcune misure sia per lo stroke che per la lombalgia cronica; 7 utilizzano solo misurazioni per i pazienti con stroke; solo un centro per la lombalgia cronica; i rimanenti questionari non contenevano alcuna misurazione per queste patologie. Dalle nostre indagini emerge che le scale non sempre sono utilizzate correttamente (per esempio il Visual Analogue Scale come misura della soddisfazione del paziente e della qualità della vita).

Grado di soddisfazione nell'utilizzo delle scale di Outcome da parte degli operatori.- Al responsabile di ogni centro, è stato chiesto di esprimere un'opinione in merito al grado di soddisfazione che ottiene dall'utilizzo del corrente sistema di misura dell'Outcome. Solo 2 centri su 25 si sono ritenuti soddisfatti.

Finalità delle valutazioni.- Gli scopi principali sono prevalentemente clinici più che di ricerca.

Uso delle informazioni.- Nei centri partecipanti, le misure di Outcome sono utilizzate per le seguenti ragioni: 11 le inseriscono a riassunto al momento della dimissione del paziente, 10 le raccolgono e le analizzano, 8 le registrano nelle note, 1 le utilizza per valutare e formulare una prognosi.

Nella revisione della letteratura italiana, si trovano 77 abstracts in cui le misure di Outcome vengono utilizzate come ricerca nella riabilitazione dello stroke e /o della lombalgia cronica. Questi articoli sono pubblicati da 49 diversi centri di riabilitazione. Abbiamo reperito molti più dati sullo stroke che sulla lombalgia cronica.

Discussione

Al fine di discutere i nostri risultati, dobbiamo evidenziare alcuni limiti della ricerca. Alcuni problemi originati dalla raccolta dei questionari, nascono dalla mancanza di una "fase pre-test" per ogni centro. La bassa percentuale di risposte (10%) confrontata con il totale di questionari inviati, potrebbe essere dovuta ai tempi ristretti dell'indagine. I dipartimenti che hanno risposto, tuttavia, sono molto interessati al progetto. Sedici di questi hanno chiesto ulteriori informazioni su ACROSS ed un aiuto sia culturale che metodologico per un più corretto impiego delle misure standardizzate di Outcome.

A causa del piccolo numero di questionari ricevuti (5% dei centri di riabilitazione italiani), i nostri dati non possono essere al momento rappresentativi della situazione riabilitativa Italiana. I dati raccolti per le pubblicazioni possono essere considerati più rappresentativi (49 diversi centri, solo 3 dei quali tra quelli che hanno risposto al questionario). D'altro canto bisogna considerare che abbiamo risultati parziali nei confronti delle misure usate per la ricerca rispetto a quelle con finalità clinica, e nei confronti di quei centri che offrono una maggior attività di ricerca, che supponiamo abbiano una miglior conoscenza delle misure di Outcome.

In ogni caso dovremmo considerare la concordanza di alcuni dati. Primo tra tutti, le informazioni sui tipi di istituzioni e fondi concorda con quello che già sapevamo dalla letteratura precedente che evidenzia il ruolo principale svolto delle strutture pubbliche. Anche i dati raccolti sui trattamenti concordano con le informazioni tratte dai censimenti nazionali (vedi "introduzione"). Abbiamo notato una differenza che concerne i tipi di reparto, poiché poche Unità per acuti hanno risposto al questionario nonostante queste rappresentino circa la metà dei Centri di Riabilitazione del Paese.

E' altresì utile confrontare il risultato del questionario con le misure utilizzate nelle pubblicazioni. Queste includono un gran numero di misure differenti ed alcuni espedienti tecnici (soprattutto videoregistrazioni ed elettromiografia) che non sono mai state menzionate nel questionario. A parte questo, i risultati non sono diversi e ci permettono di delineare importanti conclusioni sull'utilizzo in Italia delle misure di Outcome.

La misura dell'Outcome Riabilitativo in Italia non è ancora una pratica comune. Per di più spesso viene svolta senza standardizzazione e senza conoscere le modalità di utilizzo di queste misure.

La valutazione della soddisfazione del paziente trattato è stata scarsamente misurata. Le misure standardizzate per la soddisfazione del paziente non sono mai state riportate nei questionari, e noi abbiamo trovato solo un articolo in cui vengono menzionati questo genere di misure (9).

Le misure di outcome sono molto più utilizzate per lo stroke che per la lombalgia cronica.

Il Barthel Index e la FIM sono di gran lunga le più usate per i pazienti con stroke. La FIM è frequentemente usata senza l'addestramento richiesto dalla maggior parte dei dipartimenti che hanno risposto al questionario.

La lombalgia cronica è usualmente valutata con misure della gravità del dolore, soprattutto il VAS e il Questionario McGill, piuttosto che con le misure di disabilità. Attualmente le uniche due misure di disabilità menzionate per lombalgia cronica sono il Questionario Oswestry e il Backill Scale.

Infine, la maggior parte dei dipartimenti non si è dimostrato soddisfatto del sistema attuale, e ha chiesto assistenza per l'utilizzo delle misurazioni. Possiamo attenderci che i risultati del progetto ACROSS avranno un ruolo importante nel soddisfacimento delle necessità dei medici, almeno nel contesto Riabilitativo Italiano.

Bibliografia

1. BACCIGLIERI P., CANTAGALLO A., SALVADORI T., VANDE CASTEELE L., BASAGLIA N. Evaluation Protocols of Outcome in Rehabilitation Medicine. In Atti del 10° Congresso Europeo di Medicina Fisica e della Riabilitazione, Roma , Giugno 1997.
2. BACCIGLIERI P., CANTAGALLO A., FAGGIOLI A., TARGA A.M., GRAZIANI R., MALSERVIGI R., TOSINI T., STROZZI V., VANDE CASTEELE L., BASAGLIA N. Evaluation Protocol of Outcome in patients affected by stroke. In Atti del 10° Congresso Europeo di Medicina Fisica e della Riabilitazione, Roma , Giugno 1997.
3. BACCIGLIERI P., SALVADORI T., CANELLA M.C., CIACCIA L., MANDRIOLI R., MANFREDINI M., MESSINA R., MONTORI F., MURATORI N., PASELLO B., PAIOLA L.,

- PASTORELLI T., BASAGLIA N. Evaluation protocol of Outcome in patients affected by Back-Pain. In Atti del 10° Congresso Europeo di Medicina Fisica e della Riabilitazione, Roma , Giugno 1997.
4. BACCIGLIERI P., CANTAGALLO A., VANDE CASTEELE L., BASAGLIA N.: Valutazione dell'Outcome in pazienti sottoposti a trattamento ambulatoriale. In Atti del 15° Congresso Italiano di Medicina Fisica e della Riabilitazione, Brescia , Giugno 1998.
 5. Progetto CAMARC II (Computer Aided Movement Analysis in a Rehabilitation context - Analisi computerizzata del movimento in ambito riabilitativo - Programma AIM - Advanced Informatic in Medicine Progetto A- 2002 , deliverable n. 7: functional evaluation protocols for Europe-wide network of clinical centers - preliminary - 30. giugno, 1993 - ed. Roessing research and development, Enschede , Olanda
 6. BACCIGLIERI P., PEPE F., MAIETTI A., CANTAGALLO A., BASAGLIA N.: ACROSS Phase one – Rehabilitation Outcome Measures in Europe: the state of the art – Results from Italy . In Biomedical and Health Research Program – ACROSS a cura di Caulfield B., Garrett M., Terembeek M., Van Harten Wim – ISBN 90-75452-12-8 con fondi della Comunità Europea per la ricerca sanitaria in Europa. Novembre 1998
 7. BOLDRINI R., DI GIACINTO A., LISPI L., RANDAZZO M., PENAZZA F. Progetto riabilitazione: analisi dell'attività riabilitativa nelle strutture pubbliche. Roma, Ministero della Sanità, Dipartimento della programmazione. Ufficio di Statistica. 1996.
 8. BASAGLIA N., IOVINE R. Censimento nazionale delle strutture sanitarie di riabilitazione. *Giorn Ital Med Riab* 1993; 8: 204-247.
 9. FRANCHIGNONI F, BENEVOLO E, OTTONELLO M, TESIO L, BATTAGLIA MA: Validity and reliability of a new questionnaire on patient satisfaction in rehabilitative therapy *Minerva Med* 1998 Mar; 89(3):57-64

VALUTAZIONE DEL CONTROLLO DELL'EQUILIBRIO E DELLA POSTURA NELLA STAZIONE ERETTA STATICA

Francesco Benvenuti, Lara Balzini, Luca Vannucchi

Laboratorio di Fisiopatologia e Riabilitazione del Movimento, Dipartimento di Geriatria, INRCA, Firenze

Controllo posturale e invecchiamento

Nella popolazione anziana i disturbi dell'equilibrio molto frequenti e causa di aumento di morbidità, disabilità e morte. Sono talvolta determinati da una singola causa (es. ictus cerebrale, frattura di femore, parkinsonismo). Tuttavia nella maggior parte dei casi sono meglio interpretabili sulla base della coesistenza di problemi molteplici, simultanei e interattivi (comorbidità), nessuno dei quali così grave da apparire da solo la causa della limitazione funzionale (1).

L'alta probabilità di sviluppare alterazioni dell'equilibrio con l'invecchiamento risiede nell'estrema complessità del controllo dell'equilibrio. La stazione eretta richiede infatti il corretto funzionamento di differenti sottosistemi posti funzionalmente in serie, ciascuno dei quali può essere bersaglio di processi patologici a elevata prevalenza nella popolazione anziana: 1) sistemi afferenziali (visivo, vestibolare, somatosensoriale) per la localizzazione nello spazio del corpo e dei suoi segmenti; 2) sistemi di decodificazione e integrazione degli input e generazione di pattern adeguati di attivazione muscolare da parte del sistema nervoso centrale; 3) sistemi effettori per la esecuzione dei comandi centrali (osteoarticolare, muscolare); 4) adeguati processi di produzione energetica che presuppongono una corretta funzione cardiovascolare e dei sistemi di omeostasi metabolica. Ciascun sottosistema possiede anche una notevole ridondanza funzionale. Le informazioni afferenti e i pattern di risposta motoria posturale permettono in tal modo fenomeni di adattamento, soppressione, rinforzo e compenso in risposta a condizioni patologiche e variazioni delle condizioni ambientali (2-5).

Nella ricerca geriatrica grande interesse ha la comprensione della complessità dei nessi causali che conducono dalla malattia alla disabilità in particolare in condizioni di comorbidità. In questo processo un importante contributo è stato quello del concetto introdotto da Nagi (6) di limitazione funzionale, rivisto e aggiornato dall'American Institute of Medicine che ne ha proposto l'integrazione con la Classificazione Internazionale delle Malattie, Disabilità e Handicap dell'OMS. Una *malattia* (processo eziopatogenetico) causa specifiche *alterazioni* anatomiche e fisiopatologiche con conseguente *limitazione funzionale* in capacità caratteristiche della specie umana (es. stare in piedi, camminare, uso degli arti superiori) e quindi *disabilità* (alterazione comportamentale, cioè di sequenze motorie altamente individualizzate e specifiche per particolari situazioni o ambienti). Questa classificazione, sebbene talora difficile da applicare, ha fornito da un punto di vista operativo, una cornice concettuale a cui hanno fatto riferimento numerosi studi epidemiologici volti alla comprensione del complesso

processo che conduce dalla autonomia alla disabilità. L'estrema complessità delle relazioni tra malattia, alterazione funzionale e disabilità rende tuttavia praticamente impossibile, allo stato attuale delle conoscenze, la comprensione del problema in un modello unico. Da qui l'attenzione che è stata rivolta alla dissezione del concetto di capacità e quindi di limitazione funzionale.

In questo contesto grande attenzione è stata rivolta al problema posturale. Infatti, la possibilità di intervenire per correggere un disordine posturale dipende in gran parte dal processo patologico che lo ha determinato. Il controllo dell'equilibrio richiede l'integrità di differenti sottosistemi la cui integrità, a sua volta, è espressa da capacità funzionali più *elementari* organo-specifiche: sensazione visiva, vestibolare e somatosensoriale, livello cognitivo adeguato, capacità di coordinazione e attivazione muscolare, appropriata mobilità articolare e forza muscolare. Differenti malattie possono causare effetti simili su una stessa capacità elementare (es.: polineuropatie di differente eziologia causano simili alterazioni della sensibilità somatosensoriale). Alterazioni di differenti capacità elementari si ripercuotono in modo diverso sulla capacità *complessa* (es.: il disequilibrio causato da una malattia dei gangli della base ha caratteristiche cliniche differenti rispetto a quello causato da una malattia cerebellare o vestibolare). La coesistenza di alterazioni di due o più capacità elementari si riflette in modo peculiare sulla capacità complessa (es. un deficit visivo aggrava in modo peculiare un disequilibrio da coesistente deficit della sensibilità somatosensoriale e viceversa).

Valutazione del controllo posturale

Nell'ultima decade sono stati proposti nuovi strumenti clinici, affidabili e ripetibili, sia per la valutazione obiettiva della gravità dei disturbi dell'equilibrio che per la valutazione dell'efficacia di interventi terapeutici farmacologici o riabilitativi. Un primo approccio è quello *funzionale* basato su test di performance. Sono state identificate scale cliniche semiquantitative di misura dei disturbi del controllo posturale e/o delle limitazioni funzionali derivanti dalle alterazioni della capacità motoria (7-18). Hanno il vantaggio di avere un basso costo e di essere facilmente somministrabili in ambienti diversi. Sono utili per identificare i soggetti con disequilibrio e per valutare gli effetti di un trattamento. Hanno una alta specificità (capacità di discriminare tra soggetti con o senza instabilità posturale) ma una bassa sensibilità, sono incapaci cioè di discriminare condizioni limite in cui l'uso compensatorio di strategie posturali alternative permette di mantenere la capacità funzionale. Inoltre forniscono poche informazioni per identificare la causa del deficit che è essenziale per programmare un programma di trattamento.

Un secondo approccio è quello *per sistemi* (19). Secondo questo approccio per identificare la causa del disequilibrio è necessario valutare i differenti sottosistemi fisiologici da cui dipende la stabilità in stazione eretta e il loro intergioco con i fattori ambientali. Almeno sei sottosistemi maggiori sono considerati responsabili del mantenimento della stazione eretta: l'organizzazione sensoriale, la percezione dell'orientamento nello spazio, la capacità predittiva del sistema nervoso centrale, la coordinazione motoria, il sistema muscolo-scheletrico e l'adattamento all'ambiente. La

funzione di questi sottosistemi è alterata dalle malattie e si deteriora con l'invecchiamento. Sono stati proposti specifici e dettagliati protocolli di indagine per comprendere l'interazione fra sottosistemi e determinare quale di questi è la causa del disequilibrio. Questi protocolli sono tuttavia ancora in una fase sperimentale e l'affidabilità e la validità delle misure non è ancora stata sufficientemente provata. Comunque l'approccio per sistemi ha costituito la cornice concettuale di numerosi studi che hanno permesso di comprendere meglio i complessi meccanismi che conducono alla instabilità posturale.

Il terzo approccio è quello *strumentale* (posturografia) che è considerato potenzialmente utile per integrare la valutazione funzionale e per sistemi al fine di meglio comprendere le menomazioni alla base di un disturbo dell'equilibrio (20). E' solitamente basato sulla valutazione degli spostamenti del centro di pressione (CP) per mezzo di piattaforme di forza (21, 22). Tuttavia l'utilità della posturografia rimane molto limitata. La limitazione principale è che non è possibile dall'analisi dei dati derivati da una piattaforma di forza determinare quale parte del corpo si stia muovendo in un determinato momento. In particolare, rimane indeterminata la relazione tra postura (orientamento dei segmenti corporei rispetto al vettore gravitazionale) ed equilibrio (relazione tra proiezione verticale del centro di massa (CM) al suolo [centro di gravità, CG] e limiti della superficie di appoggio) (23). Con appropriate modificazioni delle informazioni afferenti e/o della superficie di appoggio, lo studio con piattaforme di forza può permettere la valutazione di alcune componenti motorie o sensoriali del controllo posturale (20). Ciononostante nessuna di queste misure può spiegare adeguatamente quale sistema o meccanismo è responsabile di una modificazione patologica dell'oscillazione del corpo (19). Non fornisce in particolare né informazioni sull'allineamento posturale né sulle strategie posturali utilizzate per mantenere l'equilibrio.

Ripetibilità test-retest e validità concorrente delle misure di un nuovo protocollo posturografico

Per superare questi limiti abbiamo messo a punto un nuovo protocollo posturografico e studiato la ripetibilità test-retest e la validità concorrente delle principali variabili (24). In questo protocollo viene valutata contemporaneamente la cinematica del corpo per mezzo di un sistema optoelettronico e gli spostamenti del CP per mezzo di una piattaforma di forza in modo da ottenere informazioni non solo sull'equilibrio ma anche sulle strategie e i compensi utilizzati.

Lo stare in piedi è una attività volontaria con lo scopo apparente di minimizzare gli spostamenti del CM al di sopra della base di appoggio (BA). Volontarietà significa scelta. Scelta significa che uno stesso compito può essere portato a termine con lo stesso grado di successo (stessa capacità di tenere stabile il CM) con strategie differenti. All'interno dei limiti fisiologici e biomeccanici del corpo umano cinque sono i *determinanti posturali* che possono essere modificati per mantenere l'equilibrio: a) la base di appoggio, b) l'altezza del CM, c) la coordinazione motoria tra i vari segmenti corporei, d) i momenti articolari, e) il peso delle afferenze. In condizioni patologiche l'alterazione di una capacità funzionale *elementare* (capacità di percepire informazioni

visive, somatosensoriali, vestibolari, capacità cognitiva, capacità di generare pattern motori adeguati di attivazione della muscolatura striata e coordinazione, capacità di muovere le articolazioni e di generare forza muscolare) provoca modificazioni specifiche che, a secondo della gravità, possono non ripercuotersi (fase di compenso) o ripercuotersi (fase di scompenso) sulla stabilità.

Con la scala FICSIT (16) sono stati selezionati 36 pazienti (18 maschi e 18 femmine; età 67-86 anni) con differente grado di controllo dell'equilibrio: normale, moderatamente alterato, gravemente alterato. Ai soggetti veniva richiesto di stare il più fermi possibili con braccia conserte per 20 secondi a piedi nudi in 8 condizioni sperimentali la cui difficoltà era variata modificando 3 fattori indipendenti: vista (occhi aperti o chiusi), larghezza (base larga o stretta) e consistenza della BA (superficie solida o cedevole). I soggetti sono stati valutati in tre sessioni: basale, dopo 4 ore, dopo una settimana.

Un sistema di optoelettronico (ELITE) era utilizzato per quantificare il perimetro della base di appoggio, gli angoli articolari e la posizione del CM del tronco, degli arti inferiori e dell'intero corpo. Il CP era localizzato con una piattaforma di forza (Kistler). Dai dati registrati sono state misurate variabili relative a: a) movimento posturale, b) allineamento posturale, c) posizione del corpo (rispetto ai limiti della base di appoggio), d) coordinazione motoria tra tronco ed arti inferiori (Tabella 1).

La ripetibilità delle misure è stata stimata calcolando i coefficienti di correlazione intraclasse (CCI) con modelli di analisi della varianza a due vie. Per stimare la validità concorrente e l'importanza delle singole misure del protocollo nella valutazione della

Tabella 1.- Lista delle variabili del protocollo posturografico

VARIABILE	DEFINIZIONE
Movimento posturale	
CG-AREA	[Area di oscillazione del CG (mm^2) / base di appoggio (mm^2)] *100
CG-VELOCITA'	Velocità media del CG ($\text{mm} \cdot \text{s}^{-1}$) / altezza del CM (m)
CP-VELOCITA'	Velocità media del CP ($\text{mm} \cdot \text{s}^{-1}$) / altezza del CM (m)
Allineamento posturale (piano sagittale)	
ANCA	Posizione media angolare (gradi).
GINOCCHIO	Posizione media angolare (gradi)
CAVIGLIA	Posizione media angolare (gradi)
Posizione del corpo	
CP-AP	[Distanza del CP dalle caviglie (mm) nel piano sagittale / lunghezza della base di appoggio (mm)]*100.
CP-ML	Distanza del CP dalla caviglia destra (mm) nel piano frontale / larghezza della base di appoggio (mm)]*100.
CM-ALTEZZA	[Posizione verticale del CM (m) / massima altezza teorica della estremità cefalica del tronco ^a (m)]*100.
Coordinazione motoria	
COORDINAZIONE-AP	Coefficiente di correlazione tra le posizioni del CM del tronco e degli arti inferiori nel piano sagittale.
COORDINAZIONE-ML	Coefficiente di correlazione tra le posizioni del CM del tronco e degli arti inferiori nel piano frontale.

^aSomma della lunghezza di tronco, coscia e gamba e della distanza verticale della caviglia dal suolo.

gravità clinica è stata eseguita una analisi discriminante (*stepwise*) usando i risultati ottenuti con la scala FICSIT per classificare i pazienti in uno di tre livelli di gravità del disequilibrio (minimo, moderato, grave).

I risultati ottenuti mostrano una buona ripetibilità test-retest ($CCI > 0.7$) di tutte le misure ad eccezione di quelle relative alla coordinazione motoria ($CCI < 0.7$). La ripetibilità non era influenzata dalle condizioni sperimentali. Valori particolarmente elevati dei CCI (> 0.9) erano osservati per le misure relative all'allineamento posturale e alla posizione del corpo.

L'analisi discriminante dava un discriminatore di quattro fattori che includeva misure di movimento posturale, allineamento posturale, posizione del corpo e coordinazione motoria tra tronco ed arti inferiori. La funzione discriminante derivata classificava correttamente il 96% dei pazienti in accordo con la gravità del disequilibrio.

I risultati indicano che nessuna variabile di quelle da noi considerate, se utilizzata isolatamente, può descrivere in modo soddisfacente la gravità del disequilibrio. Al contrario è possibile classificare correttamente i pazienti considerando insieme i dati derivati dalla piattaforma di forza e quelli ottenuti dal sistema optoelettronico. L'alto numero dei soggetti classificati correttamente per livello di disequilibrio, ci porta a pensare che l'indagine posturografica eseguita con questo metodo può rappresentare un utile strumento per lo studio della gravità e della fisiopatologia dei disturbi posturali nell'anziano e per la valutazione della efficacia di interventi terapeutici. Naturalmente ulteriori studi sono necessari.

Bibliografia

1. HORAK F.B., SHUPERT C.L., MIRKA A. Components of postural dyscontrol in the elderly: a review. *Neurobiol. Aging* 1989, 10: 727-738.
2. BERGER W., DISCHER M., TRIPPEL M., IBRAHIM I.K., DIETZ V. Developmental aspects of stance regulation, compensation and adaptation. *Exp. Brain Res.* 1992, 90: 610-
3. CLAUSSEN C.F. Vestibular compensation. *Acta Otolaryngol. Suppl. (Stockh.)* 1994, 513: 33-
4. DIETZ V. Human neural control of automatic functional movements: interaction between central programs and afferent inputs. *Physiol. Rev.* 1992, 72: 33-
5. RESCHKE M.F., BLOOMBERG J.J., HARM D.L., PALOSKI W.H. Space flight and neurovestibular adaptation. *J. Clin. Pharmacol.* 1994, 34: 609-.
6. NAGI S.Z. Disability concepts revised: implications for prevention. Appendix A. In: *Disability in America. A National Agenda for Prevention*, Popean M. and Tarlov A.R. (Eds). National Academy Press, 1990.
7. GRAYBIEL A., FREGLY A.R. A new quantitative ataxia test battery. *Acta Otolaryngol. (Stockh)* 1966, 61: 292-312.
8. BOHANNON R.W., LARKIN P., COOK A.C., GEAR J., SINGER J. Decrease in timed balance test scores with aging. *Phys. Ther.* 1984, 64: 1067-1070.
9. WOLFSON L.I., WHIPPLE R., AMERMAN P., KLEINBERG A. Stressing the postural response: a quantitative method for testing balance. *J. Am. Geriatr. Soc.* 1986, 34: 845-850.
10. SHUMMAY-COOK A., HORAK F.B. Assessing the influence of sensory interaction on balance. Suggestion from the field. *Phys. Ther.* 1986, 66: 1548-1550.

