

LAVORO ORIGINALE

Pattern di attivazione muscolare e biomeccanica del passo in pazienti con spondilite anchilosante*

Muscle activation patterns and gait biomechanics in patients with ankylosing spondylitis

L.G. De Filippis¹, A. Balestrieri², P. Furfari², A. Caliri¹, A. Africa², G. Bagnato¹

¹U.O. di Reumatologia, Policlinico Universitario G. Martino, Messina;

²Laboratorio di Analisi del Movimento, U.O. di Fisiatria, OO.RR. Reggio Calabria

SUMMARY

Patients with ankylosing spondylitis (AS) may experience a progressive spinal kyphosis, which induces a forward and downward displacement of the centre of mass (COM) of the trunk with consequent use of mechanisms to compensate for the displacement of the trunk. The analysis of patterns of movement gives an important opportunity for follow-up of patients and is an useful tool to plan a therapeutic and rehabilitative program.

Objective: The aim of our study was to contribute to the description of abnormalities of gait biomechanics in patients with AS and to individualize, if existing, a typical pattern of these patients. Methods: Five patients with AS (3 men, 2 women) were evaluated by gait analysis. Each patient was assessed with dynamic electromyography, with survey of phases of gait cycle and 3D video-analysis of gait related to data of platform (Digivec ®) which allows to display real time the force vector of reaction foot-ground overlapping the screen image of patient.

Results: The dynamometric platform located the following problems: increasing of the medium-lateral component of the reaction force on the ground in the mild and terminal stance. The anterior-posterior reaction force is diminished in both the initial and the terminal component. The timing of activation of the tibialis anterior results prolonged while the timing of activation of the gastrocnemius medialis results delayed.

Conclusion: The patients with AS prefer therefore an eccentric contraction of the tibial anterior in comparison to a concentric contraction of the gastrocnemius medialis, "opting" for a gait strategy that confers greater stability but limited power.

Reumatismo, 2006; 58(2):132-137

INTRODUZIONE

L'importanza dei fattori biomeccanici nelle patologie muscoloscheletriche, e segnatamente nella spondilite anchilosante (SA), è evidente: la cifosi che la malattia viene a determinare comporta uno spostamento del centro di massa (centre of mass - COM) in basso e in avanti rispetto alla base (1), il che comporta una serie di "aggiustamenti" per non perdere l'equilibrio (Fig. 1). Se ne deduce che le alterazioni, tra cui andature anomale,

alterazioni delle forze di impatto al terreno, alterazioni dell'attivazione muscolare e deficit propriocettivi concorrono all'estrinsecazione clinica della malattia, e sono elementi da prendere in considerazione nella *pris en charge* del paziente affetto da SA. Le manifestazioni della SA comprendono il coinvolgimento assiale, l'artrite periferica, le entesopatie ed il coinvolgimento extrarticolare (2), fenomeni tutti in grado di influenzare i pattern dell'andatura. Più in dettaglio, la sacroileite, l'anchilosi, le posture antalgiche e di compenso, le eventuali complicanze neurologiche e fratturative possono essere responsabili di disabilità (3, 4) e di alterazioni della dinamica del passo e del *timing* di attivazione muscolare.

In un'ottica sempre più attenta alla qualità di vita e alla prevenzione delle disabilità, l'analisi dei pattern del movimento fornisce uno strumento fondamen-

*Lavoro premiato al XLII Congresso SIR, Verona 2005

Indirizzo per la corrispondenza:

Dott. Luigi De Filippis

U.O. Reumatologia, Dip. Medicina Interna

Policlinico Universitario G.Martino, Messina

E-mail: lgdef@yahoo.it

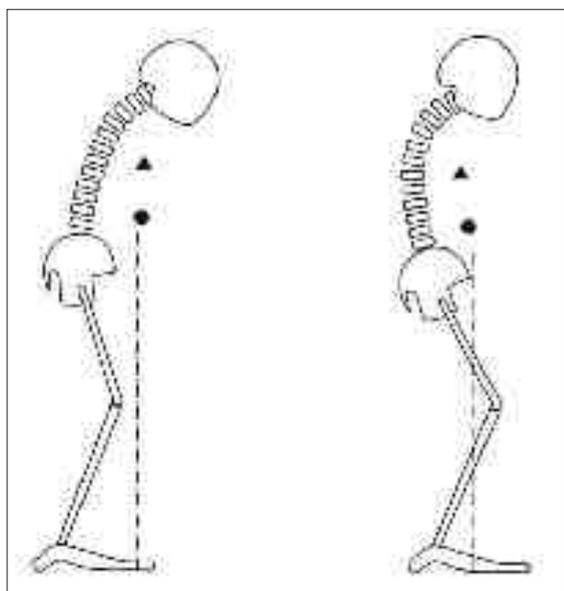


Figura 1 - La cifosi spinale causa uno spostamento in avanti e in basso del COM del tronco (▲) che induce uno spostamento in avanti e in basso anche del COM del corpo (●) rispetto alla base (immagine a sx). Ciò comporta una serie di correzioni da parte del paziente atte a ripristinare l'equilibrio (immagine a dx).

tale nel follow-up del paziente con SA e per approntare un programma riabilitativo. La gait analysis, infatti, è uno strumento obiettivo, non invasivo, facilmente ripetibile, operatore indipendente. Ciò

Tabella I - Valori indici metrologici e funzionali

Nome	BASDAI	BASMI	BASFI
F.V.	68	5	46
L.G.	64	6	41
M.F.	74	7	64
L.D.	56	5	54
S.F.	38	3	36
MEDIA + DS	60 ± 13.92	5,2 ± 1.48	48,2 ± 11.05

Tabella II - Dati antropometrici

Nome	Età	Sesso	Peso	Lunghezza-piede	Larghezza-piede
F.V.	53	F	kg 63,35	mm 240	mm 90
L.G.	55	M	kg 104,7	mm 260	mm 100
M.F.	70	M	kg 78,24	mm 230	mm 90
L.D.	42	M	kg 87,6	mm 280	mm 100
S.F.	39	F	kg 47,44	mm 230	mm 80
MEDIA	51,8		Kg 76,266	mm 248	mm 92
DS	12,28		Kg 22,015	mm 21,679	mm 8,367

nonostante, gli studi in proposito sono esigui. L'obiettivo del nostro studio è quello di contribuire alla descrizione delle anomalie della biomeccanica del passo nei pazienti con SA e di individuare, se esistente, un pattern tipico di questi pazienti, al fine di fornire un parametro utile successivamente per l'intervento terapeutico e riabilitativo.

PAZIENTI E METODI

Il nostro è stato uno studio prospettico, in aperto, atto a valutare i parametri di gait analysis dei pazienti con SA afferenti al laboratorio di analisi del movimento nell'arco di sei mesi, di cui forniamo i dati preliminari. Ciascun paziente è stato valutato da un reumatologo, da un fisiatra, da un fisioterapista con esperienza in tale ambito. Di ogni paziente è stata raccolta la storia clinica, e si è provveduto a valutarne la forza muscolare ed il range di movimento articolare.

Pazienti

Allo studio hanno partecipato cinque pazienti affetti da SA (3 uomini, 2 donne, età media 51,8 anni durata media di malattia 14±2), diagnosticata in accordo ai criteri Europei (5), consecutivamente reclutati presso gli ambulatori e la sezione di degenza dell'U.O. Reumatologica dell'Università di Messina. I valori degli indici metrologici e funzionali dei pazienti e le caratteristiche antropometriche sono riportati rispettivamente in tabella I e II. La forza muscolare, valutata secondo la scala di Daniels per la massima escursione articolare permessa dall'articolazione (6) è illustrata in tabella III.

Gait analysis

È stata effettuata una registrazione elettromiografica dinamica dei seguenti muscoli: gemello mediale, quadricipite, tibiale anteriore e bicipite femorale. Tali muscoli sono raggiungibili mediante elet-

Tabella III - Scala di Daniels per la forza muscolare

	DX media (DS)	SX media (DS)
Abduzione anca a ginocchio esteso	4,6 (0,55)	4,6 (0,55)
Abduzione anca a ginocchio flessio	4,6 (0,55)	4,40 (0,55)
Estensione anca a ginocchio esteso	3,40 (1,34)	4,00 (1,00)
Estensione anca a ginocchio flessio	2,60 (1,52)	3,20 (1,10)
Flessione plantare a ginocchio esteso	4,80 (0,45)	4,6 (0,55)
Flessione plantare a ginocchio flessio	4,60 (0,89)	4,60 (0,89)
Flessione dorsale a ginocchio esteso	4,60 (0,55)	4,