11. TINETTI M.F. Performance-oriented assessment of mobility problems in elderly patients. *J. Am. Geriatr. Soc.* 1986, 34: 119-126.
12. MATHIAS S., NAYAK U.S.L., ISSACS B. Balance in the elderly: the get up and go test. *Arch. Phys. Med. Rehabil.* 1986, 67: 387-389.
13. DUNCAN P.W., WEINER D.K., CHANDLER J., STUDENSKI S. Functional reach: a new clinical measure of balance. *J. Gerontol. Med. Sci.* 1990, 45: M192-197.
14. CHANDLER J.M., DUNCAN P.W., STUDENSKI S.A. Balance performance on the postural stress test: comparison of young adults, healthy elderly, and fallers. *Phys. Ther.* 1990, 70: 410-415.
15. BERG O.K., WOOD-DAUPHINEE S.L., WILLIAMS J.I., MAKI B. Measuring balance in the elderly: validation of an instrument. *Can. J. Public. Health.* 1992, 83 (Suppl 2): S7-11.
16. ROSSITER-FORNOFF J.E., WOLF S.L., WOLFSON L.I., BUCHNER D.M., AND THE FICSIT GROUP. A cross sectional validation study of the FICSIT common data base static balance measures. *J. Gerontol. Med. Sci.* 1995, 50A: M291-297.
17. MEANS K.M., RODELL D.E., O'SULLIVAN P.S. Use of an obstacle course to assess balance and mobility in the elderly. A validation study. *Am. J. Phys. Med. Rehabil.* 1996, 75: 88-95.
18. RUBENSTEIN L.Z., JOSEPHSON K.R., TRUEBLOOD P.R., YEUNG K., HARKER J.O., ROBBINS A.S. The reliability and validity of an obstacle course as a measure of gait and balance in older adults. *Aging (Milano)* 1997, 9: 127-135.
19. WOOLLACOTT M.H., SHUMWAY-COOK A. Changes in posture control across the life span - A systems approach. *Phys. Ther.* 1990, 70: 799-807.
20. HORAK F.B. Clinical assessment of balance disorders. *Gait & Posture* 1997, 6: 76-84.
21. JOHANSSON R., MAGNUSSON M. Human postural dynamics. *Crit. Rev. Biomed. Eng.* 1991, 18: 413-437.
22. WINTER D.A. Human balance and posture control during standing and walking. *Gait & Posture* 1995, 3: 193-214.
23. WINTER D.A., PATLA A.E., FRANK J.S. Assessment of balance control in humans. *Med. Prog. Thr. Tech.* 1990, 16: 31-51.
24. BENVENUTI F., MECACCI R., GINEPRARI I., BANDINELLI S., BENVENUTI E., FERRUCCI L., BARONI A., RABUFFETTI M., HALLETT M., DAMBROSIA J.M., STANHOPE S.J. Kinematic characteristics of standing disequilibrium: reliability and validity of a posturographic protocol. *Arch. Phys. Med. Rehabil.* 1999, 80: 278-287.

ANALISI DELLA POSTURA: UN TOOLKIT PER LA VALUTAZIONE DELLA ABILITÀ MOTORIA DELL'ANZIANO

Sandro Fioretti, Maurizio Maurizi, Tommaso Leo

Dipartimento di Elettronica ed Automatica, Università degli Studi di Ancona

Introduzione

Nel mantenimento della postura, il sistema motorio integra ed elabora le informazioni afferenti dei sistemi sensoriali visivo, vestibolare e propriocettivo, producendo comandi motori. Il deterioramento delle prestazioni di uno qualunque dei sottosistemi coinvolti (afferente e/o efferente) comporta deficit posturali. Nel caso degli anziani tali deficit possono configurare anche il rischio di caduta e comunque un degrado delle prestazioni motorie. L'analisi di tali deficit è svolta tradizionalmente applicando perturbazioni esterne o interne (volontarie).

Il presente lavoro passerà in rapida rassegna le principali tecniche posturografiche con particolare attenzione a quelle che impiegano perturbazioni interne, e a quegli approcci che si prestano per la loro semplicità di esecuzione ed il basso costo della strumentazione ad essere implementati a livello ambulatoriale e quindi, potenzialmente, su larga scala. Semplicità è intesa qui come caratteristica importante sia per il personale che esegue la misura che per i soggetti da esaminare, per i quali il compito da eseguire deve, in generale, essere limitatamente impegnativo.

Va ricordato che esistono già strumenti clinici ben definiti e facili da amministrare che permettono di identificare l'esistenza o meno di un problema posturale e l'eventuale necessità di un opportuno trattamento. Ad esempio i test di performance consentono di associare un punteggio all'esecuzione di una batteria di test posturali tramite i quali è possibile valutare la capacità di un soggetto ad eseguire un compito motorio o una attività. Allo stesso modo va notato che, al momento, le potenzialità di tecniche di laboratorio avanzate per la predizione e/o la misura di disabilità sono piuttosto limitate.

Un approccio che mira a ridurre il gap tra potenzialità dell'approccio strumentale e quello clinico è basato sul concetto di *toolkit*, ovvero sulla disponibilità di un insieme di strumenti basati su metodi e tecniche di analisi del movimento per la misura e la valutazione di atti motori "significativi", cioè in stretta connessione con le attività della vita quotidiana. Tale toolkit può essere inteso sia come un insieme di strumenti che consentono lo screening motorio di una ampia popolazione di soggetti al fine di costituire una base di dati di riferimento, e sia come una libreria di tools da cui estrarre quello/i che consentano, unitamente ai classici strumenti di valutazione clinica, di rispondere in modo sempre più accurato a specifiche domande relative allo stato di un singolo individuo (a rischio/non a rischio?, dipendente/non-dipendente? ecc.).

Il lavoro illustrerà, in quest'ottica, le attività di ricerca svolte presso l'Unità di Ancona volte alla valutazione delle prestazioni motorie dell'anziano e allo studio del relativo controllo motorio. Particolare attenzione sarà rivolta all'approccio seguito, ai

modelli impiegati ed ai risultati ottenuti per l'analisi di un test posturale di performance massimale caratterizzato da perturbazioni interne.

Rassegna delle principali tecniche posturografiche

L'integrità del sistema di controllo posturale viene in genere studiata mediante test di posturografia che usualmente vengono distinti in due categorie: posturografia statica e dinamica. Si intende per posturografia statica l'analisi del mantenimento dell'equilibrio con soggetto in posizione ortostatica e in condizioni ambientali stazionarie (assenza di perturbazioni); per posturografia dinamica si intende invece quell'insieme di tecniche volte a comprendere i meccanismi di risposta posturale a seguito di perturbazioni della postura eretta applicate al soggetto dall'esterno (involontarie) o dall'interno (volontarie).

Posturografia statica. - Tipicamente, la valutazione del mantenimento dell'equilibrio viene effettuata mediante test ad occhi aperti e con visione occlusa. Il rapporto tra le misure con visione occlusa e quelle ad occhi aperti prende il nome di "quoziente di Romberg"; esso fornisce una stima del possibile deterioramento dei sistemi vestibolare e propriocettivo. Le misure di equilibrio posturale si basano di norma sulle grandezze dinamiche (forze e momenti) scambiate tra piedi e suolo, che vengono misurate mediante piattaforma dinamometrica. In particolare, le misure che fanno riferimento alla posizione del punto di applicazione della forza risultante, ovvero al centro di pressione (CoP), possono essere classificate come: misure nel dominio del tempo, misure nel dominio della frequenza e misure ibride. Per una rassegna dei principali parametri posturografici in relazione alla loro significatività statistica nel discriminare soggetti giovani ed anziani si rimanda a (8).

Un aspetto fondamentale da considerare in tutti gli studi di equilibrio posturale è il protocollo sperimentale utilizzato per la misura. Tentativi di standardizzazione sono stati fatti dalla Società Internazionale di Posturografia (6) e dalla Società Francese di Posturografia (5) con proposte relative alle modalità di svolgimento del test posturografico nonché alla rappresentazione dei risultati. Si riportano qui sinteticamente gli aspetti più rilevanti dei protocolli sperimentali che possono essere causa di variabilità nei risultati: condizioni ambientali (luminosità, rumorosità, assenza di mire acustiche, presenza di mire visive, morfologia dell'ambiente circostante il soggetto, ecc.), posizione dei piedi sulla piattaforma di forza, durata del test (stazionarietà), scelta dell'intervallo di analisi all'interno della sequenza dei dati misurati, trattamento dei dati (filtraggio, normalizzazione ecc.).

Posturografia dinamica. - La risposta posturale ad una perturbazione, esterna (non volontaria) o interna (volontaria), riflette diverse possibili strategie di controllo atte a correggere gli spostamenti dalla posizione di equilibrio; è possibile, in tal modo, apprezzare i tempi di risposta del soggetto a perturbazioni improvvise, evidenziare l'origine sensoriale dell'instabilità posturale, evidenziare meccanismi di controllo anticipativi nel caso di variazioni volontarie della propria postura.

- *Perturbazioni attuate mediante piattaforme mobili:* Al fine di studiare il controllo motorio, ed in particolare le reazioni posturali automatiche elicitate da sollecitazioni esterne, sono state sviluppate piattaforme che espongono il soggetto a spostamenti della

base di appoggio. In genere queste piattaforme sono in grado di traslare nel piano orizzontale oppure possono ruotare attorno ad un asse orizzontale. Sistemi più sofisticati consentono di isolare le singole afferenze sensoriali e determinarne l'influenza sul sistema di controllo posturale. Tali sistemi espongono il soggetto a condizioni sperimentali di difficoltà crescente durante le quali le afferenze visive e/o somatosensoriali possono venire eliminate per mezzo di alterazioni dell'ambiente circostante così come percepito dal sistema visivo del soggetto e/o per mezzo di rotazioni della base d'appoggio tendenti ad annullare l'angolo di flessione-estensione dell'articolazione tibiotarsica. A riguardo i lavori di Nashner (vedi bibliografia riportata in (2, 3)) costituiscono un punto di riferimento.

La critica più importante rivolta all'uso di piattaforme mobili consiste nell'osservare che il paradigma sperimentale scelto, molto difficilmente corrisponde a disturbi sperimentati o sperimentabili dal soggetto in esame durante le sue attività di vita quotidiana (11).

- *Perturbazioni posturali elicitate senza l'impiego di piattaforme mobili.*- Esse consistono in: vibrazioni meccaniche applicate a gruppi muscolari del tronco e/o degli arti inferiori, stimolazione elettrica dei nervi tibiali, movimenti volontari del tronco e/o degli arti superiori, blocco ischemico delle afferenze degli arti inferiori, alterazioni della base di appoggio (appoggio monopodalico, base di appoggio cedevole, ridotta superficie di appoggio ecc.). Tali perturbazioni mirano a disturbare o ad interrompere il feedback proveniente da alcuni canali sensoriali o, nel caso di perturbazioni volontarie, a evidenziare meccanismi di controllo anticipativi.

A conclusione di questa sintetica rassegna si vuole sottolineare che la scelta tra i due tipi di indagine (posturografia statica e dinamica) è un problema che investe vari ordini di considerazioni. È sicuramente un problema di filosofia di approccio che deve tenere presenti considerazioni legate alla semplicità ed alla ripetibilità delle misure, al comfort per il soggetto, alla possibilità di impiegare strumentazioni a costo più o meno elevato, alla possibilità di eseguire test in ambito ambulatoriale, ovvero senza utilizzare attrezzature complesse. Ovviamente la scelta non può non risentire del contesto in cui si opera; è evidente che saranno ben diversi i protocolli e i metodi volti a fornire una valutazione funzionale di un soggetto rispetto a quelli impiegati ad esempio per valutare il rischio di caduta; inoltre sarà necessario tenere in considerazione la classe di soggetti da analizzare (anziani sani, anziani con patologie, giovani con patologie ecc.). Quest'ultimo aspetto ha ripercussioni sulla scelta dei parametri da analizzare e della conseguente loro interpretazione.

Per una rassegna bibliografica più ampia di quanto non sia possibile fare in questo lavoro si rimanda a (2, 3).

Valutazione dell'abilità motoria dell'anziano mediante test posturali con perturbazione interna.

Nell'ambito del progetto V.A.M.A. (Valutazione dell'Abilità Motoria dell'Anziano) finanziato dall'Istituto Superiore di Sanità si è analizzato un particolare test motorio noto in clinica con il nome di *Functional Reach* (FR). In particolare si è cercato di spiegare da un punto di vista biomeccanico le modalità (strategie) con le quali l'atto motorio

esplicato nel "Functional Reach" viene effettuato. Il lavoro è stato finalizzato alla definizione di uno degli strumenti di un *toolkit* per la misura e valutazione di atti motori significativi, ovvero in stretta connessione con le attività della vita quotidiana. Il paradigma sperimentale considerato prevede l'utilizzo di un insieme minimo di variabili misurate. In particolare l'unica strumentazione impiegata è stata una piattaforma di forza.

Il Functional Reach è una misura clinica di comportamento posturale (1) che si è rivelata predittiva nell'identificare soggetti anziani a rischio di caduta. Il FR è definito come il massimo spostamento in avanti che un soggetto in piedi, con braccio esteso in avanti, può imprimere alla propria mano mantenendo inalterata la base di appoggio. La scelta di questo tipo di compito motorio è stata dettata dalle seguenti considerazioni: il FR è un test clinico affidabile per la determinazione del limite di stabilità anteriore che è predittivo di cadute negli anziani; inoltre è un compito motorio simile ad attività della vita quotidiana quali lo sporgersi in avanti, il raggiungere un oggetto ecc. In questa ottica, è noto come la maggior parte delle cadute di una certa gravità avvengano durante lo svolgimento di attività di vita quotidiana piuttosto che durante attività ad alto rischio.

Il protocollo clinico generalmente utilizzato per il FR è stato strumentato mediante l'impiego di una sola piattaforma di forza. Il protocollo sperimentale risultante mantiene le caratteristiche originarie di semplicità di misura per il soggetto da analizzare e per l'operatore che cura l'esecuzione dell'esperimento ma consente la stima di variabili biomeccaniche significative mediante l'impiego di un approccio basato su tecniche di ottimizzazione.

Materiali e metodi

Selezione dei soggetti.- Il protocollo Functional Reach è stato applicato a 30 soggetti giovani (età 23 ± 3) e a 24 anziani (età 67 ± 7) "sani", ovvero non affetti da significative patologie di tipo neurologico od ortopedico.

Strumentazione.- Piattaforma estensimetrica Bertec 4060. Frequenza di campionamento dei 6 canali analogici: 50 Hz.

E' stato inoltre impiegato il sistema stereometrico optoelettronico CoSTEL allo scopo di verificare i valori delle grandezze cinematiche stimate con il metodo descritto nel seguito.

Protocollo sperimentale.- Il soggetto è posto in posizione ortostatica con i piedi sulla piattaforma di forza, il braccio destro esteso in avanti, la mano all'altezza di un nastro graduato orizzontale (Figura 1). Il compito motorio consiste nel muovere il più possibile in avanti la mano, mantenendola all'altezza del nastro, senza alterare la base d'appoggio, cioè senza movimento dei piedi né distacco dei talloni. Per ogni soggetto sono state registrate almeno tre prove di FR.

Prima di effettuare le misure viene registrata la posizione dei piedi sulla piattaforma. I dati antropometrici necessari per la stima della cinematica sono soltanto l'altezza ed il peso del soggetto.

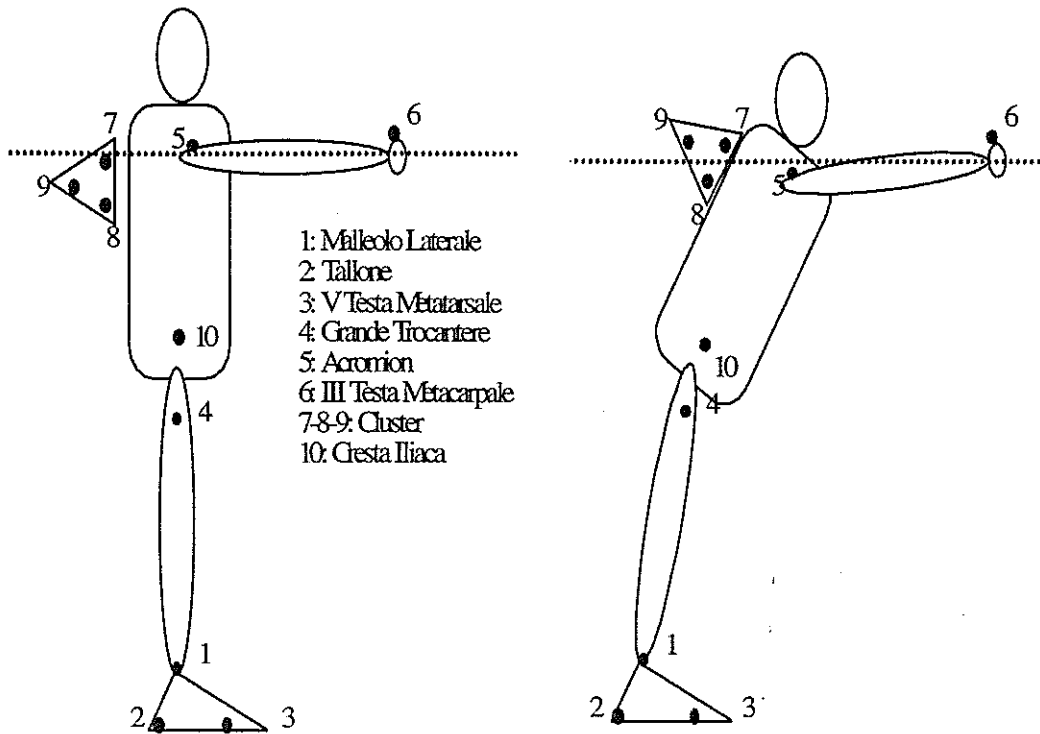


Figura 1.- Illustrazione del protocollo sperimentale e del compito motorio

Altri dati antropometrici vengono determinati sulla base di (10). Ai fini della normalizzazione dei dati si misura anche la lunghezza dei piedi.

Ai fini della validazione dei risultati del modello si utilizza il sistema CoSTEL con l'impiego di un insieme di 10 markers disposti come in Figura 1. La durata del test è di circa 20 min. La procedura è risultata ben tollerata dai soggetti anziani esaminati i quali non hanno lamentato condizioni di disagio o di affaticamento.

Modello biomeccanico: E' stato impiegato un modello bidimensionale (piano sagittale) a due gradi di libertà, composto da tre segmenti articolati come illustrato in figura 2. Il piede viene considerato privo di massa (non evidenziato in figura). Il segmento distale, di lunghezza l_1 , il cui centro di massa CM_1 è a distanza l_{cm1} dalla caviglia rappresenta l'arto inferiore (le ginocchia si ipotizzano estese), mentre l'altro segmento, il cui centro di massa CM_2 è a distanza l_{cm2} dall'articolazione d'anca, approssima la restante parte superiore del corpo.

Al fine di stimare la cinematica segmentale, ovvero gli angoli α e β (Figura 2), è stato impiegato un approccio iterativo basato su tecniche di ottimizzazione (7, 4).

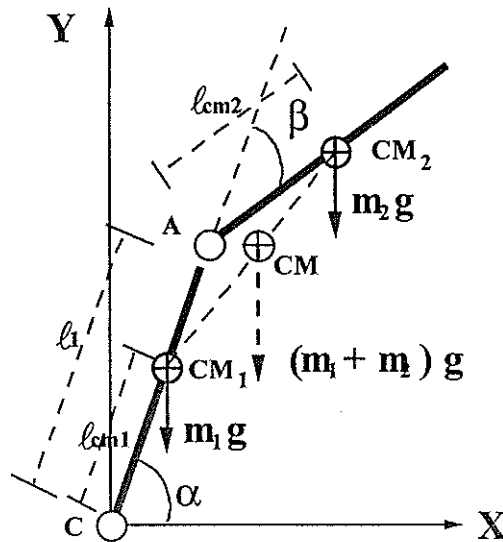


Figura 2.- Modello biomeccanico

A partire dai dati di piattaforma di forza si stima la posizione del centro di massa dell'intero corpo (9). Tramite la misura/stima dei parametri antropometrici associati ai segmenti corporei costituenti il modello biomeccanico, è possibile esprimere la posizione del centro di massa dell'intero corpo in funzione della posizione dei centri di massa di gamba e tronco, e quindi delle incognite α e β , secondo il sistema di equazioni non lineari:

$$CM_x = a_1(\mathbf{p}) \cos(\alpha) + a_2(\mathbf{p}) \cos(\alpha - \beta) \quad (1)$$

$$CM_y = a_1(\mathbf{p}) \sin(\alpha) + a_2(\mathbf{p}) \sin(\alpha - \beta)$$

dove:

$CM = (CM_x, CM_y)$ sono le coordinate del centro di massa dell'intero corpo,

$\mathbf{p} = \mathbf{p}(m_1, m_2, l_1, l_{cm1}, l_{cm2})$ è il vettore di parametri antropometrici,

$a_1(\mathbf{p})$ ed $a_2(\mathbf{p})$ sono coefficienti dipendenti da $\mathbf{p}$.

Il sistema di equazioni (1) può essere risolto in forma chiusa, fornendo soluzioni $\alpha(\mathbf{p})$ e $\beta(\mathbf{p})$ dipendenti dalla stima dei parametri antropometrici adottata. Tale soluzione è la stima iniziale di un procedimento di ottimizzazione iterativo che mira a minimizzare la distanza, in norma, esistente tra le reazioni di appoggio stimabili a partire dal modello e quelle misurate. Sulla base della soluzione $(\alpha(\mathbf{p}), \beta(\mathbf{p}))$ del problema cinematico inverso (1), è possibile risolvere il problema dinamico inverso mediante l'approccio Newton-Eulero partendo dal segmento prossimale e scendendo verso il piede. In tal modo si stimano le reazioni di appoggio, ovvero le forze esterne applicate al piede e si confronta la stima con i valori misurati. Le differenze tra le stime ottenute tramite il modello e le misure sono minimizzate usando l'algoritmo iterativo mostrato in Figura 3 che provvede all'aggiustamento dei parametri antropometrici del modello e ad un riposizionamento delle articolazioni di caviglia e di anca.

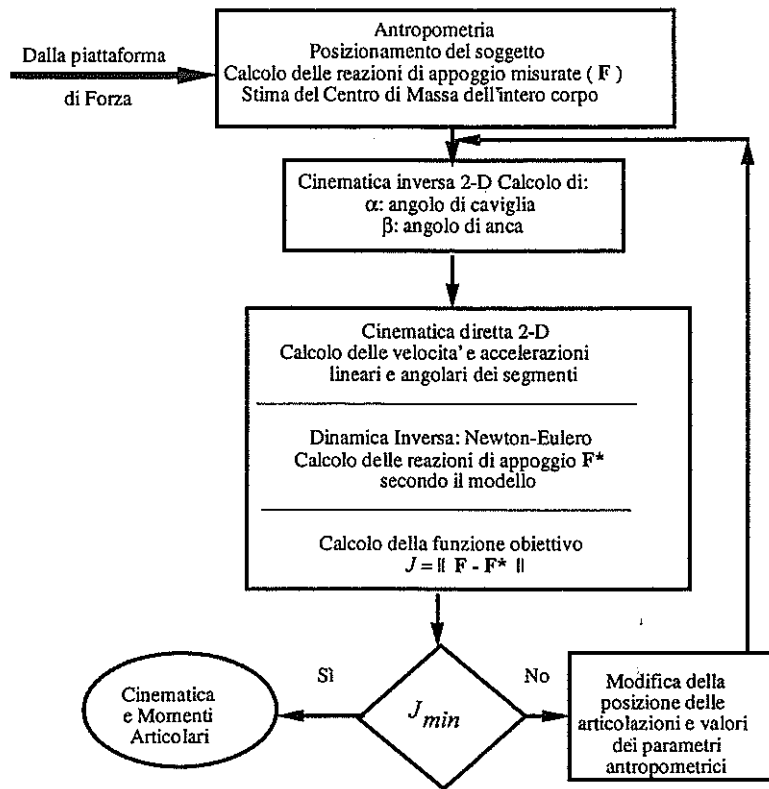


Figura 3.- *Approccio iterativo per la stima della cinematica articolare a partire dai soli dati di piattaforma*

Le stime di α e di β e l'impiego di un semplice modello cinematico che impone la costanza della quota della mano durante il compito motorio in esame, consentono la stima dei parametri cinematici legati alla traiettoria della mano.

Risultati

La Figura 4 mostra il buon accordo delle traiettorie angolari di caviglia e di anca misurate tramite stereofotogrammetria e stimate secondo l'approccio sopra descritto.

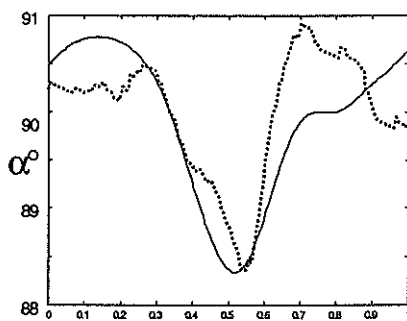


Figura 4a.- Angolo alla caviglia (α) espresso in gradi vs tempo (normalizzato). Confronto fra dati stimati e misurati (linea tratteggiata). Errore RMS = 0.5 (gradi)

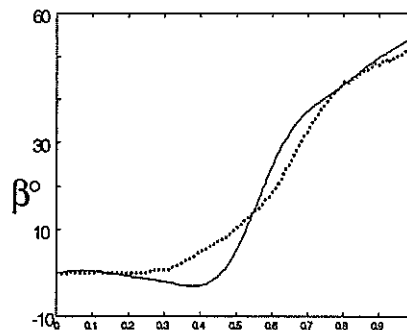


Figura 4b.- Angolo all'anca (β) espresso in gradi vs tempo (normalizzato). Confronto fra dati stimati e misurati (linea tratteggiata). Errore RMS = 3.9 (gradi)

Le traiettorie angolari stimate consentono di mettere in evidenza pattern cinematici associabili a *strategie di anca, di caviglia e strategie miste*.

In particolare gli anziani tendono ad usare la strategia di anca con maggior frequenza (70%) rispetto ai giovani (65%). Viceversa gli anziani ricorrono con minore frequenza dei giovani (19% vs 24%) alla strategia di caviglia. I soggetti anziani che utilizzano quest'ultima sono caratterizzati dallo svolgere abitualmente attività fisica o sportiva.

Per quanto riguarda la prestazione motoria, è stato rilevato che la velocità media di esecuzione del test e lo spostamento della mano (*Functional Reach*) sono significativamente (t-test; $p < 0.05$) minori negli anziani che nei giovani.

Le diverse modalità con cui il controllo motorio si esplica nel comportamento degli Anziani, rispetto a quello dei Giovani, sono descritte dai valori dei seguenti parametri, risultati essere significativamente differenti (t-test; $p < 0.05$) tra le due popolazioni:

- Spostamento del CoP (normalizzato rispetto alla lunghezza dei piedi) più limitato negli Anziani (40.7 ± 9.2) rispetto ai Giovani (54.9 ± 12.2);
- Limite di Stabilità Anteriore (normalizzato rispetto alla lunghezza dei piedi) maggiore negli Anziani (22.0 ± 5.9) rispetto ai Giovani (15.8 ± 4.1);
- Velocità Massima e Media della mano e del centro di massa (CM) minori negli Anziani rispetto ai Giovani;
- Tempo di reach, ovvero l'intervallo di tempo necessario per portare la mano dal 10% al 90% del suo massimo spostamento, maggiore negli Anziani (3.4 ± 1.3 secondi) rispetto ai Giovani (1.7 ± 0.7 secondi).

Inoltre il profilo di velocità della mano è risultato essere piuttosto differente tra le due popolazioni (Figura 5). I soggetti Anziani hanno evidenziato una marcata asimmetria caratterizzata da una breve accelerazione iniziale seguita da una lunga fase di decelerazione.

Infine, le traiettorie del CoP sono risultate essere meno "smooth" nei soggetti Anziani rispetto ai Giovani.

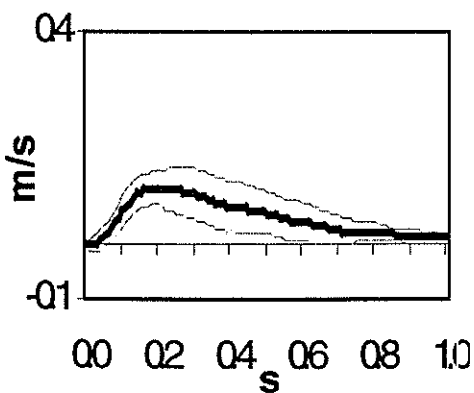


Figura 5a.- Velocità della mano in soggetti anziani "sani" (media $\pm$ s.d.)

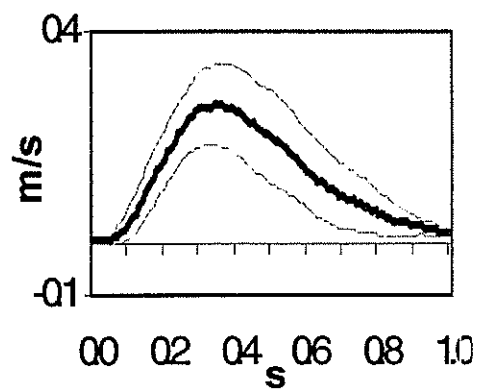


Figura 5b.- Velocità della mano in soggetti giovani (media $\pm$ s.d.)

Discussione

I risultati ottenuti confermano l'adeguatezza del protocollo basato solo sull'impiego della piattaforma di forza per la stima delle grandezze cinematiche e quindi dei pattern cinematici relativi. Gli andamenti angolari (α e β) sono simili a quelli misurati sperimentalmente sia in termini di forma che di escursione angolare. La prima caratteristica è quella che consente di associare il corretto pattern cinematico al task motorio. La prestazione motoria degli Anziani, nonostante l'assenza di patologie acclerate, è risultata in genere peggiore e caratterizzata da un comportamento motorio più "prudente" rispetto ai Giovani. L'atteggiamento conservativo è evidenziato dalla scelta prioritaria del pattern cinematico di anca rispetto a quello di caviglia, capace di minimizzare lo spostamento del CM e ridurre il momento intersegmentale soprattutto alla caviglia. Anche il ridotto Limite di Stabilità, la ridotta velocità di esecuzione del compito motorio e l'andamento asimmetrico della traiettoria della velocità della mano rafforzano questa conclusione. Inoltre la minor "smoothness" delle traiettorie del CoP e la ridotta escursione AP del CoP negli Anziani evidenzia una minore efficienza dell'intero controllo motorio e riflette una minore fiducia degli Anziani rispetto alle proprie capacità motorie.

Bibliografia

1. DUNCAN P.W., WEINER D.K., CHANDLER J. AND STUDENSKI S. Functional Reach: A New Clinical Measure of Balance. *J. Gerontology* 1990, 45 (6): M192-197.
2. FIORETTI S. Posturografia - Una Rassegna di Metodi e Tecniche. *Giornale Italiano di Medicina Riabilitativa*, 1997.
3. FIORETTI S., BARATTO L., CAPPOZZO A., BEJOR M., MACELLARI V. *Posturografia una rassegna di metodi e tecniche*. Progetto VAMA. Rapporto interno n.5. Luglio 1997.
4. FIORETTI S. Functional Reach test: iterative estimation of the kinematics and dynamics of body segments from force platform data. *Book of abstracts. ISB XVIIth Congress*. Calgary (Canada) August 8-13th, 1999. P. 556.
5. GAGEY P.M., GENTAZ R., GUILLAMON J.L., BODOT-BREGEARD C., DEBRUILLE C., BAUDRY J. *Etudes statistiques des mesures faites sur l'homme normal a l'aide de la plateforme de stabilometrie clinique normalisee*. Association Francaise de Posturologie, Norme 85, Paris, 1988.
6. KAPTEYN T.S., NIKOKTJEN C.J., BLES W., KODDE L., MASSEN C.H., MOL J.M.F. Standardization in Platform Stabilometry being part of Posturography. *Aggressologie* 1983. 24: 321-326.
7. LEVIN O., MIZRAHI J., SHOHAM M. Standing sway: iterative estimation of the kinematics and dynamics of the lower extremities from force-plate measurements. *Biol. Cybern.* 1998. 78 (4): 319-327.
8. PRIETO T.E., MYKLEBUST J.B., MYKLEBUST B.M., HOFFMANN R.G. LOVRETT E.G. Measures of postural steadiness: differences between healthy young and elderly adults. *IEEE Trans. BME* 1996. 43 (9): 956-966.
9. SHIMBA T. An estimation of center of gravity from force platform data. *J. Biomech.* 1984. 17: 53-60.
10. WINTER D.A. *Biomechanics and Motor Control of Human Movement*. New York. Wiley Interscience. 1990.
11. WINTER D.A. Human balance and posture control during standing and walking. *Gait Posture* 1995. 3 (4): 193-214.

MODELLO 3-D BIOMECCANICO-PARAMETRICO DELLO SCHELETRO PER L'ANALISI DELLA POSTURA E DELLA MORFOLOGIA DEL RACHIDE

Moreno D'Amico (a, b), Gabriele D'Amico (b) e Piero Roncoletta (b)

(a) *Centro Studio Patologie Vertebrali – Ist. S. Stefano, P. Potenza Picena*

(b) *Bioengineering & Biomedicine Company S.r.l., Pescara*

Introduzione

L'analisi computerizzata biomeccanica del movimento può essere ad oggi considerata non più patrimonio esclusivo della Ricerca ma anche una nuova concreta possibilità di indagine nelle applicazioni cliniche e in particolare nelle patologie della colonna vertebrale. Infatti il rilevamento di variabili biomeccaniche è oggi ampiamente possibile dal punto di vista tecnologico, ed esistono un gran numero di analizzatori molto sofisticati che permettono di fornire un insieme completo di dati per analisi sempre più dettagliate ed approfondite (radiografie piane e/o stereo, TAC, RMN, sistemi optoelettronici etc.) per la rappresentazione tridimensionale statica ed in alcuni casi dinamica dell'atteggiamento della colonna. Grande è stata la spinta nell'evoluzione di queste tecniche data dalla rapidissima crescita che si è registrata nell'ambito dell'elettronica, e in particolare in quello dei computers sia dal punto di vista hardware che software. Ciò ha permesso di poter implementare anche su PC dai costi contenuti modelli biomeccanici estremamente sofisticati che richiedono grande capacità di calcolo, associati a complesse rappresentazioni tridimensionali altrettanto onerose in termini matematici. Date queste nuove stimolanti opportunità, il nostro gruppo ha avviato un progetto con l'obiettivo di implementare un modello parametrico 3D che permetta di descrivere completamente lo scheletro umano adattandosi alle misure antropometriche del soggetto sotto esame. L'accuratezza e la precisione di tale modello si basano sia su stime parametriche riportate in letteratura (equazioni di regressione di misure anatomiche statisticamente consistenti basate su dissezioni di cadavere e/o su misure in vivo e/o su radiografie (1,2,3)), sia su tecniche di misura e di elaborazione dei segnali sviluppate dal nostro gruppo e presentate in articoli precedenti (4,5,6). Per ottenere le misure necessarie per l'identificazione del modello scheletrico 3D del soggetto, è stato studiato un protocollo basato su rilievi opto-elettronici stereofotogrammetrici contrassegnando opportuni punti di repere con markers passivi.

Metodo

Dato l'approccio opto-elettronico stereofotogrammetrico, il modello sviluppato può essere utilizzato a vari livelli di complessità, a seconda del tipo di analisi necessaria. Vari sono i protocolli elaborati per ottenere una definizione scheletrica sempre più particolareggiata aumentando il numero ed il dettaglio delle misure antropometriche esterne da immettere nel modello per differenti indagini cliniche. Se necessario, queste stime possono essere ulteriormente arricchite procedendo all'aggiunta di procedure di "calibrazione anatomica" come riportato in letteratura (7).

Per lo studio della postura e del rachide e delle relative patologie è stato messo a punto ed estensivamente testato in ambito clinico un protocollo basato su 27 markers. Per le prove sperimentali, è stato utilizzato il sistema AUSCAN (B.T.S. Milano) (6,8) (Figura 1); tuttavia la metodologia proposta può essere applicata indifferentemente utilizzando qualunque sistema stereofotogrammetrico.

I punti anatomici evidenziati dai markers sono rispettivamente: sulla parte anteriore del corpo, 2 sugli zigomi, 1 sul mento, 2 sulle terminazioni sterno-claveari, 1 sul processo xifoideo, 2 sulle spine iliache antero superiori (SIAS); sulla parte posteriore del corpo, 2 sulle spalle in corrispondenza delle estremità laterali degli acromion, 2 sulle spine iliache postero-superiori (SIPS), 2 sulle ginocchia al livello del punto centrale della fossa poplitea, 2 sulle apofisi calcaneari posteriori e infine 11 sull'apice dei processi spinosi da C7 a S3, uno ogni due vertebre. Dall'insieme di queste misure, è possibile procedere all'identificazione della postura e delle dimensioni dello scheletro del soggetto sotto esame, ottenendo per quei punti non direttamente misurabili (es.: il centro dell'articolazione coxo-femorale), una stima basata sui modelli parametrici antropometrici prima citati (1,2,3). Attualmente, non sono inclusi nel modello scheletrico gli arti superiori e le costole. Nella sessione standard di acquisizione si eseguono sia prove statiche che dinamiche. Durante la prova statica, al paziente è richiesto di mantenere la posizione di ortostasi indifferente per un periodo pari a 1 secondo, che corrisponde a 100 misure (6). Durante la prova dinamica, al paziente si chiede di eseguire una flessione laterale, fino a raggiungere la massima escursione laterale, partendo dalla posizione di ortostasi indifferente (9). In quest'ultimo caso, la durata dell'acquisizione non è fissata a priori, ma dipende dalla velocità naturale con cui il paziente esegue il movimento di flessione.

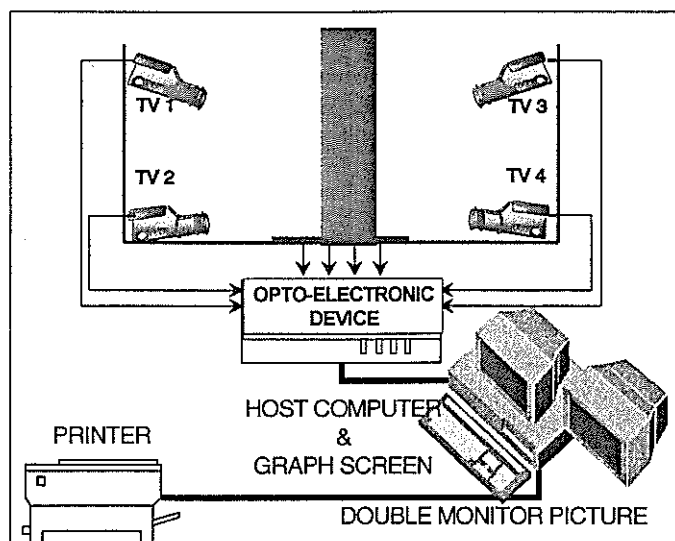


Figura 1.- Configurazione di lavoro strumentazione opto-elettronica (AUSCAN) e procedura di posizionamento dei contrassegni.

Nel protocollo standard adottato si procede al rilievo di almeno 5 successive prove statiche (per un totale di 500 misure), per ciascuna condizione di ortostasi, e di 6 prove dinamiche consistenti in flessioni laterali (3 per ogni lato). Una volta ottenuta la ricostruzione 3D delle misure effettuate si procede ad una media e all'identificazione di un modello matematico corporeo e del rachide mediante un complesso algoritmo di elaborazione dei segnali (6). Questo modello matematico permette la quantificazione della postura tridimensionale relativamente a tutto il corpo del soggetto, le sue variazioni e la funzionalità dinamica della colonna. In particolare il valore medio della morfologia 3D del rachide identificato sulle 500 misure statiche e la corrispondente deviazione standard, consentono la descrizione quantitativa della variabilità intrinseca del comportamento posturale del paziente nonché la presenza di carichi non corretti, eterometria degli arti, deviazioni del rachide rispetto alla verticale ecc.

E' importante ricordare che, prima di effettuare qualsiasi operazione di media sulle misure 3D acquisite, viene definito il Sistema di riferimento Soggetto, (definizione SRS Scoliosis Research Society (10)), che viene roto-traslato quadro per quadro per ciascuna delle misure 3D sia statiche che dinamiche effettuate, per ottenere un riallineamento con il sistema di riferimento Assoluto del Laboratorio. In riferimento alla definizione proposta dalla SRS (10) (Figura 2) si definisce piano frontale il piano verticale passante per le SIPS del soggetto, e conseguentemente i piani sagittale ed orizzontale vengono determinati come i due piani mutuamente ortogonali ad esso: il primo, verticale e passante per S3; il secondo, parallelo al pavimento. Il riallineamento matematico del sistema di riferimento Soggetto rispetto al sistema di riferimento Laboratorio, permette di eliminare completamente l'influenza dei movimenti del paziente relativamente alle telecamere, garantendo perciò in ogni condizione la correttezza delle misure ottenute (cosa ad esempio non garantita per le lastre radiografiche per le quali una semplice rotazione del paziente rispetto al fascio radiante può facilmente far trasferire le fisiologiche curvature del piano sagittale in apparenti deformità sul piano frontale).

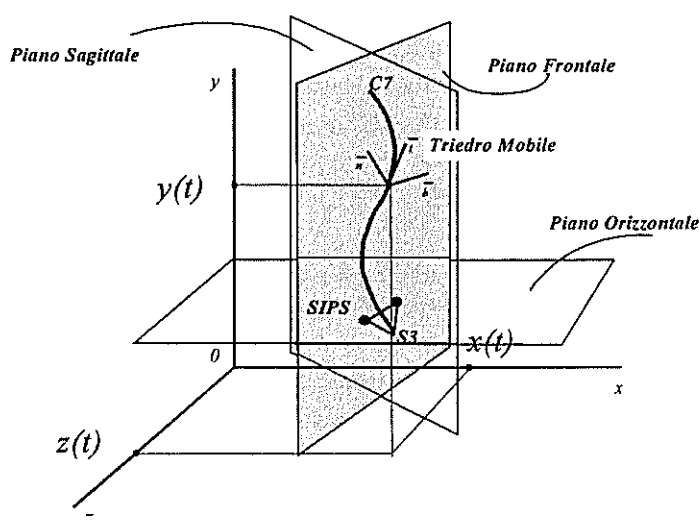


Figura 2.- Sistema cartesiano assoluto, sistema di assi coordinati associato alla colonna e triedro mobile

Dalla ricostruzione tridimensionale della colonna, si ricavano automaticamente tutti quei parametri clinici bidimensionali, calcolati rispetto ai piani sopra definiti, analoghi a quelli generalmente calcolati sulle immagini radiografiche (cioè la classificazione delle curve scoliotiche, gli angoli di Cobb e di Cifo-Lordosi, gli strapiombi dalla retta verticale passante per S3 di ciascun metamero contrassegnato - sia sul piano frontale che su quello sagittale (12) - ecc.). La estrema affidabilità e ripetibilità delle misure e la validazione del metodo è stata evidenziata in uno studio confrontando statisticamente il valore di 40 angoli spinali in ortostasi calcolato sia con approccio non ionizzante e sia con la misurazione classica degli angoli su lastra radiografica (11). Una volta ottenuti tutti i parametri numerici necessari per la definizione del modello biomeccanico scheletrico, è possibile procedere alla sua rappresentazione grafica 3-D utilizzando tecniche di rendering dell'immagine, che permettono una visualizzazione immediata ed intuitiva della postura del paziente.

Risultati

Il risultato finale dell'intera procedura è un report grafico tridimensionale che permette la descrizione quantitativa della postura del soggetto, rappresentando il modello scheletrico tridimensionale ponendo particolare attenzione alla morfologia della colonna vertebrale, ed evidenziando la presenza di deformità, di blocchi funzionali o di iper-mobilità, disallineamenti, carichi asimmetrici (13), rotazioni, torsione e così via. Inoltre, in tale modello, sono rappresentate le rotazioni vertebrali tramite il calcolo punto per punto della tangente 3D (e le relative proiezioni sui piani frontale e sagittale) alla curva parametrica spaziale che identifica il rachide. L'orientamento e l'eventuale deformazione elicoidale della pelvi sono valutate dalle posizioni delle SIAS, delle SIPS e del sacro (S1-S3). Nelle sessioni di valutazione clinica, sono solitamente valutate differenti posture statiche, quali l'ortostasi indifferente con o senza rialzi correttivi, l'ortostasi in autocorrezione, l'ortostasi con antiversione e retroversione del bacino. Il report è completato da una serie di tavole numeriche che riassumono tutte le variabili e i parametri sopra menzionati, e di grafici che descrivono l'andamento temporale e/o spaziale di una serie di grandezze derivate ottenute dalla procedura di elaborazione (es.: ranges angolari durante un movimento, traiettorie dei markers, torsione geometrica della colonna ecc.). Le figure 3 e 4 seguenti rappresentano un tipico esempio di report clinico comparato all'esame radiografico.

Conclusioni

La facilità dell'approccio clinico di questa procedura suggerisce il suo uso nell'analisi clinica routinaria rivolta allo studio della Postura. Questa metodologia è usata estensivamente presso il nostro centro di valutazione delle patologie vertebrali, e nel corso della pratica, essa si è dimostrata uno strumento stabile, accurato, affidabile e veloce per arrivare ad una conoscenza quantitativa della patologia, oltre che una base nella formulazione della diagnosi, ben accettata infine sia dal personale medico che dai pazienti. Essa permette di descrivere completamente la postura del soggetto tenendo conto delle posizioni medie (e delle oscillazioni attorno ad esse) del capo, del tronco, della pelvi e degli arti inferiori (si escludono in questo caso arti superiori e costole).



Figura 3.- Rappresentazione 3D dello scheletro (frontale e sagittale) confrontata con radiografia AP.

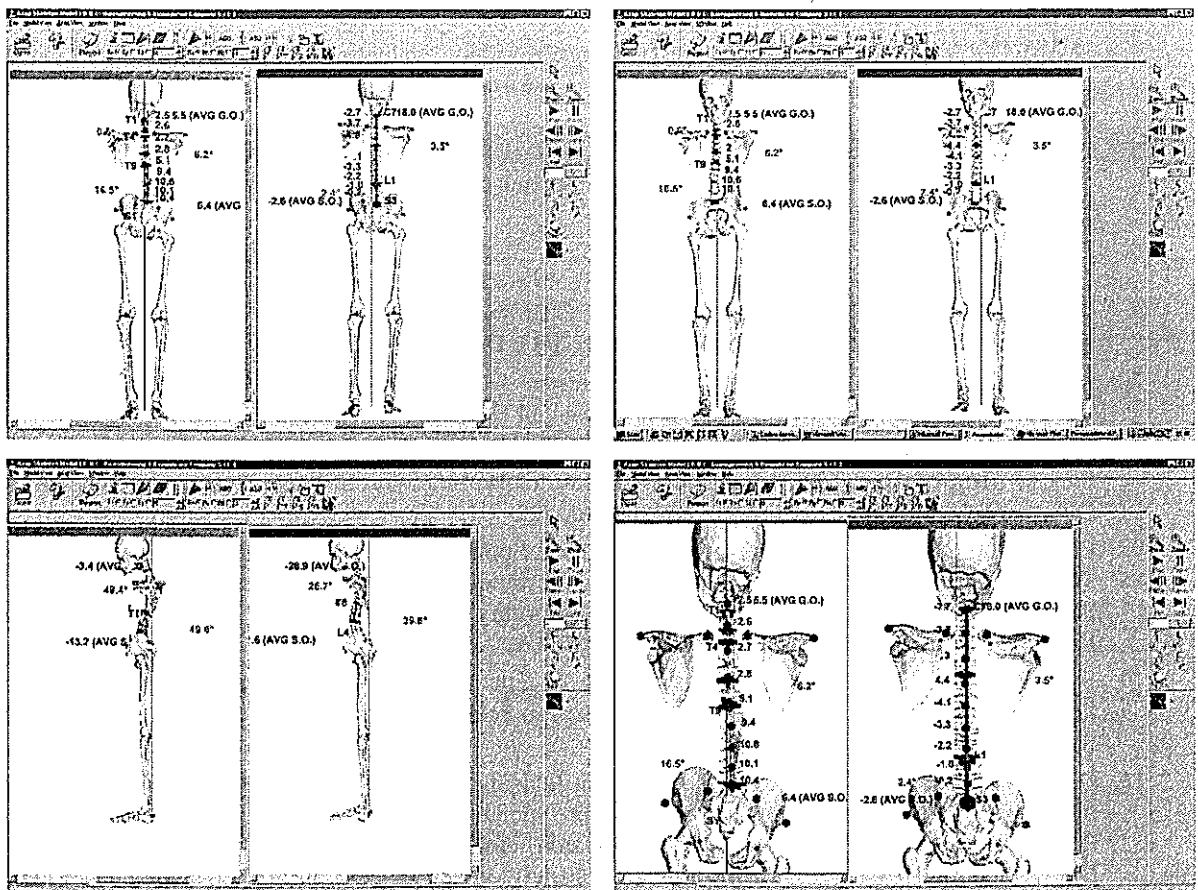


Figura 4.- Confronto tra posture ortostatiche indifferenti: naturale (a sinistra in ogni pannello) e con rialzo correttivo di 18 mm. (a destra in ogni pannello)

La peculiarità del presente modello, non comune ad altri modelli presentati in letteratura, è relativa alla sua capacità di descrivere con elevatissima accuratezza la forma del rachide, con variazioni di movimento a livello metameroico, sia in condizioni statiche che dinamiche, fornendo dettagliate indicazioni sullo stato posturale del soggetto e permettendo una attenta valutazione clinica. La caratteristica non ionizzante della strumentazione usata, che permette un numero virtualmente illimitato di misure, e la natura quantitativa e pienamente tridimensionale del metodo qui proposto permettono infine di attuare confronti statistici sia intra-individuali che inter-individuali, di programmare una adeguata terapia riabilitativa e di monitorarne i risultati, o infine di seguire l'evoluzione della patologia.

Bibliografia

1. WHITE A. A. III, PANJABI M.M., *Clinical Biomechanics of the Spine*, Philadelphia, J.B. Lippincott Co., 2nd Ed. 1990, 721 p..
2. DE LEVA P., Joint Center Longitudinal Positions Computed from a Selected Subset of Chandler's data, 1996, *J. Biomech.* 29 (9), 1231-1233.
3. SEIDEL G. K. et al., Hip Joint Center Location from Palpable Bony Landmarks - A Cadaver Study, 1995, *J. Biomech.*, 28 (8), 995-998.
4. D'AMICO M. and FERRIGNO G., Technique for the Evaluation of Derivatives from Noisy Biomechanical Displacement Data Using a Model-Based Bandwidth-Selection Procedure, 1990, *Med. & Biol. Eng. & Comput.* 28, 407-415,.
5. D'AMICO M. AND FERRIGNO G., Comparison between the More Recent Techniques for Smoothing and Derivative Assessment in Biomechanics, 1992, *Med. & Biol. Eng. & Comput.* 30, 193-204,.
6. D'AMICO M. et al., Algorithm for Estimation, Classification and Graphical Representation of Clinical Parameters in the Measurement of Scoliosis and Spinal Deformities by Means of Non-Ionising Device, in (M. D'Amico, A. Merolli, G.C. Santambrogio Eds.) *Three Dimensional Spinal Deformity Proc. Of the 2nd Int. Sym. On 3D Scoliotic Deformities Pescara*, 1995 IOS Press, 33-38.
7. CAPPOLZZO A. et al., Surface-Marker Cluster Design Criteria for 3-D Bone Movement Reconstruction, 1997, *IEEE Trans. on Biom. Eng.*, 44 (12), 1165-1174.
8. ASSENTE R. et al., AUSCAN System: Technological Features of the New 3D Version, in (I.A.F. Stokes, J.R. Pekelsky, M.S. Moreland Ed.) *Proc. of IV Int. Sym. Surface Topography and Spinal Deformity*, 1987 Gustav Fischer Verlag Stuttgart, 395-401.
9. D'AMICO M. et al., Functional Evaluation of the Spine through the Analysis of Lateral Bending Test Kinematics by Mean of Non-Ionising Technique, in (M. D'Amico, A. Merolli, G.C. Santambrogio Eds.) *Three Dimensional Spinal Deformity Proc. Of the 2nd Int. Sym. On 3D Scoliotic Deformities Pescara Sep.* 1995 IOS Press pp. 197-204.
10. STOKES I., *Three-Dimensional Terminology of Spinal Deformity: A Report presented to the Scoliosis Research Society by the Scoliosis Research Society Working Group on 3D Terminology of Spinal Deformity*, 1994, *Spine*, 19, 236-248.
11. D'AMICO M. AND VALLASCIANI M., Non-Ionising Opto-Electronic Measurement and X-Ray Imaging Two Complementary Techniques for Spinal Deformities Evaluation and Monitoring: Results of one Year Clinical Activity in Research into Spinal Deformities 1 (Eds J. Sevastik, K. Diab), *Proc. of 1st Congress of Int. Research Society of Spinal Deformities, Stockholm 1996*, IOS Press 151-154.
12. MOE J.H. et al., *Le Scoliosi ed altre deformità vertebrali*, 1989 Verduci Press.
13. BOCCARDI S. et al., Analisi Tridimensionale della Geometria Corporea e delle Variazioni della Distribuzione del carico in Soggetti con Deformità Spinali, in *Alterazioni del Controllo Posturale in Età Evolutiva e Patologie del Rachide*, 1987 Ed. Scient. Cuzzolin, 179-185.

COORDINAZIONE POSTUROKINETICA DURANTE IL MANTENIMENTO DELLA STAZIONE ERETTA SU DI UNA PEDANA OSCILLANTE: RUOLO DELLE INFORMAZIONI PROPRIOCETTIVE E VESTIBOLARI

Antonio Nardone (a), Andrea Giordano (a), Stefano Corna (a), Margherita Grasso (a), Jessica Tarantola (a), Marco Schieppati (b)

(a) *Fondazione Salvatore Maugeri, IRCCS, Divisione di Recupero e Riabilitazione Funzionale, Laboratorio di Postura e Movimento, Centro Medico di Riabilitazione di Veruno (NO)*

(b) *DIMES, Sezione di Fisiologia Umana, Università di Genova*

Introduzione

Quando l'equilibrio di un soggetto viene perturbato dal movimento improvviso della base d'appoggio, come avviene durante rotazioni o traslazioni di una pedana mobile, vengono evocati riflessi posturali che contrastano e minimizzano la perturbazione dell'equilibrio. Se le caratteristiche dello spostamento della pedana sono note ed attese, il soggetto può anticipare gli aggiustamenti posturali più appropriati in modo tale da ridurre al massimo la destabilizzazione.

Un modo particolare di valutare il controllo posturale consiste nell'indurre una destabilizzazione continua che varia periodicamente in direzione anteroposteriore. In queste condizioni un soggetto può anticipare la perturbazione posturale in modo da mantenere l'equilibrio con il minimo sforzo. Pertanto la strategia più appropriata dal punto di vista funzionale e meno costosa dal punto di vista energetico non è quella di irrigidire il corpo e contrastare attivamente i movimenti della pedana quanto quella di assecondare il movimento della pedana adattandovisi. Per fare ciò un soggetto dovrà lasciare muovere i segmenti corporei in modo tale da contrastare al minimo i movimenti della pedana (1). Questa strategia è adottata quando è disponibile l'informazione visiva. In mancanza di essa il corpo si irrigidisce e le oscillazioni aumentano (2).

In questo studio vengono descritte le caratteristiche dello spostamento della testa e dell'anca nei soggetti normali durante perturbazioni dell'equilibrio indotte mediante il movimento alternato della base d'appoggio. Per studiare la capacità di variare la coordinazione posturale, alcune prove sono state effettuate a bassa frequenza ed altre ad alta frequenza di perturbazione. Per stabilire il ruolo delle afferenze periferiche nel controllo dell'equilibrio e della coordinazione posturale, il comportamento dei soggetti normali è stato confrontato con quello di pazienti affetti da deficit vestibolare unilaterale o da polineuropatia periferica di tipo prevalentemente sensitivo. In tutti i gruppi il ruolo della visione è stato valutato effettuando prove sia ad occhi aperti sia ad occhi chiusi.

Metodi

Sono stati studiati 29 soggetti normali (età media 55,5 anni, ambito 40-71), 12 pazienti con deficit vestibolare unilaterale completo (età media 56,8 anni, ambito 34-75) valutato mediante prova calorica e 9 pazienti con polineuropatia simmetrica distale con prevalente compromissione sensitiva (età media 64,1 anni, ambito 43-77) valutata

mediante esame elettroencefalografico. I soggetti erano invitati a stare in piedi ad occhi aperti (OA) o ad occhi chiusi (OC) su di una pedana mobile che veniva traslata in modo sinusoidale ad una frequenza di 0,2 e 0,6 Hz per un'ampiezza di 6 cm in direzione anteroposteriore.

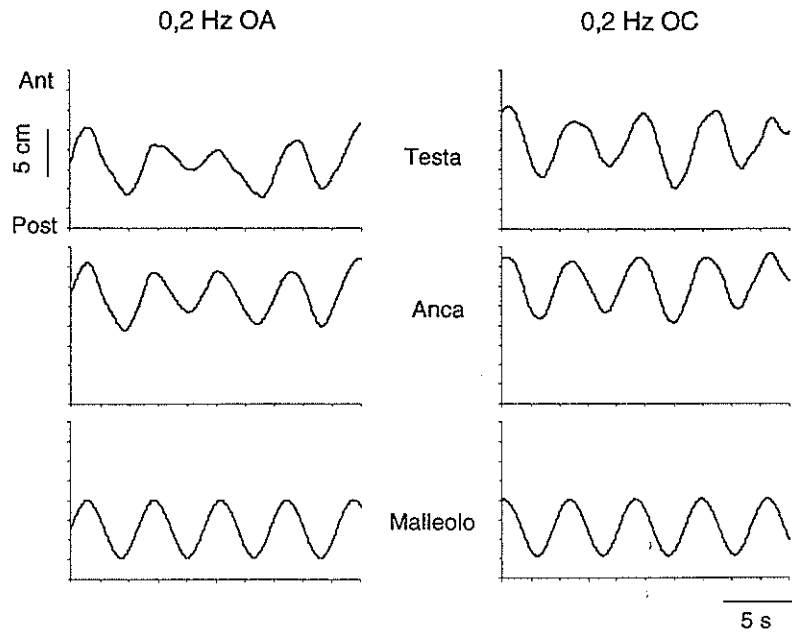
I movimenti di tre LED emettenti radiazione infrarossa, fissati rispettivamente al malleolo laterale, al grande trocantere (anca) e all'articolazione temporomandibolare (testa) del corpo, venivano acquisiti ad una frequenza di campionamento di 50 Hz mediante un sistema telemetrico optoelettronico. Ciascuna prova consisteva di un periodo di acquisizione di 20 s che partiva dopo un periodo di adattamento ai movimenti della pedana della durata di 10 s. Ogni prova veniva ripetuta due volte per ciascuna frequenza di perturbazione e condizione visiva.

La deviazione standard (DS) dello spostamento di ciascun LED lungo l'asse anteroposteriore veniva utilizzata come indice dello spostamento nello spazio dei vari segmenti analizzati. La cross-correlazione (CC) tra coppie di LED veniva invece utilizzata come un indice del grado di accoppiamento (cioè la forza dell'associazione) tra due segmenti corporei durante la traslazione. I valori di CC venivano normalizzati mediante la trasformazione z .

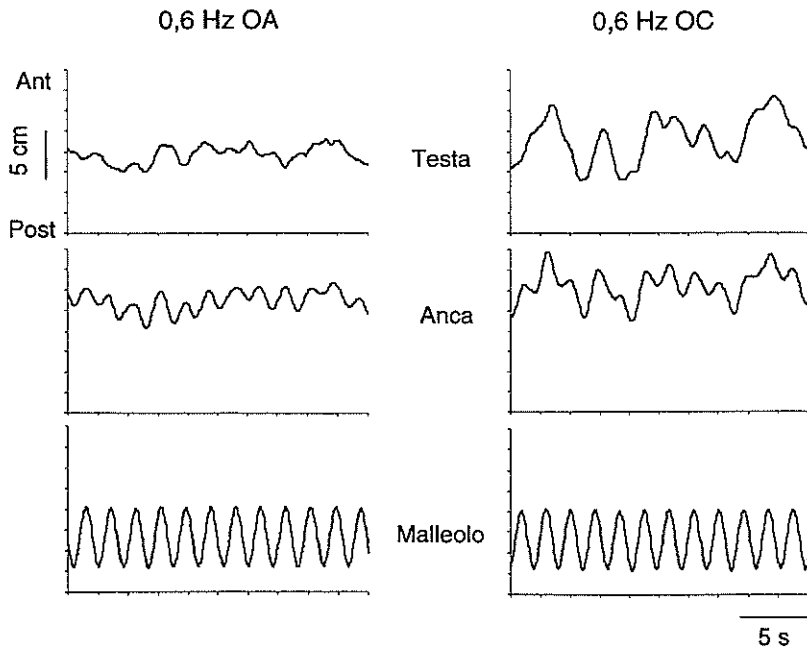
Le differenze nelle DS e nelle CC tra soggetti normali, pazienti vestibolari e polineuropatici sono state saggiate mediante l'analisi della varianza ad una via. Nel caso di risultato significativo ($P < 0,05$), si è applicato il test post hoc di Newman-Keuls per stabilire le differenze tra ciascuno dei tre gruppi di soggetti.

Risultati

La Figura 1 mostra il comportamento di un soggetto normale. Sia a bassa che ad alta frequenza di perturbazione, quando il soggetto tiene aperti gli occhi, la testa oscilla meno dell'anca e quest'ultima a sua volta meno del malleolo (i cui movimenti corrispondono a quelli della piattaforma): pertanto il soggetto stabilizza la testa nello spazio ed il suo comportamento si può assimilare a quello di un pendolo. Al contrario ad OC (anche in questo caso sia a bassa che ad alta frequenza di perturbazione) l'anca oscilla in misura maggiore della pedana e la testa a sua volta oscilla più dell'anca: il soggetto non stabilizza la testa nello spazio ma la lascia oscillare almeno quanto la pedana se non di più. Quindi il comportamento ad OC è simile a quello di un pendolo invertito. La figura mostra inoltre che alla bassa frequenza i LED collocati su anca e testa seguono piuttosto fedelmente ed in fase i movimenti della pedana. Questo fenomeno si verifica sia ad OA che ad OC. Pertanto alla bassa frequenza di perturbazione esiste uno stretto grado di associazione tra gli spostamenti dei tre LED. Al contrario alla alta frequenza di perturbazione i movimenti della pedana vengono trasmessi meno fedelmente ai segmenti corporei superiori. Pertanto il grado di associazione tra i LED diventa minore e ciò avviene indipendentemente dalla condizione visiva.



a)



b)

Figura 1.- Spostamento lungo l'asse anteroposteriore dei marcatori fissati a testa, anca e malleolo di un soggetto normale durante le perturbazioni posturali indotte a 0,2 e 0,6 Hz ad occhi aperti e ad occhi chiusi.

La Figura 2 mostra lo spostamento medio della testa e dell'anca dei soggetti normali nelle due condizioni visive e di frequenza di perturbazione e confronta tale comportamento con quello dei pazienti vestibolari e dei neuropatici. Ad OA nei normali i valori della DS dell'anca e della testa sono minori di quelli del malleolo (linea orizzontale tratteggiata) ma la DS dell'anca è maggiore di quella della testa: il comportamento del corpo è del tipo a pendolo. Questo comportamento è simile sia durante le perturbazioni indotte a 0,2 che a 0,6 Hz. In entrambi i gruppi di pazienti la DS di anca e testa è significativamente maggiore di quella dei normali. E' interessante notare che alla bassa frequenza di perturbazione l'aumento di oscillazione della testa è significativo solo nel caso dei pazienti vestibolari.

Ad OC nei normali la DS dell'anca e della testa è maggiore che ad OA, ma la DS della testa cresce di più di quella dell'anca. Pertanto la strategia di controllo dell'equilibrio passa da un comportamento di tipo pendolo (ad OA) ad uno di tipo pendolo invertito (ad OC). Nei pazienti il comportamento è sostanzialmente simile a quello dei normali. Tuttavia la DS di anca e testa è maggiore di quella dei normali. Tale incremento raggiunge la significatività a 0,2 Hz ma non a 0,6 Hz. Tuttavia la differenza nella DS di testa e anca a 0,6 Hz rispetto ai normali è sicuramente sottostimata poiché in questa condizione il 33% dei pazienti (sia dei neuropatici che dei vestibolari) non è stato in grado di completare la prova per perdita dell'equilibrio.

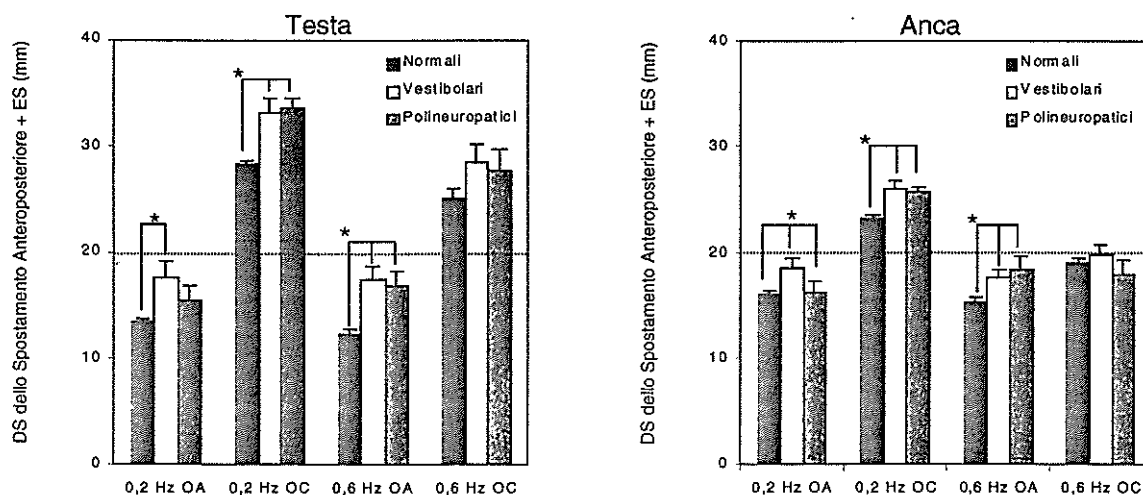


Figura 2. – Deviazione standard media degli spostamenti anteroposteriori dei marcatori fissati a testa ed anca durante le quattro perturbazioni nei soggetti normali e nei pazienti vestibolari e neuropatici.

La fig. 3 mostra le variazioni di valore di CC tra il malleolo e la testa e tra il malleolo e l'anca nei normali e le confronta con quelle dei pazienti per mostrare la coordinazione tra i segmenti corporei nelle diverse condizioni studiate. Sia nei normali che nei pazienti la CC delle coppie malleolo/testa e malleolo/anca diminuisce al passaggio da 0,2 a 0,6 Hz. Questo fenomeno non è influenzato dalla condizione visiva. La riduzione è più marcata per la coppia malleolo/testa che per quella malleolo/anca.

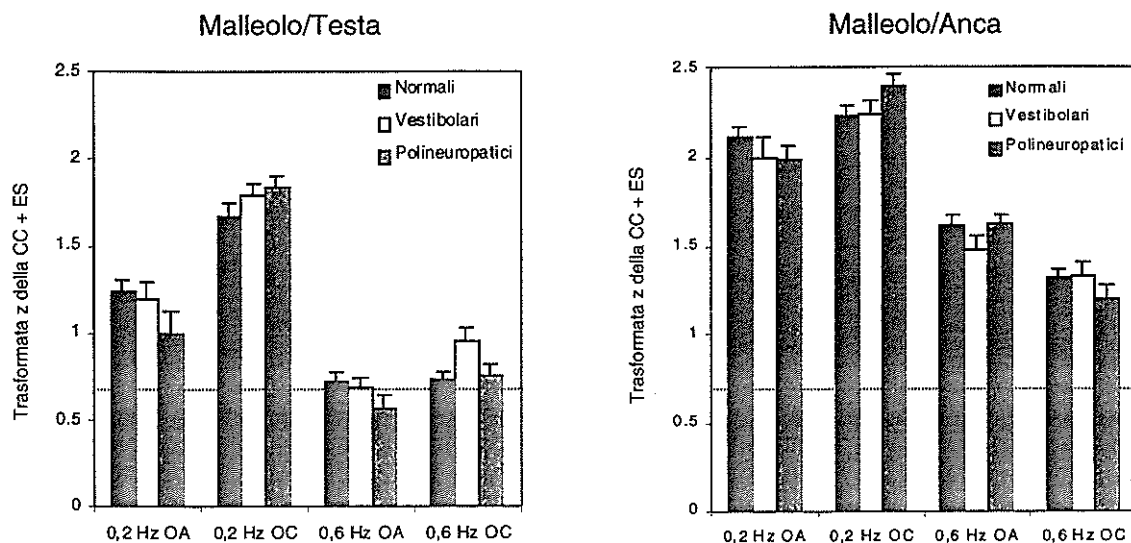


Figura 3.- Media della trasformata z della cross-correlazione tra malleolo e testa e tra malleolo ed anca durante i quattro tipi di perturbazione nei tre gruppi di soggetti.

Nel caso della prima coppia il valore di CC scende addirittura ad un livello inferiore al limite di significatività (linea orizzontale tratteggiata). Entrambi i gruppi di pazienti presentano un comportamento simile a quello dei normali, diminuendo la CC delle due coppie di LED al passaggio dalla bassa alla alta frequenza di perturbazione.

Conclusioni

La strategia di base utilizzata dai normali durante il mantenimento dell'equilibrio sulla pedana oscillante consiste nel fatto che ad OA la stabilizzazione della testa nello spazio è maggiore di quella dell'anca (comportamento del tipo pendolo non invertito) e che ad OC la stabilizzazione della testa è minore di quella dell'anca (pendolo invertito). Il diverso grado di stabilizzazione del corpo nello spazio ad OA rispetto alla condizione ad OC suggerisce che tale stabilizzazione non sia dovuta solamente a fenomeni passivi connessi alla viscoelasticità e all'inerzia del corpo ma sia un fenomeno attivo. Il sistema nervoso centrale attiva i muscoli prossimali per stabilizzare nello spazio testa e tronco, mentre l'attività dei muscoli distali è connessa alle variazioni nelle relazioni tra la proiezione del centro di gravità e la base d'appoggio indotte dalle perturbazioni (1).

Ad OA la testa viene stabilizzata nello spazio in modo tale da ridurre il flusso visivo dell'ambiente circostante che a causa del movimento imposto dalla pedana è diretto in senso anteroposteriore. Il sistema nervoso opera una riduzione del flusso visivo in quanto questo può di per sé influenzare le oscillazioni posturali del corpo (4). In tale maniera il soggetto può "ancorare" la posizione della propria testa ad un sistema di riferimento esocentrico stabile, come avviene anche nel corso della locomozione (12). Così facendo riduce anche i movimenti dell'anca e lascia quindi oscillare le gambe assecondando il ritmo della pedana e limitandosi a mantenere il tronco in equilibrio sul bacino. Ad OC invece il soggetto preferisce seguire i movimenti della pedana e oscillare di conseguenza. In queste condizioni la testa oscilla in misura maggiore di quanto

avvenga ad OA. Tale strategia possiede almeno due vantaggi: da una parte il movimento della pedana trasmesso in misura maggiore alla testa stimola di più il sistema vestibolare di quanto avvenga ad OA. D'altro canto i movimenti della testa solidali a quelli del tronco permettono al sistema nervoso centrale di conoscere istante per istante la posizione del tronco facendo riferimento ad un sistema di riferimento egocentrico inerziale fornito dal vestibolo e dalle informazioni somatosensoriali provenienti dagli arti inferiori (8, 10).

E' ipotizzabile che il sistema di controllo dell'equilibrio durante la stazione eretta perturbata da un movimento periodico della base d'appoggio funzioni nel seguente modo. Data la prevedibilità della perturbazione il sistema nervoso centrale produce aggiustamenti posturali anticipatori (3) i cui dettagli temporali e spaziali devono però essere continuamente aggiornati da informazioni visive, vestibolari e somatosensoriali. Ad OC invece gli aggiustamenti posturali anticipatori si avvalgono sia delle informazioni vestibolari che somatosensoriali come si evince dall'instabilità osservata sia dei pazienti vestibolari che di quelli neuropatici. La maggiore riduzione dei movimenti della testa e dell'anca ad OA rispetto alla condizione OC suggerisce che la vista abbia una maggiore potenza sia rispetto alle informazioni somatosensoriali sia all'ingresso vestibolare nel controllare l'equilibrio (4). Tuttavia la vista da sola non sembra essere sufficiente a determinare la massima stabilizzazione del corpo. Infatti la presenza di instabilità della testa e dell'anca nei pazienti vestibolari ad OA, perlomeno alla bassa frequenza di perturbazione, suggerisce che il vestibolo partecipi con la vista alla stabilizzazione dell'anca (14) e della testa (6) o che i pazienti con disturbi vestibolari non siano in grado di compensare i deficit di equilibrio con la vista (11). E' ipotizzabile che la ridotta stabilizzazione della testa nei pazienti vestibolari alteri la sensibilità del sistema di controllo dell'equilibrio agli ingressi visivi a causa dell'impossibilità a costruirsi un sistema di riferimento inerziale stabile in base al quale organizzare il proprio equilibrio durante le perturbazioni (12, 13).

Nonostante che i deficit vestibolari e somatosensoriali riducano la capacità di stabilizzare il corpo, essi non sono in grado di disgregare la strategia posturale di base (pendolo invertito e non invertito) utilizzata dai soggetti per mantenere l'equilibrio. La permanenza di questa strategia in due tipi di patologie che colpiscono in modo assai diverso il sistema nervoso è legata al fatto che i meccanismi alla base di questa strategia sono molto robusti, probabilmente connessi alla biomeccanica stessa del corpo umano e/o resi possibili dalla presenza di almeno uno dei due tipi di afferenze sensitive. In ogni modo la resistenza di questa strategia posturale è un ulteriore indizio a favore del fatto che il controllo dell'equilibrio nelle presenti condizioni sperimentali non si basa su meccanismi di controllo a feedback ma prevalentemente su aggiustamenti posturali anticipatori.

I soggetti normali sono in grado di controllare i movimenti del corpo passando da una strategia di accoppiamento dei movimenti della testa con quelli della piattaforma a bassa frequenza ad una strategia di disaccoppiamento dei movimenti della testa da quelli della piattaforma ad alta frequenza. Tale disaccoppiamento avviene preferibilmente a livello dell'anca, lasciando così liberi gli arti inferiori di seguire i movimenti del corpo (7). In tale modo il soggetto può assorbire la velocità della perturbazione e limitarsi a mantenere tronco e testa in equilibrio sul bacino. Sia i pazienti vestibolari che quelli

neuropatici non presentano sostanziali alterazioni della capacità di accoppiare o disaccoppiare i segmenti corporei a seconda della frequenza di perturbazione. Questo risultato suggerisce che la coordinazione tra segmenti corporei sia indipendente dall'integrità delle afferenze periferiche. È probabile quindi che tale strategia venga attuata mediante un programma motorio centrale influenzabile non tanto da alterazioni delle afferenze periferiche quanto da fattori diversi quali per esempio l'invecchiamento (9).

Ringraziamenti

Il presente lavoro è stato reso possibile mediante i finanziamenti n. 1071C e 1160C di Telethon Italia e Ricerca Corrente del Ministero della Sanità.

Bibliografia

1. BUCHANAN, J.J., HORAK, F.B. Emergence of postural patterns as a function of vision and translation frequency. *Journal of Neurophysiology* 1999, 81: 2325-2339.
2. CORNA, S., TARANTOLA, J., NARDONE, A., GIORDANO, A., SCHIEPPATI, M. Standing on a continuously moving platform: is body inertia counteracted or exploited? *Experimental Brain Research* 1999, 124: 331-341.
3. DIETZ, V., TRIPPEL, M., IBRAHIM, I.K., BERGER, W. Human stance on a sinusoidally translating platform: balance control by feedforward and feedback mechanisms. *Experimental Brain Research* 1993, 93: 352-362.
4. DIJKSTRA, T.H.M., SCHÖNER, G., GIESE, M.A., GIELEN, C.C.A.M. Frequency dependence of the action-perception cycle for postural control in a moving visual environment: relative phase dynamics. *Biological Cybernetics* 1994, 71: 489-501.
5. FITZPATRICK, R., ROGERS, D.K., McCloskey, D.I. Stable human standing with lower-limb muscle afferents providing the only sensory input. *Journal of Physiology (London)* 1994, 480: 395-403.
6. GUITTON, D., KEARNEY, R.E., WERELEY, N., PETERSON, B.W. Visual, vestibular and voluntary contributions to human head stabilization. *Experimental Brain Research* 1986, 64: 59-69.
7. MCCOLLUM, G., LEEN, T.K., Form and exploration of mechanical stability limits in erect stance. *Journal of Motor Behaviour* 1989, 21:225-244.
8. MERGNER, T., HLAVCKA, F., SCHWEIGART G., Interaction of vestibular and proprioceptive inputs. *Journal of Vestibular Research* 1993, 3: 41-57.
9. NARDONE, A., GRASSO, M., TARANTOLA, J., CORNA, S., SCHIEPPATI, M. Postural coordination in elderly subjects standing on a periodically moving platform. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 2000, in corso di stampa.
10. NASHNER, L.M. Strategies for organization of human posture. In: *Conceptual and biomechanical models of postural control*, Igarashi, M., Black, F.O. (eds), Karger, Basel, 1983: pp. 1-8.
11. PETERKA, R.J., BENOLKEN, M.S. Role of somatosensory and vestibular cues in attenuating visually induced human postural sway. *Experimental Brain Research*, 1995, 105: 101-110.
12. POZZO, T., BERTHOZ, A., LEFORT, L. Head stabilization during various locomotor tasks in humans. I. Normal subjects. *Experimental Brain Research* 1990, 82: 97-106.
13. SHUPERT, C.L., HORAK, F.B. Effects of vestibular loss on head stabilization in response to head and body perturbations. *Journal of Vestibular Research* 1996, 6: 423-437.
14. SHUPERT, C.L., HORAK, F.B., BLACK, F.O. Hip sway associated with vestibulopathy. *Journal of Vestibular Research* 1994, 3: 231-244.

DESCRIZIONE STOCASTICA DELL'OSCILLAZIONE POSTURALE PER LA VALUTAZIONE DELL'ABILITÀ POSTURALE NELL'ANZIANO

Lorenzo Chiari (a), Angelo Cappello (a), Andrea Bertani (a), Laura Rocchi (a), Roberto Piperno (b)

(a) *Dipartimento di Elettronica, Informatica e Sistemistica, Università di Bologna*

(b) *Servizio Recupero e Rieducazione Funzionale, Ospedale Maggiore "Pizzardi", Bologna*

Introduzione

L'abilità nel conservare la stabilità contrastando gli effetti della gravità è un corollario importante del movimento umano sia in condizioni quasi-statiche (postura) che dinamiche (cammino). In particolare, essendo la postura ortostatica intrinsecamente instabile, il suo mantenimento è un compito rilevante nell'economia del controllo motorio e l'eventuale degenerazione presente nell'anziano ed in svariati quadri patologici può portare a conseguenze traumatiche invalidanti. Per questa ragione la misura dell'oscillazione posturale, ovvero l'osservazione del continuo lavoro dei muscoli antigravitari, è stata al centro di intense ricerche negli ultimi decenni, al fine di comprendere meglio struttura e funzioni del complesso sistema di controllo posturale.

Per il mantenimento dell'equilibrio posturale occorre selezionare un'appropriata risposta, dell'ampiezza adeguata, ed essere quindi in grado di eseguirla correttamente. Occorre che i muscoli e le articolazioni possano eseguire in modo corretto gli ordini impartiti: la coattivazione contemporanea di muscoli in modo anormale, o l'impiego di strategie (caviglia, anca, stepping) non adeguate a causa di disfunzioni articolari o rigidità muscolare (come nel morbo di Parkinson) implicano l'aumento dell'instabilità posturale. Se le risposte posturali vengono evocate correttamente, è necessario inoltre che la loro "temporizzazione" sia corretta (avvengano cioè nel momento giusto), cioè anomalie nei tempi di latenza impediscono l'esecuzione della corretta risposta posturale. L'ampiezza della risposta posturale dipende dallo stimolo esterno che la provoca ed un'anomalia può provocare con facilità episodi di caduta, poiché ne può derivare un'insufficiente o un'eccessiva traslazione del baricentro che, anziché ristabilire la situazione di equilibrio posturale, ne causa la perdita completa. Disfunzioni a livello cerebellare possono influire danneggiando la dinamica dell'apprendimento, fondamentale per utilizzare le strategie appropriate nel momento opportuno. Ed infine problemi di carattere biomeccanico possono impedire la semplice attuazione dei movimenti necessari (1).

La maggior parte degli studi di carattere posturale si sono concentrati *i)* sull'uso di test funzionali che, sebbene a basso costo e di facile realizzazione, hanno il problema della mancanza di obbiettività, o *ii)* sull'analisi delle traiettorie del Centro di Pressione, che è il punto di applicazione della risultante delle forze scambiate tra piede e suolo. Da queste vengono comunemente estratti indici sintetici, come misure di distanze, aree e grandezze ibride nel dominio dei tempi, o misure nel dominio delle frequenze (2). Tuttavia, anche questi parametri hanno spesso mostrato una scarsa affidabilità e sensibilità, oltre a trascurare le proprietà dinamiche del fenomeno oscillatorio.

I numerosi studi condotti su pazienti anziani mediante indici funzionali o parametri stabilografici (2-4), hanno documentato un'indiscutibile relazione fra l'avanzamento dell'età e le performance posturali. Molto poco però si è capito su come venga alterata l'abilità posturale ordinaria dai deficit legati all'età. Inoltre i parametri utilizzati, forse perché globali (ovvero risultanti dall'intero sviluppo del COP, ma non dal suo andamento nel tempo), non consentono alcuna interpretazione di carattere fisiopatologico né rivelano alcun potere diagnostico o predittivo. Questo risultato si spiega in parte col fatto che le carenze nel mantenimento dell'equilibrio non devono essere interpretate come un generico effetto dell'età, ma come l'effetto di svariate patologie potenzialmente concomitanti (che si presentano con probabilità via via crescente con l'avanzare dell'età).

Poiché i risultati raggiunti percorrendo questa via non sono soddisfacenti, e vista la necessità di ottenere maggiori informazioni partendo da test di posturografia statica (ovvero in assenza di perturbazioni esterne), molto semplici e adatti ai soggetti che presentano fenomeni degenerativi del sistema posturale, Collins e De Luca hanno valutato le specificità dei soggetti anziani, con un modello stocastico da loro introdotto (5). Per valutare gli effetti dell'invecchiamento sul sistema coinvolto nel mantenimento dell'equilibrio è stata utilizzata la *Stabilogram Diffusion Analysis*, ed è stata assunta l'ipotesi che esistano due distinti meccanismi di controllo posturale, uno in catena aperta (open-loop), agente nei brevi intervalli di tempo (short-term), l'altro in retroazione (closed-loop), agente su intervalli di tempo più lunghi (long-term).

Le conclusioni cui pervengono gli autori suggeriscono la potenziale validità dei parametri della *Stabilogram Diffusion Analysis*, condotta sullo statochinesigramma (la rappresentazione bidimensionale delle componenti antero-posteriore e medio-laterale del COP), per valutare l'instabilità posturale. Infatti l'esponente di scaling, H_s , stimato nella regione short-term, presenta differenze statisticamente significative fra gli anziani classificati come "healthy" e quelli "at risk of falling". Queste differenze non sono state evidenziate dai parametri classici calcolati (sebbene questi siano un sottoinsieme assai ristretto di tutti quelli proposti in (2)), evidenziando un contenuto informativo maggiore da parte dei parametri del nuovo modello. L'interpretazione fisiologica delle differenze tra "at risk" e "healthy" viene data attraverso l'ipotesi di una diversa strategia compensatoria, che implica un irrigidimento del sistema muscolo-scheletrico per far fronte ai cambiamenti dovuti alla degenerazione del sistema di controllo posturale. Pur tuttavia, sia alcuni dubbi sulle ipotesi alla base dell'interpretazione fisiologica, che l'assenza di differenze marcate tra le due classi di soggetti anziani lasciano aperte diverse possibilità di approfondimento.

Materiali e metodi

Nell'ambito del progetto VAMA gli autori hanno contribuito a sviluppare un nuovo metodo di analisi del tracciato posturale, completamente quantitativo e indipendente da fattori di valutazione soggettivi. Considerando il segnale posturografico come una realizzazione di un particolare processo stocastico, sono stati sviluppati strumenti metodologici che superano alcuni svantaggi dei precedenti modelli stocastici dell'oscillazione posturale e consentono una migliore caratterizzazione del segnale. In

particolare, è stato sviluppato un nuovo modello stocastico dell'oscillazione posturale basato su di un unico processo continuo caratterizzato da due parametri (6). Pur se il significato fisico di tali parametri rimane da approfondire, il primo, K , può essere visto come il reciproco di una sorta di guadagno complessivo della catena *afferenze neurosensoriali, integrazione e controllo, comandi discendenti*, mentre il secondo, Δt_c , può essere visto come un tempo caratteristico associato alla selezione della strategia di contenimento della rigidità muscolare (*tempo di stiffening*). Tale modello è stato testato su una popolazione di 22 soggetti anziani (età 71.9 ± 3.9 anni) senza patologie a carico del sistema di controllo posturale. Su ogni soggetto sono stati effettuati tre test per ogni condizione sperimentale che prevedeva la misura ad occhi aperti e chiusi (test di Romberg). La seduta è stata preceduta da un'intervista che ha consentito di valutare lo stato generale del soggetto, le eventuali cadute nell'ultimo anno, la percezione di stabilità. Inoltre sono stati effettuati test clinici di comune impiego nella valutazione funzionale della mobilità, come il Tinetti, e nella valutazione dell'equilibrio statico, come il Ficsit modificato (7).

Risultati e discussione

Il primo risultato evidente è la sensibilità all'età di tali parametri, per ambedue le condizioni sperimentali (occhi aperti ed occhi chiusi). In particolare è stata effettuata un'analisi di correlazione fra il parametro K e l'età, considerando un sottoinsieme dei 22 soggetti in esame, caratterizzato dall'assenza di episodi pregressi di caduta o di instabilità. Questo al fine di rilevare la dipendenza dal solo fattore età. I valori di K , sia nelle prove ad occhi aperti che ad occhi chiusi, risultano positivamente correlati con l'età, con coefficiente di correlazione di Spearman, in entrambi i casi, pari a 0.8 ($p < 0.01$). Ciò conferma la capacità del modello utilizzato di descrivere cambiamenti nelle strategie posturali nel caso di degenerazioni distribuite ma lievi del sistema di controllo posturale, quali quelle che si originano per effetto del solo invecchiamento.

Per mettere in evidenza il legame fra i parametri ed il rischio di caduta nell'anziano sono state svolte analisi statistiche ponendo in relazione i valori dei parametri con i fenomeni di instabilità e le esperienze di cadute presenti nei soggetti esaminati. Attraverso un *two-sample T-test* sono state rivelate differenze statisticamente significative tra il valore dei parametri nei gruppi caratterizzati da presenza o assenza di cadute e presenza o assenza di instabilità. In particolare è importante segnalare il minore valore di K osservato nei soggetti con episodi di caduta ($p < 0.03$), tanto da poter ipotizzare questo come un effetto della caduta. È plausibile, infatti, che, a seguito di una caduta, siano attuati dei meccanismi, consci o inconsci, che causano un aumento dell'impegno di coordinazione, ed un conseguente aumento dell'attività di controllo (ovvero aumento del guadagno complessivo e quindi diminuzione di K), con l'effetto di ridurre significativamente l'ampiezza media dell'oscillazione posturale. Per quanto riguarda Δt_c , se ne registra un lieve aumento (pur se non significativo). Nei casi di instabilità dichiarata invece si manifesta un aumento significativo di Δt_c ($p < 0.03$), che sembra mettere tale parametro in stretta relazione con il rischio di caduta del soggetto. Ad un'analisi più attenta (*Two-Way Anova*) risulta che questo aumento è tutto concentrato nei soggetti instabili che sono caduti. Ovvero, nei soggetti con passati

episodi di caduta, l'instabilità si manifesta in concomitanza ad un aumento di Δt_c . Analizzando la morfologia dello stato-chinesigramma nei casi di prove caratterizzate da bassi valori di Δt_c (esso risulta "a scatti"), si è messo tale parametro in relazione col sistema propriocettivo che negli anziani perde in qualità, con una parziale diminuzione della capacità di regolazione dei movimenti "fini". Per cui, anche in questo caso, l'aumento del parametro può essere letto come il tentativo di riportarsi verso le condizioni di normalità antecedenti la caduta, forse cercando di stimolare maggiormente il sistema propriocettivo a costo di ingenerare il senso di instabilità.

Considerando, sui medesimi soggetti, i valori degli indici clinici, non si riscontrano variazioni significative, con risultati in parte paradossali (come l'aumento del Tinetti osservato nei casi d'instabilità). Inoltre, per quanto riguarda i parametri classici (considerando quelli del sottoinsieme proposto da Prieto (2)), non è presente alcuna informazione statisticamente significativa se non una riduzione della Centroidal Frequency (e quindi della banda del segnale) nei soggetti classificati come instabili. I parametri K e Δt_c contengono quindi più informazioni rispetto ai parametri classici e agli indici clinici. Il loro significato fisico, pur da investigare ulteriormente, è probabilmente da legare non a deficit posturali specifici o a disfunzioni dei singoli sistemi, ma alle diverse strategie posturali messe in atto. Rimane, comunque, la convinzione che la popolazione anziana costituisca una sfida impegnativa per ogni strumento di analisi posturale, per la difficoltà di definire con esattezza il concetto di "anziano sano". Questo comporta l'aver a che fare con una multifattorialità che solo strumenti statistici avanzati, come quelli della classificazione statistica, possono aiutare ad affrontare propriamente. Il potere predittivo di K e Δt_c circa il rischio di caduta potrà essere valutato solo attraverso lo studio prospettico di una popolazione, osservando come la sequenza degli eventi e l'evoluzione funzionale sono descritte dai parametri.

Bibliografia

1. HORAK F.B., SHUPERT C.L., MIRKA A. Components of postural dyscontrol in the elderly: a review. *Neurobiol. Aging* 1989, 10: 727-738.
2. PRIETO T.E., MYKLEBUST J.B., HOFFMANN R.G., LOVETT E.G., MYKLEBUST B.M. Measures of postural steadiness: differences between healthy young and elderly adults. *IEEE Trans. Biomed. Eng.* 1996, 43(9): 956-966.
3. MAKI B.E., HOLLIDAY P.J., TOPPER A.K. A prospective study of postural balance and risk of falling in an ambulatory and independent elderly population. *J. Gerontol.* 1994, 49(2): M72-M84.
4. BALOH R.W., SPAIN S., SOCOTCH T.M., JACOBSON K.M., BELL T. Posturography and balance problems in older people. *J. Am. Geriatr. Soc.* 1995, 43(6): 638-644.
5. COLLINS J.J., DE LUCA C.J., BURROWS A., LIPSITZ L.A. Age-related changes in open-loop and closed-loop postural control mechanisms. *Exp. Brain. Res.* 1995, 104: 480-492.
6. CHIARI L., BERTANI A., CAPPELLO A., CAVALCANTI S., PIPERNO R. A new informative technique for the analysis of posturographic data. In *Proc. Sat. 28th Meet. Soc. Neurosci. "Identifying Control Mechanisms for Postural Behaviors"*, 1998, p.33-34.
7. BENEDETTI M.G., BENVENUTI F., CATANI F., PIPERNO R. Esame clinico-funzionale di soggetti anziani finalizzato alla valutazione della loro abilità motoria. Istituto Superiore di Sanità, Progetto VAMA. Rapporto interno N.14, 1998.

STUDIO DEI DISORDINI DEL MOVIMENTO NELLA FONAZIONE MEDIANTE L'ANALISI DEI TEMPI DI REAZIONE VERBALE

Roberto Colombo (a), Alessandro Bernocchi (a), Giuseppe Minuco (a),
Susanna Onorato (b), Paolo Pinelli (b), Carlo Pasetti (b).

Fondazione "Salvatore Maugeri", Clinica del Lavoro e della Riabilitazione, IRCCS,

(a) Istituto di Riabilitazione di Veruno (No), Servizio di Bioingegneria.

(b) Istituto di Riabilitazione di Veruno (No), Divisione di Neurologia.

Introduzione

I tempi di reazione, intesi come il periodo di tempo che intercorre fra l'inizio di uno stimolo e l'inizio della relativa risposta, sono stati largamente impiegati in diversi campi della medicina quali neuropsicologia, psicologia, neurologia, foniatria ecc., per indagare le prestazioni dei diversi processi cerebrali coinvolti nell'esecuzione di un compito richiesto o nella produzione di una risposta generata per mezzo di uno stimolo esterno. Diverse procedure sperimentali sono state impiegate per studiare l'effetto dell'età, della fatica, dello stress, di danni cerebrali e di disordini motori (1, 2). Recentemente i tempi di reazione sono stati impiegati anche per indagare da un punto di vista motorio le balbuzie e più in generale le disfluenze verbali (3-6).

In effetti i disordini della parola rappresentano un reperto molto frequente nei pazienti affetti da malattie neurologiche, pertanto è possibile assumere che la valutazione quantitativa e qualitativa delle prestazioni motorie del sistema di produzione della parola, possa fornire informazioni utili sia per una diagnosi precoce che per il monitoraggio a lungo termine di varie malattie nervose, quali il morbo di Parkinson o la sclerosi laterale amiotrofica che comprendono tra i sintomi principali anche una disfunzione del linguaggio.

I tempi di reazione vocale possono pertanto costituire un parametro utile per quantificare i processi nervosi degenerativi e cronici.

La misura di tempi di reazione, in risposta a specifici compiti verbali, può fornire informazioni sui diversi blocchi funzionali corrispondenti ai vari meccanismi di produzione della parola.

Tali blocchi sono deputati alla generazione del piano motorio e del piano articolatorio e consentono rispettivamente la codifica fonologica e fonetica del messaggio e la conversione del piano fonetico e fonologico in comandi per i vari muscoli che sono coinvolti durante la fonazione (7). Tale azione avviene mediante il contributo sinergico dei sistemi respiratorio, glottico, faringo-palatale, linguale e oromandibolare.

Materiali e Metodi

Il set-up sperimentale utilizzato è costituito da due personal computer che agiscono in connessione tra loro (8-10). Il primo ha la funzione di unità di stimolo e presenta, al soggetto in esame, sequenze di parole da leggere utilizzate come stimoli visivi.

La seconda unità è costituita da un personal computer con interfaccia A/D 12 bit in grado di acquisire, elaborare e memorizzare il segnale acustico raccolto da un microfono, il segnale laringografico che monitorizza il movimento delle corde vocali, e il segnale elettromiografico dei muscoli Orbicularis Oris e Digastrico ed inoltre provvede alla misura automatica dei tempi di reazione. La figura 1 mostra un esempio dei segnali che si ottengono nel corso di una seduta di esame.

Al fine di studiare le prestazioni dei processi di formulazione e di articolazione della parola sono stati considerati due diversi tipi di stimolazione: un compito di lettura immediata ed un compito di lettura ritardata.

Nel primo compito il soggetto deve pronunciare una parola immediatamente dopo la sua presentazione sullo schermo di un personal computer; vale la pena sottolineare che durante l'esecuzione di questo compito non è possibile programmare con anticipo nessun comando motorio. Questo compito coinvolge i processi di percezione visiva, formulazione ed articolazione della parola.

Nel compito di lettura ritardata, il soggetto deve attendere un segnale di consenso (comando di pronuncia) prima di iniziare a parlare. In questo caso la parola viene presentata sullo schermo in anticipo rispetto al segnale di consenso (preperiodo),

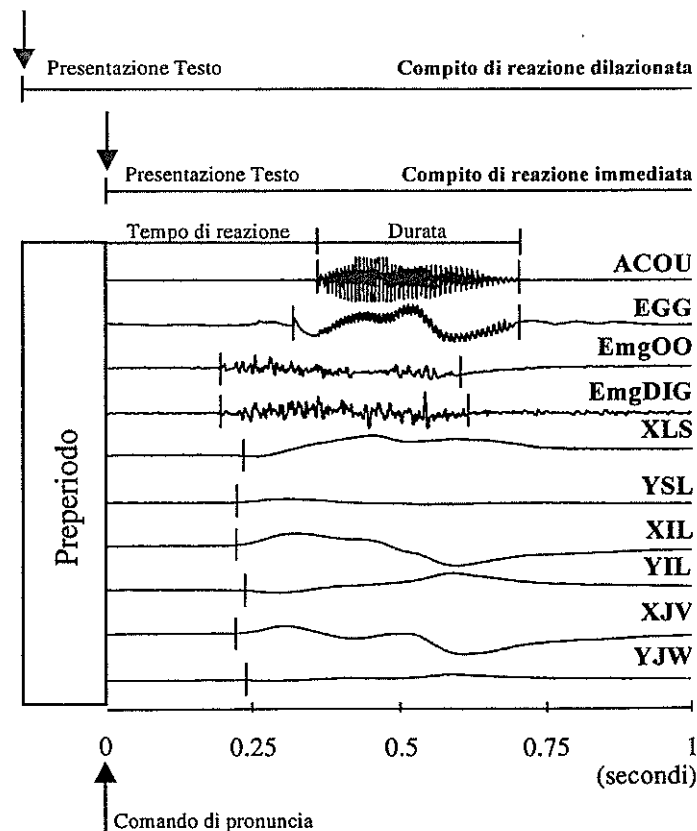


Figura 1.- Segnale acustico (ACOU), segnale laringografico (EGG), segnale EMG dei muscoli Orbicolare (EmgOO) e Digastrico (EmgDIG) e segnali relativi allo spostamento del labbro superiore (XLS, YLS), di quello inferiore (XIL, YIL) e della mandibola (XJW, YJW) in un soggetto normale.

cosicché quando il soggetto inizia la sua pronuncia i processi di percezione visiva e formulazione sono già stati eseguiti, ed il piano fonetico relativo alla parola ha già subito una memorizzazione temporanea. In questo caso possiamo dire che per completare il compito sono richiesti i tempi di recupero del piano fonetico e di articolazione della parola.

Questa metodologia è stata applicata per studiare un gruppo di 14 pazienti con morbo di Parkinson alla prima diagnosi e quindi non sottoposti a trattamento farmacologico. Nello studio sono stati reclutati inoltre 19 soggetti normali di età paragonabile che fungevano da campione di controllo.

Ogni seduta d'esame consisteva di tre compiti contenenti 24 presentazioni di due parole selezionate. Il primo era un compito di lettura immediata, il secondo ed il terzo erano un compito di lettura ritardata con preperiodi rispettivamente di 0.1 s., 1.5 s. e 0.5 s., 4 s. Il protocollo d'esame prevedeva la presentazione di parole senza significato (/Abavek/ e /Ubavek/) in quanto l'utilizzo di compiti complessi può favorire la differenziazione delle componenti acinetica e ipercinetica plastica.

Analisi statistica. - Le differenze fra i gruppi di soggetti sono state valutate prendendo in considerazione i valori medi dei tempi di reazione per i diversi tipi di stimoli e preperiodi usati.

I test statistici di Shapiro-Wilk e Levene sono stati eseguiti su ogni variabile per verificarne la normalità della distribuzione e l'omogeneità della varianza. Per eseguire il confronto tra i gruppi è stato utilizzato il t-test per campioni indipendenti per quelle variabili che rispettavano i criteri di normalità sopra citati, mentre nei restanti casi è stato utilizzato il test non-parametrico di Kolmogorov-Smirnov.

Risultati

In Figura 2 sono riportati i valori medi e l'errore standard delle medie dei tempi di reazione ottenuti nei compiti di reazione immediata ed in quelli di reazione ritardata con preperiodi rispettivamente 0.1 s., 0.5 s., 1.5 s., 4 s. Nei compiti con reazione dilazionata possiamo notare che i tempi di reazione ottenuti nei pazienti con morbo di Parkinson risultano più lunghi rispetto a quelli ottenuti nei soggetti normali e le differenze risultano in generale significative, soprattutto per il segnale EMG.

Questo rallentamento si manifesta anche durante la reazione immediata ed in particolare nel muscolo digastrico la differenza risulta significativa.

Ciò significa che non solo la fase di esecuzione è rallentata ma anche quella di programmazione del movimento e di preparazione della contrazione. I tempi di reazione sono più brevi nella reazione dilazionata rispetto a quelli ottenuti nel compito con reazione immediata sia nei pazienti affetti da morbo di Parkinson che nei soggetti normali, dimostrando quindi che in questo tipo di compiti i pazienti riescono ad avvantaggiarsi del dilazionamento, ottenendo una prestazione migliore. Questo risultato è in contrasto con i risultati ottenuti in un precedente studio in cui si vedeva che con compiti di reazione più semplici, e quindi con tempi di reazione più brevi, il paziente con morbo di Parkinson non è in grado di trarre vantaggio dal dilazionamento, mostrando dei tempi di reazione immediata e dilazionata con valori equivalenti.

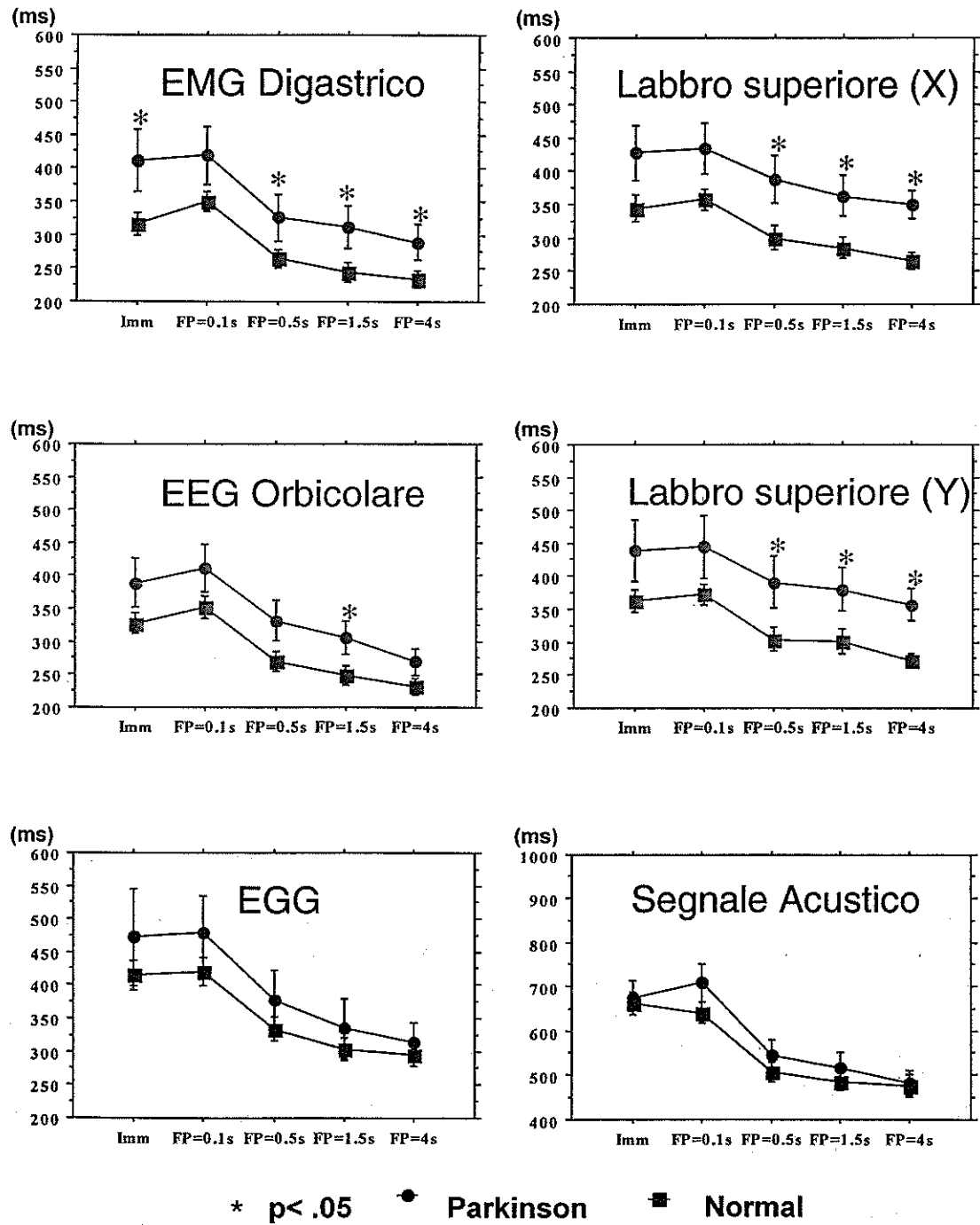


Figura 2.- Box-Plot dei tempi di reazione verbale con parole senza significato (/ABAVEK/ e /UBAVEK) per soggetti affetti da morbo di Parkinson e per i relativi controlli sani. I valori riportati (medie $\pm$ errore standard) si riferiscono alla reazione immediata (Imm.) e alle reazioni dilazionate con preperiodo FP=0.1s., FP=0.5s., FP=1.5s., FP=4.0s.

Esiste in entrambi i gruppi un fenomeno di interferenza nella reazione con preperiodo 0.1 s. che produce un allungamento del tempo di reazione rispetto a quelli ottenuti nella reazione immediata. Abbiamo verificato che questo fenomeno è tipico dei soggetti anziani e non accade ad esempio in soggetti giovani.

Il muscolo digastrico, che nel nostro caso funge da muscolo antagonista, appare più compromesso del muscolo orbicolare delle labbra. Il significato di questo fenomeno potrebbe essere attribuito ad una compromissione della regolazione della coinnervazione muscolare.

Se osserviamo la Figura 2 possiamo notare che i tempi di reazione misurati sui segnali di spostamento nei pazienti con morbo di Parkinson sono nettamente più lunghi rispetto a quelli ottenuti nel soggetto normale, sia nei compiti con reazione immediata che in quelli con reazione dilazionata; in questi ultimi la differenza è statisticamente significativa. I tempi di reazione misurati nel segnale Acustico appaiono invece leggermente aumentati rispetto ai valori ottenuti nei soggetti normali. Ciò può essere in parte dovuto al fatto che il segnale acustico è l'output effettivo del sistema e pertanto risente del contributo di altri muscoli e sistemi che qui non sono rappresentati e che, per un fenomeno di plasticità, riescono in parte a sopperire ai deficit descritti in precedenza per consentire di raggiungere l'obiettivo finale cioè la fonazione.

Discussione e Conclusioni

I risultati ottenuti sono da considerarsi preliminari e necessitano di ulteriori approfondimenti. Con questa metodologia siamo in grado di ottenere misure quantitative e qualitative relative alle prestazioni dei processi di produzione della parola.

Sarà di sicuro interesse confrontare i risultati ottenuti con le scale cliniche usualmente utilizzate nella valutazione del morbo di Parkinson (UPRSD).

Da questo studio emerge che nei pazienti con morbo di Parkinson il controllo del movimento risulta rallentato durante la fase cinematica della risposta. In particolare i pazienti con morbo di Parkinson studiati hanno mostrato un rallentamento nella programmazione e nell'esecuzione del movimento soprattutto per quanto riguarda la fase di preparazione della risposta del segnale EMG. Questi aspetti sono di notevole interesse in quanto la componente centrale programmatica dovrebbe essere legata al fenomeno dell'acinesia, mentre quella distale dovrebbe essere maggiormente legata all'ipertonica plastica. L'utilizzo di compiti complessi può favorire la differenziazione di queste due componenti.

Questa analisi infine, può offrire spunti preziosi per l'applicazione della metodologia nella valutazione di altre patologie.

Bibliografia

1. WELFORD AT, *Reaction Times*, 1980 Academic Press.
2. ADAMS RD, VICTOR M. *Principles of Neurology*. Mc Graw-Hill 1989.
3. NUDELMAN HB, HERBRICH KE, ET AL. A model of the phonatory response time of stutters and fluent speakers to frequency modulated tones. *J Acoust Soc Am* 1992;92;N.4: 1882-1888.
4. PETERS HFM, HULSTIJN W, STARKWEATHER CW. Acoustic and Physiological reaction times of stutters and con stutters. *J Speech Hear Res* 1989, 32: 668-680.

5. WATSON BC, ALFONSO PJ. Physiological bases of acoustic LRT in nonstutter, mild stutters and severe stutters. *J Speech Hear Res* 1987, 30: 434-447.
6. DEMBOWSKI J, WATSON BC. Preparation time and response complexity effects on stutters' and nonstutters acoustic LRT. *J Speech Hear Res* 1991, 34:49-59.
7. LEVELT WJM. *Speaking from intention to articulation*. 1989, MIT Press.
8. CERIANI F, PISANO F, MISCIO G, COLOMBO R. Speech reaction times: an electromyographic and acousticographic study in healthy subjects. *Funct Neurol suppl* 1992, VII, 4:77-80.
9. PINELLI P, PISANO F, MISCIO G ET AL. Fluctuations in speech reaction times: The effect of aging and non-dominant hemisphere motor area lesions. *Technol. Health Care, Proceedings 2nd European Conf. on Engin. and Med.* 1993: 68-69.
10. COLOMBO R, PARENZAN R, MINUCO G, ET AL. Multiparametric quantitative evaluation of the speech production system: a study in normal subjects *Functional Neurology*, 1995;X:1 3-16.

EFFETTI DEL BOLO ORALE DI L-DOPA SULLA CINEMATICA DEL MOVIMENTO DI PUNTAMENTO IN SOGGETTI PARKINSONIANI

Rosolino Camarda, Lawrence K.C. Camarda, Marco D'Amelio, Massimo Gangitano, Silvia Grimaldi, Roberto Monastero

Istituto di Neuropsichiatria - Università degli Studi di Palermo

Introduzione

Scopo di questo studio è stata la valutazione degli effetti del bolo orale di L-dopa sulle prestazioni motorie di pazienti affetti dalla forma acinetico-rigida della malattia idiopatica di Parkinson di grado lieve. A questo fine, è stato valutato cinematicamente il movimento di puntamento di un gruppo di soggetti parkinsoniani prima e dopo la somministrazione di un bolo orale di L-dopa.

Materiali e Metodi

Sono stati inclusi nello studio 6 soggetti affetti dalla forma acinetico-rigida della malattia idiopatica di Parkinson di grado lieve (stadi 1-2.5 di Hoehn & Yahr) (1) e 6 soggetti di controllo, di pari età, neurologicamente indenni. Ai pazienti in trattamento con farmaci antiparkinsoniani è stata preventivamente sospesa la terapia 10 giorni prima l'effettuazione dello studio. Tutti i soggetti erano destrimani.

I dati relativi alle caratteristiche cliniche dei pazienti sono mostrati nella tabella 1.

L'apparato, schematicamente illustrato nella figura 1, era costituito da un piano sulla cui superficie erano posti sei bersagli luminosi situati lungo tre direzioni (centrale, destra e sinistra rispetto al piano sagittale mediano dei soggetti) ad una distanza di 15 e 30 cm dal punto di partenza. I soggetti erano seduti davanti all'apparato con l'indice della mano destra posizionato sul punto di partenza e dovevano compiere, nel modo più veloce ed accurato possibile, un movimento di puntamento diretto verso il bersaglio che si illuminava. Ogni sessione consisteva nell'esecuzione di 42 movimenti di puntamento:

7 movimenti per ciascuna delle 6 possibili presentazioni del bersaglio. L'ordine secondo cui veniva variata la presentazione del bersaglio era dettato da sequenze random che mutavano di prova in prova.

Tabella 1. – *Caratteristiche cliniche dei pazienti. *HY: stadi clinici di Hoehn and Yahr.*

Pz	Sesso	Età	Stadio di HY*	UPDRS- ME**	L-Dopa (mg/die)	Mesi di Terapia
1	F	58	1.5	28	750	48
2	F	66	1.5	36	187.5	5
3	M	44	2	30	0	0
4	M	64	2	6	0	0
5	M	65	2.5	51	250	1
6	M	64	1	6	0	0

**UPDRS-ME: *Unified Parkinson's Disease Rating Scale-Motor Examination*

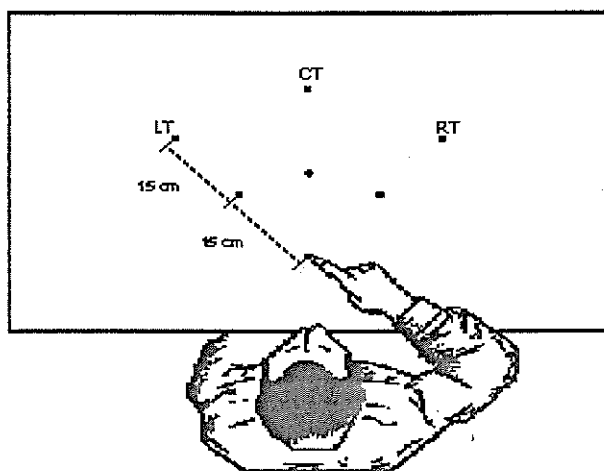


Figura 1.- *Apparato strumentale. LT= target a sinistra; CT= target centrale; RT= target a destra.*

La prima sessione veniva effettuata prima della somministrazione, in bolo orale, di 250 mg di L-dopa e 25 di carbidopa (condizione basale), le successive al termine di ciascuna delle sei ore che seguivano l'assunzione del farmaco; altre tre sessioni venivano effettuate a distanza di 1/2 ora, 24 e 30 ore dalla somministrazione della L-dopa. Al termine di ciascuna sessione, le condizioni cliniche dei pazienti venivano valutate utilizzando la sezione motoria della Unified Parkinson's Disease Rating Scale (UPDRS-ME)(2).

I soggetti di controllo, invece, vennero esaminati in una singola sessione con le stesse modalità impiegate per i pazienti. La registrazione dei movimenti di puntamento è stata eseguita mediante il sistema ELITE (BTS Milano) ed i parametri cinematici analizzati sono stati: il tempo di movimento, il tempo al picco di velocità, il tempo di decelerazione, il picco di velocità, il picco di accelerazione ed il picco di decelerazione.

Risultati

I valori riportati alla UPDRS-ME dopo il bolo di L-dopa sono risultati significativi rispetto alla condizione basale soltanto alla seconda, terza e quarta ora dalla somministrazione del farmaco (p da <0.03 a 0.01) (Figura 2).

I dati ottenuti dimostrano che il tempo di movimento subisce un decremento statisticamente significativo sin dalla prima mezz'ora successiva alla somministrazione della L-dopa che permane fino alla trentesima ora (p da <0.02 a <0.001) (Figura 3).

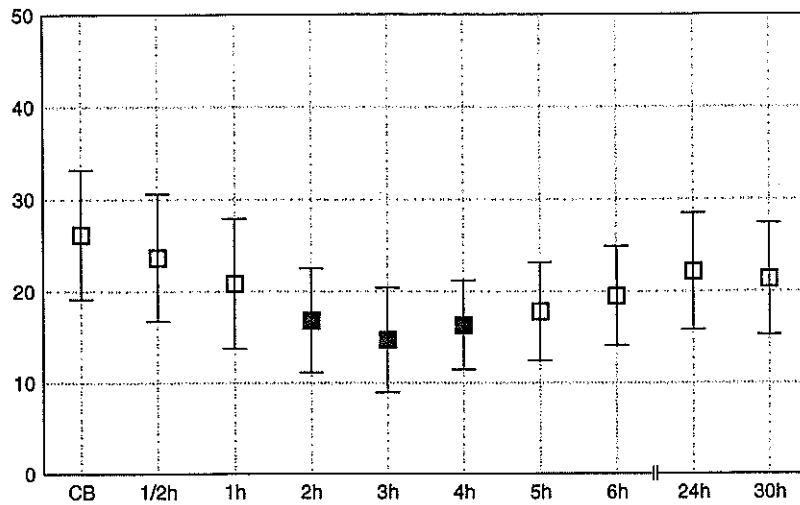


Figura 2.- UPDRS-ME. I simboli pieni rappresentano i valori significativi rispetto alla condizione basale (CB).

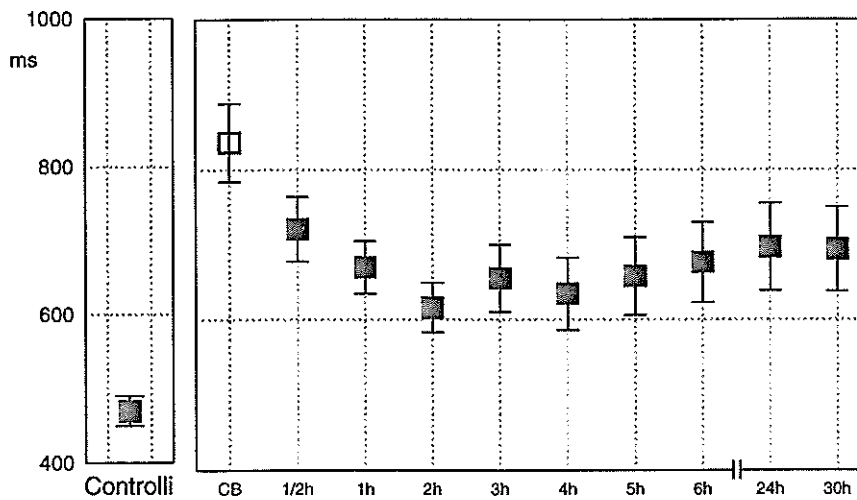


Figura 3.- Tempo di movimento. I simboli pieni rappresentano i valori significativi rispetto alla condizione basale (CB).

La L-dopa, inoltre, modifica significativamente il tempo al picco di velocità ed il tempo di decelerazione a partire dalla prima ora e fino alla trentesima ora dalla sua somministrazione (rispettivamente p da <0.02 a <0.001 e p da <0.05 a <0.006); inoltre, la variazione di tali parametri risulta significativamente correlata, cioè il loro rapporto non è modificato dalla terapia. Il picco di velocità subisce, invece, un incremento significativo a partire dalla seconda ora e fino alla sesta ora (p da <0.02 a <0.002) dalla somministrazione del farmaco (Figura 4). I picchi di accelerazione e di decelerazione invece non risultano influenzati significativamente dalla L-dopa.

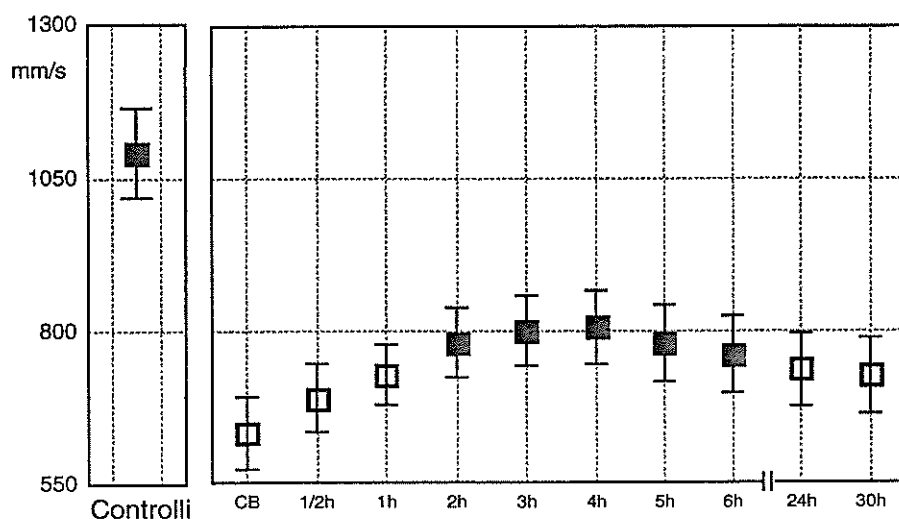


Figura 4. – *Picco di velocità. I simboli pieni rappresentano i valori significativi rispetto alla condizione basale (CB).*

L'esame dei profili della velocità dimostra come, in condizioni basali, i soggetti parkinsoniani eseguano movimenti caratterizzati dalla presenza, sia nella fase accelerativa che in quella decelerativa, di molteplici "picchi" di velocità che rendono irregolari i due rami della curva. Dopo quattro ore dalla somministrazione di L-dopa, i profili della velocità diventano più regolari ed alla trentesima ora tendono ad assumere nuovamente la forma rilevata nella condizione di base.

I dati dimostrano ancora come i soggetti parkinsoniani siano capaci di modificare i parametri temporali del movimento in funzione della posizione del bersaglio.

Discussione e Conclusioni

Una prima osservazione che può ricavarsi dallo studio effettuato è che nei soggetti con malattia di Parkinson lieve, il beneficio clinico indotto da una singola dose di L-dopa si protrae fino alla trentesima ora dalla assunzione del farmaco. Questa affermazione è sostenuta dal decremento del tempo di movimento, già ritenuto in letteratura un indice attendibile ed obiettivo della bradicinesia del parkinsoniano (3-7). Tale decremento deriva dalla riduzione proporzionale della durata della fase accelerativa e della fase decelerativa del movimento eseguito il che suggerisce che la L-dopa non modifica la struttura temporale del movimento del parkinsoniano.

I dati del nostro studio dimostrano, però, che la L-dopa induce un significativo incremento del picco di velocità e conferisce una maggiore regolarità ai profili della velocità i quali, nel periodo di massima efficacia del farmaco, assumono l'aspetto "a campana" proprio del movimento dei soggetti normali (8). Inoltre, confermando i risultati di studi precedenti (9), i nostri dati dimostrano che i soggetti parkinsoniani sono capaci di variare il tempo di movimento in rapporto alla distanza ed alla posizione dello

stimolo da raggiungere. Questo comportamento, presente sia in condizioni basali che dopo bolo di L-dopa, indica che i soggetti parkinsoniani sono capaci di programmare adeguatamente il movimento in rapporto alla distanza ed alla posizione dello stimolo.

Sebbene, come è stato prima detto, il tempo di movimento venga considerato un indice attendibile della bradicinesia dei soggetti parkinsoniani (3-7), nonché un parametro in grado di valutare la risposta alla terapia con L-dopa (7, 10), i risultati del nostro studio suggeriscono l'esistenza di un parametro cinematico capace di rispecchiare ancora più fedelmente le condizioni cliniche dei pazienti valutate mediante la UPDRS-ME: le significatività dei punteggi riportati all'UPDRS-ME mostrano, infatti, un andamento sovrapponibile a quello del picco di velocità (Figure 2 e 4).

In conclusione, le modificazioni osservate dopo somministrazione in bolo di L-dopa non sono soltanto di tipo quantitativo ma anche di tipo qualitativo. Sotto il profilo fisiopatologico, si può ipotizzare che la L-dopa "faciliti" lo scorrimento delle informazioni lungo il circuito motore cortico-ganglio-talamo-corticale permettendo tramite l'attivazione delle aree premotorie mesiali (SMA e SMA-proper) la ottimizzazione della temporalizzazione e del sequenziamento motorio. Questa ipotesi appare convalidata da studi PET e SPECT che dimostrano come il trattamento con dopamino-agonisti incrementi l'attività della SMA in rapporto alla preparazione del movimento (11, 12).

Una tale attivazione delle aree premotorie mesiali ad opera della L-dopa ritrova il razionale nella dimostrazione della loro organizzazione somatotopica e nel dato che in esse i segmenti somatici prevalentemente rappresentati sono quelli prossimali degli arti (13, 14) i quali, in ultima analisi, sono quelli che consentono l'esecuzione del movimento di puntamento preso in esame nel nostro studio.

Bibliografia

1. HOEHN MM, YAHN MD. Parkinsonism: onset progression and mortality. *Neurology* 1967; 17:427-42.
2. FAHN S, ELTON RL, AND THE MEMBERS OF THE UPDRS DEVELOPMENT COMMITTEE. UNIFIED PARKINSON'S DISEASE RATING SCALE. *Recent Developments in Parkinson's Disease*. In: Fahn S MC, Colne DB, Goldstein (eds), ed: Florham Park NY Mac Millan Health care Information, 1987:153-163.
3. ZAPPIA M, COLAO R, MONTESANTI R, PUCCIO G, VALENTINO P, QUATTRONE A. *Parkinson's disease and extrapyramidal disorders: pathophysiology and treatment*. In: Agnoli A, Fabbrini G, Stocchi F, eds Roma: John Libbey CIC, 1991: 519-522.
4. ZAPPIA M, MONTESANTI R, COLAO R, BRANCA D, NICOLETTI G, AGUGLIA U, QUATTRONE A. Short-term levodopa test assessed by movement time accurately predicts dopaminergic responsiveness in Parkinson's disease. *Mov Disord* 1997; 12:103-106.
5. QUATTRONE A, ZAPPIA M. Oral pulse levodopa therapy in mild Parkinson's disease. *Neurology* 1993; 43:1161-1166.
6. QUATTRONE A, ZAPPIA M, AGUGLIA U, BRANCA D, COLAO R, MONTESANTI R, NICOLETTI G, PALMIERI A, PARLATO G, RIZZO M. The subacute levodopa test for evaluating long-duration response in Parkinson's disease. *Ann Neurol* 1995; 38:389-395.
7. JOHNELS B, INGVARSSON PE, HOLMBERG B, MATOUSEK M, STEG G. Single-dose L-dopa response in early Parkinson's disease: measurements with optoelectronic recording technique. *Mov Disord* 1993; 8:56-62.

8. BERARDELLI A, HALLET M, ROTHWELL JC, AGOSTINO R, MANFREDI M, THOMPSON PD, MARSDEN CD. Single-joint rapid arm movements in normal subjects and in patients with motor disorders. *Brain* 1996; 119: 661-674.
9. JONES DL, PHILIPS JG, BRADSHAW JL, IANSEK R, BRADSHAW JA. Coding of movement direction and amplitude in Parkinson's disease: are they differentially impaired (or unimportant)? *J Neurol Neurosurg Psychiatry* 1993; 56: 419-422.
10. VAN HILTEN JJ, WAGEMANS EA, GHAFORKHAN SF, VAN LAAR T. Movement characteristics in Parkinson's disease: determination of dopaminergic responsiveness and threshold. *Clin Neuropharmacol* 1997; 20:402-408.
11. JENKINS IH, FERNANDEZ W, PLAYFORD ED, LEES AJ, FRACKOWIAK RS, PASSINGHAM RE, BROOKS DJ. Impaired activation of the supplementary motor area in Parkinson's disease is reversed when akinesia is treated with apomorphine. *Annals of Neurology* 1992; 32 (6): 749-57.
12. RASCOL O, SABATINI U, CHOLLET F, FABLE N, SEVARD JM, MONTASTRUC JL, CELSIS P, MARC-VERGNES JP, RASCOL A. Supplementary and primary sensory motor area activity in Parkinson's disease. Regional cerebral blood flow changes during finger movements and effects of apomorphine. *Archives of Neurology* 1994; 35: 586-91.
13. LUPPINO G, MATELLI M., GALLESE V., RIZZOLATTI G., CAMARDA R.: Multiple representation of body movements in mesial area 6 and the adjacent cingulate cortex: an intra-cortical microstimulation study in the macaque monkey. *Journal of comparative Neurology*, 331: 463-483, 1991.
14. LUPPINO G, MATELLI M., RIZZOLATTI G., CAMARDA R : Corticocortical connections of area F3 (SMA-proper) and area F6 (pre-SMA) in the macaque monkey. *Journal of comparative Neurology*, 338:114-140, 1993.

UTILIZZO DELL'ANALISI DEL MOVIMENTO PER LA VALUTAZIONE DELLA FUNZIONALITA' DEGLI ARTI SUPERIORI IN SOGGETTI CON LESIONE NEUROLOGICA CENTRALE SOTTOPOSTI A CHIRURGIA FUNZIONALE

Aldo Ferrari (a), Camillo Colombo (a), Eleonora Yaacoub (a), Paolo Capodaglio (b), Gianluca Gattelli (b), Giacomo Bazzini (b)

(a) *Unità Operativa di RRF – Az. Osp. G. Salvini, Presidio Passirana di Rho (Mi)*

(b) *Fondazione S. Maugeri: Servizio di Fisiatria Occupazionale ed Ergonomia dell'Istituto di Montescano-IRCCS*

Introduzione

Per la valutazione ed il trattamento delle patologie motorie da lesione neurologica centrale, con particolare attenzione agli arti superiori, i Centri partecipanti al lavoro, hanno integrato i tradizionali protocolli di intervento con una valutazione delle capacità motorie e degli schemi di movimento, utilizzando sia sistemi dinamometrici (Lido), sia sistemi stereofotogrammetrici (Elite), abbinati ad EMG di superficie.

Scopo

Scopo del lavoro è stato quello di obiettivare i risultati di un programma chirurgico-rieducativo integrato e di presentare le sue ricadute sull'indirizzo del trattamento, sui tempi e le modalità della sua esecuzione e sulla prognosi funzionale.

Materiali e metodi

Casistica.- Sono stati presi in considerazione 8 pazienti (7 maschi ed una femmina, con età compresa fra i 18 ed i 36 anni), sottoposti complessivamente a 13 procedure chirurgico-riabilitative; in dettaglio:

- 6 soggetti con lesione midollare cervicale di livello C5, C6, C7, secondo il criterio ASIA, di tipo completo "A" alla scala di Frankel.
- 1 soggetto con esito di politrauma: trauma cranio-encefalico, lesione midollare dorsale, di tipo incompleto "D" alla scala di Frankel e POA pluridistrettuali.
- 1 soggetto con esiti di politrauma: trauma cranio-encefalico con emisindrome destra e lesione di plesso brachiale a sinistra.

Strumentazioni.- Per l'analisi del movimento abbiamo utilizzato l'apparecchiatura Elite, sistema stereofotogrammetrico di analisi del movimento, che utilizza markers passivi e telecamere all'infrarosso per acquisire i parametri del movimento ed un software dedicato per l'analisi dei risultati.

Per l'analisi della forza abbiamo utilizzato l'apparecchiatura WorkSet, dinamometro computerizzato al quale sono stati applicati accessori in grado di riprodurre in particolare la prono-supinazione dell'avambraccio e la flessione-estensione dell'avambraccio.

Protocollo di valutazione funzionale con sistema Elite.- Ai pazienti in posizione seduta veniva richiesto di afferrare con la mano destra un bicchiere posto sul tavolo e portarlo alla bocca. Successivamente tali prove venivano ripetute con l'oggetto posto a 20 cm ed a 40 cm sopra il piano del tavolo. Tali prove sono state effettuate anche abbinate ad EMG di superficie.

Descrizione dei casi significativi e risultati

Paziente n.1: M.M., 19 anni al momento della valutazione.

All'età di 17 anni in seguito a politrauma riportava trauma cranio-encefalico con emisindrome motoria destra e lesione di plesso a sinistra; giungeva alla ns. osservazione dopo un primo intervento di ricostruzione del plesso brachiale di sinistra con residua paralisi del nervo radiale. A destra l'arto plegico si presentava addotto ed intraruotato con avambraccio flesso e pronato, con tono nettamente aumentato (4 alla scala Ashworth) prevalentemente ai flessori del polso e delle dita; tale da rendere difficoltosa anche la mobilitazione passiva. Globalmente l'arto si presentava in atteggiamento di flessione con ridottissime possibilità funzionali, che, associate alla paralisi radiale dell'altro arto, determinavano la completa incapacità ad eseguire le attività quotidiane.

A destra si è proceduto all'esecuzione di un intervento di distacco della muscolatura epitrocleare secondo Scaglietti, cui è seguito il programma riabilitativo.

Al termine è stato possibile osservare la liberazione di una serie di movimenti attivi dell'arto destro, sia prossimalmente che distalmente, in particolare del flessore del pollice (forza 2), estensori del polso (forza 3), estensore del pollice (forza 3), estensore comune delle dita (forza 1). Si è proceduto quindi con la valutazione cinematica dell'arto con il protocollo precedentemente descritto.

Tale valutazione ha documentato che la scapolo-omero ed il gomito presentano un movimento angolare abbastanza simile alla norma, ma con tempi circa doppi rispetto ad un soggetto normodotato.

Il movimento del polso non è sovrapponibile rispetto ad un soggetto normale, perché l'escursione articolare è ridotta: il paziente flette ed estende poco il polso, con oscillazioni durante tutte le manovre di prensione e nel portare il cibo alla bocca.

Ne è risultato complessivamente un movimento funzionale, ma con tempi circa doppi (Figura 1).

Allo studio EMG, si è evidenziata l'attivazione fisiologica del bicipite brachiale nella fase di flessione, così come la sinergia tricipite-estensori del polso (nella fase di riposizionamento sul tavolo e di abbandono dell'oggetto). L'anello debole del pattern motorio è rappresentato dal polso che in questo soggetto rimaneva in posizione intermedia.

PORTARE IL CIBO ALLA BOCCA

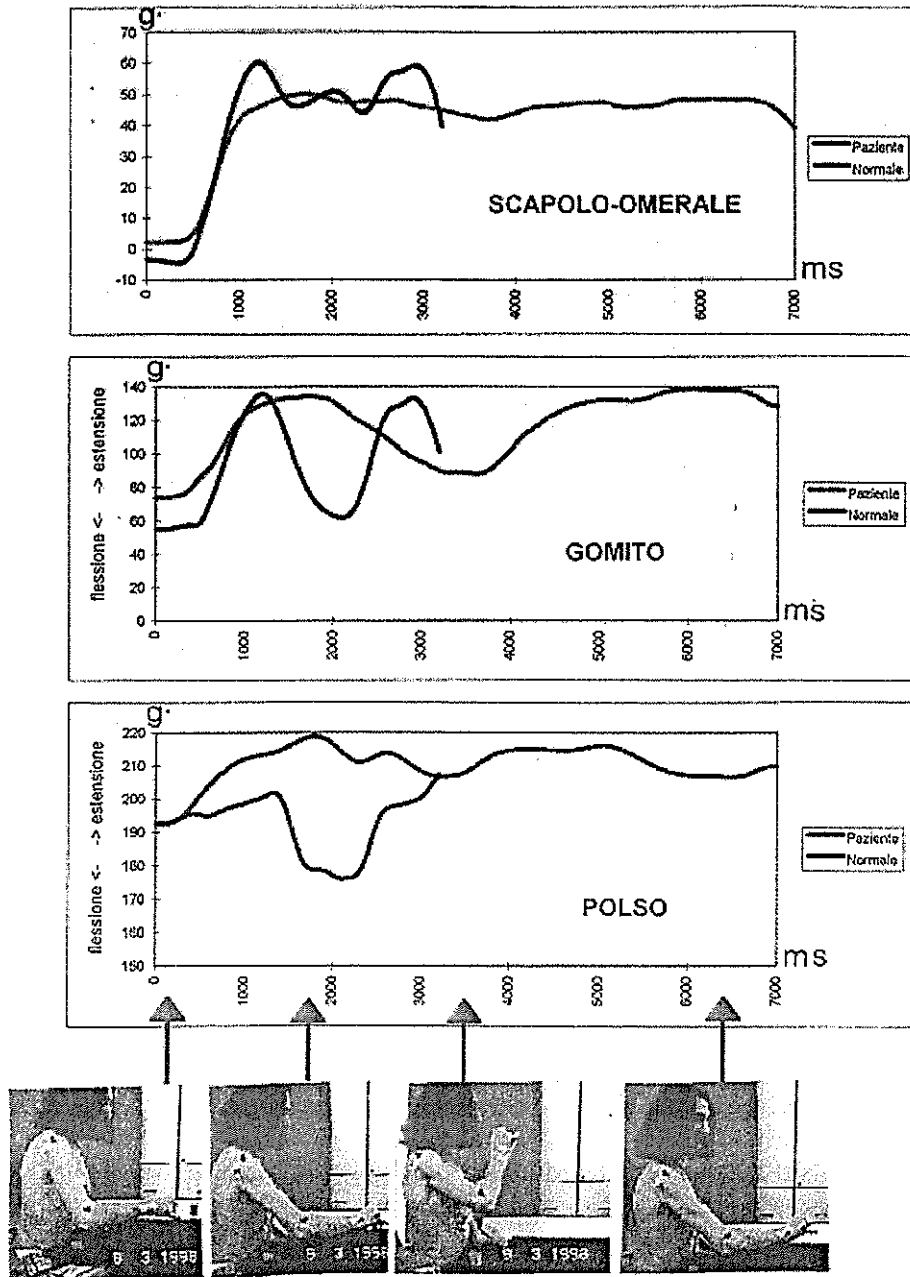


Figura 1. – Paz. n.1: analisi del movimento di prensione di un oggetto e flesso-estensione dell'avambraccio per portarlo alla bocca.

Paziente n. 2: G.D., 29 anni al momento della valutazione.

Presentava tetraplegia post-traumatica da frattura mielica C5 (insorta 1 anno prima) stabilizzata chirurgicamente; livello neurologico C5 (secondo ASIA) di tipo completo, "A" alla scala Frankel; tono dei flessori dell'avambraccio 4 (sec. Asworth), appartenente al gruppo 1 della classificazione internazionale di Giens, con muscolo brachio-radiale forza 5 bilateralmente ed estensore radiale del carpo f.2 a destra e f. 3 a sinistra; articularità dei gomiti: -60° a sin. e -40° a des.; presenza di ipoestesia epicritica alle dita distalmente.

Si è proceduto chirurgicamente alla trasposizione del muscolo bicipite brachiale pro-teropite bilateralmente ed alla realizzazione di una pinza attiva con trasposizione del brachio-radiale sul flessore del pollice con artrodesi della trapezio-metacarpale per stabilizzare la colonna del pollice, cui è seguito il programma rieducativo cinesiterapico. Al termine il paziente è stato sottoposto a 2 tipi di valutazione funzionale strumentale: misurazione delle capacità motorie mediante riproduzione all'apparecchiatura WorkSet di compiti motori usuali nelle attività di vita quotidiana; analisi del pattern motorio di estensione dell'arto superiore, di esplorazione dello spazio e di prensione, durante attività quotidiana, mediante strumentazione Elite.

Per la misurazione della forza muscolare sono stati scelti movimenti rotatori rispetto ad un asse: per il movimento A la torsione di una maniglia, eseguita solo con la mano sinistra (in quanto la destra era stata appena operata); per il movimento B la flessione-estensione di avambraccio con fulcro nel gomito (Tabella 1).

Tabella 1. – Risultati delle prove di forza del soggetto n.2.

	Movimento A		Movimento B			
	Mano sinistra		Arto destro		Arto sinistro	
	PRONAZ.	SUPINAZ.	FLESS.	ESTENS.	FLESS.	ESTENS.
Media picchi "torque"	2,5 Kg	2,1 Kg	4,1 Kg	1,6 Kg	3,9 Kg	2 Kg
Massimo picco "torque"	2,5 Kg	2,8 Kg	4,1 Kg	2,2 Kg	3,9 Kg	2,2 Kg
Lavoro totale	6,1 J	5,3 J	95 J	25 J	63 J	25 J
Affaticamento	0	27	0	0	0	0

I sopraesposti valori sono circa il 35 % dei valori di riferimento per soggetti maschi e sani di età corrispondente. Tranne che nella supinazione non si è registrato un decremento della prestazione nella parte finale delle prove.

Conclusioni

Nel paziente n. 1 (affetto da emiplegia destra da esiti di trauma cranio-encefalico e da lesione del plesso brachiale sinistro), era indispensabile permettere il recupero di una modalità di presa bilaterale. Pertanto è stato sottoposto al descritto specifico programma chirurgico-rieducativo ad entrambi gli arti superiori, al termine del quale le valutazioni sopradette hanno documentato anche sull'arto con danno neurologico centrale la ripresa di un corretto schema di movimento ed il recupero di un adeguato reclutamento muscolare, pur con tempi prolungati rispetto alla norma.

Nel paziente n. 2 (con lesione midollare C5), che ha effettuato l'intero programma di recupero dell'estensione attiva dei gomiti e di presa attiva bilaterale è stato possibile

indagare con questo protocollo sia la motricità segmentaria, sia le modalità con cui egli effettua l'esplorazione dello spazio e l'avvicinamento agli oggetti per la prensione; nello stesso soggetto è stato possibile quantificare la forza esercitata nelle manovre di flessione-estensione del gomito e di pronosupinazione dell'avambraccio, rilevando che la scelta di trasporre il bicipite brachiale pro-tricipite, aveva ridotto solo parzialmente la forza dei flessori del gomito e che l'inserzione del braccio-radiale quale motore della flessione del pollice aveva consentito anche la pronazione dell'avambraccio eseguita anche contro resistenza. Questi risultati hanno confermato la validità delle scelte operative attuate, pur in presenza di indicazioni tradizionali che fino ad ora avevano enfatizzato i rischi per la funzionalità di questo schema di intervento.

Bibliografia

ALLIEU J. Et Al. Possibilités chirurgicales actuelles de réanimation du membre supérieur chez le tétraplégique par transferts tendineux. In: Actualités en rééducation fonctionnelle et réadaptation (10e série). Masson, Paris, 1985; pagg.173-182.

FERRARI A., COLOMBO C. et Al. Il trattamento chirurgico-riabilitativo nelle lesioni neurologiche e nella stiffness degli arti superiori. Nostra esperienza. Presentato al 7° Congresso Intersocietario di Riabilitazione Neurologica, Monza (Mi), 28-30 settembre 1998; pagg. 19-25.

MOBERG E. The upper limb in tetraplegia. A new approach to surgical rehabilitation. G. Thieme Publishers, Stuttgart 1978; 99 p.

ZANCOLLI E. Structural and dynamic basis of hand surgery. JB Lippincott Company, Philadelphia, 1990; 375 p.

ANALISI DEL SEGNALE EMG DI SUPERFICIE PER LO STUDIO DELLA FATICA MUSCOLARE DURANTE CONTRAZIONI CICLICHE PROLUNGATE DELL'ARTO SUPERIORE

Edward A. Clancy (a), Dario Farina (b), Jack T. Dennerlein (c), Roberto Merletti (b)

(a) *Liberty Mutual Research Center, Boston, USA*

(b) *Centro di Bioingegneria, Dipartimento di elettronica, Politecnico di Torino*

(c) *Harvard University, Boston, USA*

Sommario

I cambiamenti temporali e spettrali del segnale elettromiografico di superficie sono stati ben documentati per contrazioni a postura fissa, forza costante, elevati livelli di contrazione e brevi durate delle contrazioni. Per la maggior parte delle applicazioni che prevedono movimento e variazione della forza esercitata queste condizioni non sono verificate. In particolare nello studio di patologie derivanti da attività lavorative ripetitive è utile disporre di tecniche che documentino il grado di fatica muscolare durante contrazioni di lunga durata (dell'ordine delle ore).

L'elettromiografia di superficie è una tecnica promettente per questo scopo in quanto permette la valutazione dell'attività muscolare in modo non invasivo, con la possibilità di un'analisi prolungata senza fastidi per il soggetto in esame.

Questo lavoro ha l'obiettivo di studiare la fatica mioelettrica generata da contrazioni di lunga durata (fino a 90 minuti) a bassi livelli di forza media sviluppata.

Dodici soggetti sono stati selezionati per lo studio. Ad ogni soggetto è stato chiesto di stringere una maniglia incorporante un dinamometro. Ogni soggetto ha effettuato, fino ad esaurimento, contrazioni cicliche a forza variabile con 2 minuti di riposo ogni 15 minuti. I segnali EMG sono stati acquisiti da muscoli flessori del carpo e delle dita. I parametri scelti per la descrizione delle variazioni del contenuto spettrale e dell'ampiezza del segnale EMG sono stati la frequenza media (MNF) e mediana (MDF) e il valore rettificato medio (ARV). I parametri utilizzati permettono di rilevare cambiamenti del segnale nel tempo e documentare diversi comportamenti per i soggetti in esame. Lo studio si pone come punto di partenza per lo sviluppo di test clinici e tecniche di analisi del segnale atti a rilevare situazioni di rischio durante attività lavorativa.

Introduzione

Storicamente i cambiamenti spettrali e temporali del segnale elettromiografico di superficie (sEMG) sono stati ben documentati per contrazioni a postura fissa, forza costante e elevati livelli di contrazione. In particolare è stato mostrato che, nel corso di contrazioni isometriche a forza costante sostenute nel tempo, l'ampiezza del segnale aumenta e lo spettro si comprime verso le basse frequenze (1)(2). La compressione spettrale è stata quantificata dalla riduzione di MNF e MDF. Contrazioni di questo tipo possono essere tipicamente mantenute solo per pochi secondi (circa 30 secondi all'80% della massima contrazione volontaria) prima che si presenti un calo della prestazione meccanica. Le tecniche di analisi del segnale EMG in queste condizioni hanno trovato

applicazione in diversi campi di indagine del sistema neuromuscolare e si possono considerare consolidate. In tali condizioni, in particolare, il rapporto segnale rumore è elevato (il rumore è trascurabile per livelli di contrazione superiori al 30-40% della massima contrazione volontaria) e i cambiamenti del segnale sono sufficientemente lenti da poter assumere l'ipotesi di "quasi stazionarietà" per lunghezze delle finestre di osservazione di 0.5-1 s. I cambiamenti nel tempo del segnale sono stati associati al concetto di "fatica mioelettrica" e correlati con simultanei cambiamenti della velocità di conduzione delle fibre muscolari, del pH e di altri parametri fisiologici.

Lo studio del segnale mioelettrico ha quindi offerto un'indicazione non invasiva della fisiologia muscolare. Tale indicazione è utile in molti settori tra cui l'ergonomia (maggiore fatica muscolare può essere associata a un superiore rischio di danno muscolare), lo studio del movimento, la medicina dello sport, la medicina del lavoro, il controllo di protesi e la modellizzazione della relazione tra forza esercitata e segnale EMG. Per la maggior parte di queste applicazioni, tuttavia, contrazioni brevi a forza costante non forniscono indicazioni complete in quanto lontane dall'attività normale del muscolo. È preferibile analizzare il segnale EMG acquisito durante contrazioni a forza variabile e di lunga durata. Il segnale diviene così fortemente non stazionario e il rapporto segnale rumore può essere localmente molto basso.

Metodo sperimentale

Dodici soggetti sono stati selezionati per lo studio. Ad ogni soggetto è stato chiesto di stringere una maniglia incorporante un dinamometro. Dopo la misura della massima contrazione volontaria, il soggetto ha effettuato, fino ad esaurimento, contrazioni cicliche a forza variabile con 2 minuti di riposo ogni 15 minuti. Ogni misura è stata preceduta da un'acquisizione di segnale in assenza di attività elettromiografica come riferimento di livello di rumore. Si sono studiati i muscoli superficiali del gruppo degli epitrocleari e i muscoli epicondiloidei. Il segnale è stato acquisito in modalità singolo differenziale con distanza interelettroica di 15 mm. La posizione degli elettrodi è stata determinata usando la tecnica suggerita da Delagi e Perotto (3), seguita da palpazione del muscolo e valutazione visiva della qualità del segnale. In particolare per i muscoli flessori gli elettrodi sono stati posizionati nella zona al confine tra il terzo distale e il terzo mediale della linea congiungente l'epitroclea al processo stiloideo del radio mentre per i muscoli estensori gli elettrodi sono stati posizionati nel terzo prossimale della linea congiungente l'epicondilo al processo stiloideo del radio.

Il pattern di forza, ripetuto fino ad esaurimento, è mostrato in Figura 1.

Ogni soggetto ha completato anche una scala soggettiva di fatica.

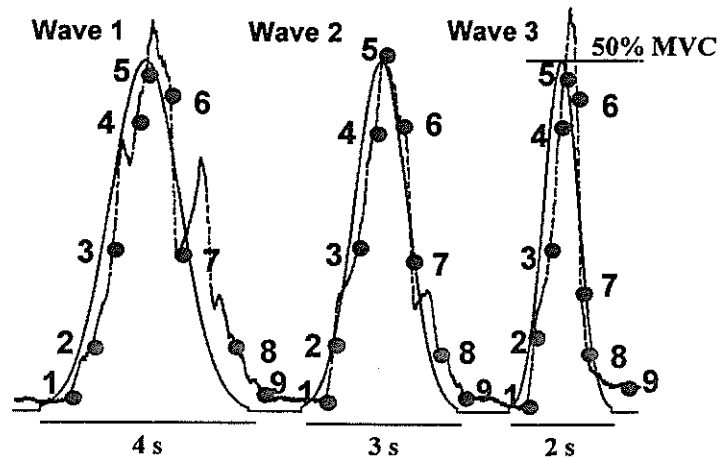


Figura 1.- Esempio di forza sviluppata da un soggetto (linea tratteggiata) che segue un target di forza (linea continua); la posizione delle finestre di osservazione (cerchi pieni) è stata determinata in modo da avere la stessa forza media sviluppata per finestre corrispondenti (indicate dallo stesso numero). Il valore massimo di forza indicato dal target è del 50% della massima contrazione volontaria (MVC).

Metodo di analisi

Variabili spettrali.- I segnali acquisiti sono stati analizzati con la trasformata di Fourier a breve termine (STFT) e metodi autoregressivi tempo varianti (TVAR). Le variabili scelte sono state MNF e MDF. L'ordine del modello autoregressivo è stato fissato a 10. È stato mostrato infatti che ordini superiori non migliorano significativamente la qualità delle stime di MNF e MDF mentre aumentano l'onere computazionale (4). Entrambi gli approcci prevedono la scelta della lunghezza e posizione della finestra di osservazione. Sono stati confrontati i risultati ottenuti con finestre di osservazione di lunghezza diversa (da 62.5 ms a 500 ms). Le finestre di osservazione sono state posizionate a) ad intervalli di tempo fissi o b) in modo da determinare lo stesso livello di forza media sviluppata (Figura 1). È stata anche implementata una semplice tecnica di rimozione del rumore nel dominio della frequenza, proposta da Baratta e altri (5).

Variabili di ampiezza.- L'ampiezza del segnale è stata stimata utilizzando l'ARV con e senza sbiancamento del segnale per diverse lunghezze della finestra di osservazione (tra 62.5 ms e 500 ms) e le due tecniche descritte di posizionamento della finestra. I vantaggi ottenuti con il processo di sbiancamento del segnale per la stima dell'ampiezza del segnale sono stati ampiamente documentati soprattutto per segnali acquisiti in condizioni isometriche durante contrazioni a forza costante (6) mentre non è presente alcuno studio in letteratura che dimostri l'efficacia della tecnica applicata a segnali acquisiti durante contrazioni a forza variabile.

Risultati

Confronto delle tecniche di analisi.- È stato messo in evidenza che il posizionamento della finestra di osservazione in corrispondenza dello stesso livello medio di forza prodotta fornisce considerevoli miglioramenti delle stime rispetto al posizionamento ad

intervalli fissi soprattutto a bassi livelli di forza prodotta. Ad elevati rapporti segnale rumore invece il posizionamento della finestra di osservazione non sembra critico. Inoltre i risultati mostrano che STFT e TVAR sono metodi essenzialmente equivalenti per la stima di MNF e MDF. Tali risultati sono in accordo con quelli ottenuti con segnali simulati per contrazioni isometriche a forza costante (4).

La semplice tecnica di riduzione del rumore nel dominio della frequenza sembra fornire in media un miglioramento della stima di MNF a rapporti segnale rumore bassi (posizioni 1,2 e 8,9). In questi casi alcune stime di MNF risultano molto elevate se confrontate con quelle ottenute per rapporti segnale rumore superiori. La riduzione del rumore attenua in parte il fenomeno. È tuttavia preferibile evitare stime di frequenza a livelli inferiori al 10% MVC in quanto le stime sono in tutti i casi fortemente polarizzate (Figura 2). MDF, come previsto teoricamente, presenta una sensibilità al rumore minore rispetto a MNF per cui la tecnica di riduzione del rumore non fornisce sostanziali vantaggi. Un altro aspetto importante è l'effetto della lunghezza della finestra di osservazione sulle variabili di frequenza. Il segnale analizzato è fortemente non stazionario per cui non è possibile introdurre l'ipotesi di quasi stazionarietà. Si può pensare quindi di riscontrare un forte effetto della lunghezza della finestra di osservazione sulla polarizzazione della stima dei parametri del segnale EMG. La Figura 3 mostra il confronto tra i valori di MNF ottenuti con due finestre di osservazione di diversa lunghezza (62.5 ms e 500 ms); la Figura evidenzia l'assenza di polarizzazione della stima e l'aumento della varianza di stima con la diminuzione della lunghezza della finestra di osservazione.

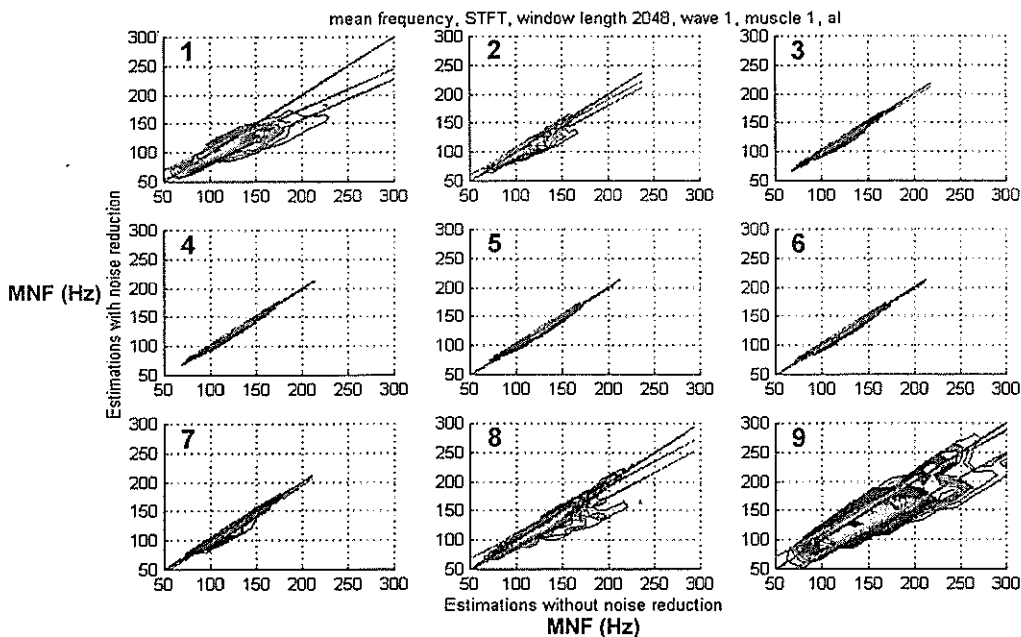


Figura 2 - Istogrammi delle frequenze relative di occorrenza dei valori di MNF con (ordinate) e senza (ascisse) attenuazione del rumore nei 9 casi di posizionamento della finestra di osservazione. Sono riportati i dati per tutti i soggetti esaminati. I livelli di grigio indicano le frequenze relative delle stime indicate in ascissa e ordinata. I numeri che indicano le posizioni corrispondono a quelli riportati in Figura 1. I risultati sono relativi al burst di attività di 4 s.

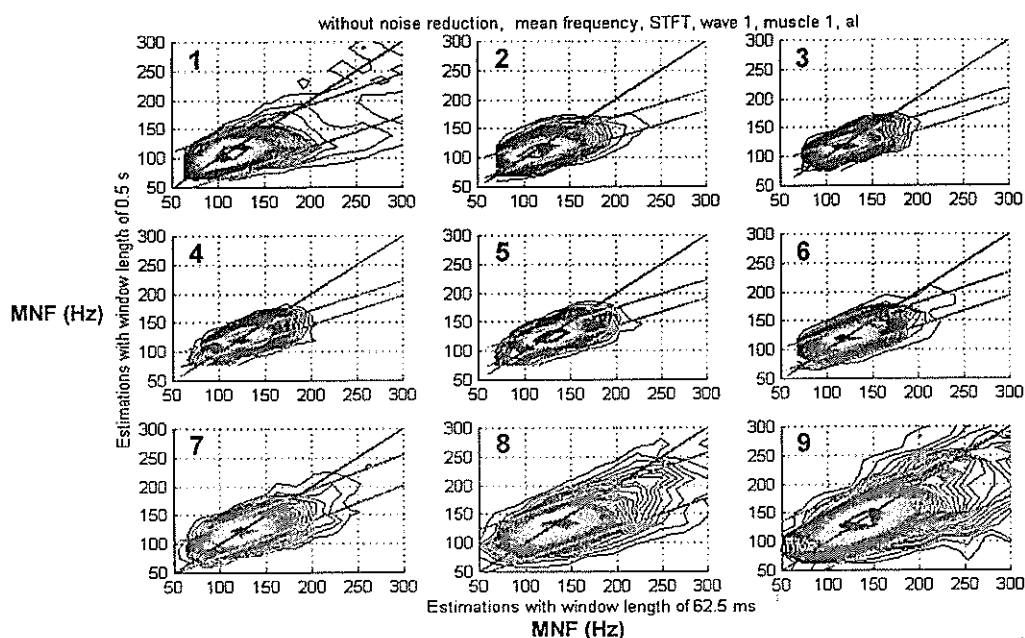


Figura 3- *Istogrammi delle frequenze relative di occorrenza dei valori di MNF per finestre di 500 ms (ordinate) e 62.5 ms (ascisse) nei 9 casi di posizionamento della finestra di osservazione. Si osservi che gli istogrammi presentano un picco sulla bisettrice del primo quadrante; ciò indica che la polarizzazione introdotta da finestre lunghe è trascurabile. Sono riportati i dati per tutti i soggetti esaminati. I livelli di grigio indicano le frequenze relative delle stime indicate in ascissa e ordinata. I numeri che indicano le posizioni corrispondono a quelli riportati in Figura 1. I risultati sono relativi al burst di attività di 4 s.*

Il risultato indica che la non stazionarietà nei burst di attività non influenza significativamente le stime delle variabili MNF e MDF, per cui tecniche di stima spettrale computazionalmente più onerose (7) potrebbero non determinare variazioni significative dei risultati.

Diagrammi analoghi a quelli mostrati nelle Figure 2 e 3 mostrano infine che la stima dell'ampiezza del segnale preceduta da sbiancamento non è affetta da polarizzazione rispetto alla stima senza sbiancamento, presenta minore varianza ed è quindi preferibile. Il risultato conferma l'utilità della tecnica anche per contrazioni a forza variabile.

Fatica muscolare in contrazioni prolungate.- La Figura 4 mostra il confronto degli andamenti nel tempo di MNF del segnale prelevato dal muscolo flexor digitorum superficialis per tre dei soggetti in esame. Le stime sono tutte effettuate con finestre di osservazione della lunghezza di 500 ms. Il soggetto A mostra un calo di frequenza modesto nel corso dei 15 minuti di contrazione seguito da un totale recupero dopo tutte le pause. Il segnale acquisito dal soggetto B presenta una compressione spettrale considerevole nella prima mezz'ora di contrazioni; il soggetto non sembra recuperare dopo la prima pausa. Dopo la seconda pausa il valore di MNF aumenta. Dopo la terza pausa il valore di frequenza aumenta ancora. Il soggetto C mostra un recupero parziale dopo le due pause effettuate.

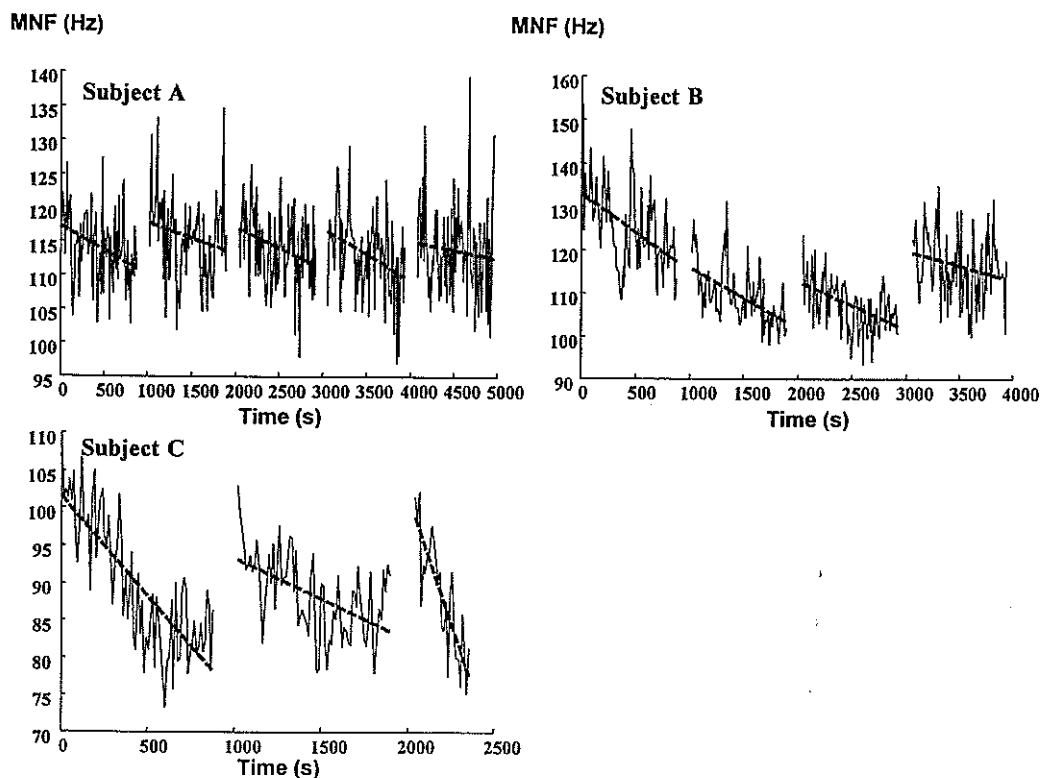


Figura 4 - Andamenti nel tempo di MNF per tre dei soggetti esaminati. Sono mostrate anche le rette di regressione calcolate per gli intervalli di tempo di 15 minuti separati da 2 minuti di riposo. Muscolo flexor digitorum superficialis.

Si noti che il soggetto A riesce a mantenere la contrazione per il periodo di tempo più lungo tra i tre soggetti presentati; il soggetto A è anche quello che presenta la minore variazione di MNF e che recupera quasi totalmente dopo ogni pausa.

Conclusioni

Il presente studio, di carattere preliminare, ha avuto lo scopo a) di confrontare diverse tecniche di analisi di segnali applicate al segnale EMG con caratteristiche di forte non stazionarietà e b) di studiare le manifestazioni mioelettriche di fatica muscolare durante contrazioni prolungate a bassi livelli di forza media sviluppata.

Si è mostrato che l'allineamento delle finestre di osservazione sulla base della forza esercitata dal soggetto permette di ottenere stime accurate di frequenza e ampiezza anche a bassi livelli di contrazione (comunque superiori a circa il 10% MVC). Le due tecniche di stima del contenuto spettrale del segnale (STFT e TVAR) si sono dimostrate sostanzialmente equivalenti, mentre la stima di ampiezza effettuata con sbiancamento del segnale ha portato a una notevole riduzione della varianza di tale stima.

L'utilizzo di finestre di osservazione lunghe determina una riduzione della varianza di stima senza influenzare significativamente la polarizzazione.

Si sono poi presentati i risultati ottenuti per alcuni dei soggetti studiati. Si è evidenziata fatica muscolare per ognuno di essi ma con caratteristiche chiaramente diverse, in parte correlate alla capacità di mantenere la contrazione per tempi lunghi.

Questi risultati suggeriscono la possibilità di utilizzare test analoghi a quelli descritti per documentare caratteristiche muscolari diverse in soggetti diversi.

Bibliografia

1. MERLETTI R., KNAFLITZ M., DE LUCA C.J. Myoelectric manifestations of fatigue in voluntary and electrically elicited contractions. *Journ. Appl. Physiol.* 1992, 69: 1810-1820.
2. MERLETTI R., LO CONTE L., ORIZIO C. Indices of muscle fatigue. *Journ. Electromyogr. and Kinesiol.* 1991, 1: 20-33.
3. DELAGI E. F., PEROTTO A. *Anatomic guide for the electromyographer – The limbs*. Springfield. 1980.
4. FARINA D., MERLETTI R. Comparison of algorithms for estimation of EMG variables during voluntary isometric contractions. *Journ. Electromyogr. and Kinesiol.* in stampa
5. BARATTA R.V., SOLOMONOW M., ZHOU B.H., ZHU M. Methods to reduce the variability of EMG power spectrum estimates. *Journ. Electromyogr. and Kinesiol.* 1998, 8(5): 279-285
6. CLANCY E.A., HOGAN N. Single site electromyograph amplitude estimation. *IEEE Trans. on Biomed. Eng.* 1994, 41: 159-167
7. ROY S. H., BONATO P., KNAFLITZ M. EMG assessment of back muscle function during cyclical lifting. *Journ. Electromyogr. and Kinesiol.* 1998, 8: 233-245

INDICE DEGLI AUTORI

	Pagina
Aglietti P.	65
Albertini G.	58
Bacciglieri P.	72
Balestra G.	37
Balzini L.	78
Basaglia N.	72
Bazzini G.	122
Benasciutti R.	72
Benedetti M.G.	13, 42, 65
Benvenuti F.	78
Bernocchi A.	110
Bertani A.	42, 106
Blanc Y.	3
Camarda L.K.C.	116
Camarda R.	116
Cantagallo A.	72
Capodaglio P.	122
Cappello A.	13, 42, 106
Cappozzo A.	13, 23
Catani F.	13, 42, 65
Chiari L.	106
Clancy E.A.	127
Colombo C.	122
Colombo R.	110
Corna S.	99
Costici F.	58
Crivellini M.	58
D'Amelio M.	116
D'Amico G.	93

D'Amico M.	93
De Felice L.	65
Della Croce U.	13
Dennerlein J.T.	127
Fadda A.	29
Farina D.	127
Ferrari A.	122
Fioretti S.	84
Frigo C.	49
Galli M.	58
Gangitano M.	116
Gattelli G.	122
Giacomozzi C.	29
Giannini S.	42, 65
Giordano A.	99
Grasso M.	99
Grimaldi S.	116
Knaflitz M.	37
Leardini A.	13
Leo T.	84
Macellari V.	29
Maietti A.	72
Maurizi M.	84
Merletti R.	127
Minuco G.	110
Monastero R.	116
Nardone A.	99
Onorato S.	110
Papa E.	23
Pasetti C.	110
Pepe F.	72

Pinelli P.	110
Piperno R.	106
Rocchi L.	106
Roncoletta P.	93
Schieppati M.	99
Serio M.	72
Simoncini L.	65
Stanhope S.	7
Tarantola J.	99
Tenore N.	58
Vannucchi L.	78
Yaacoub E.	122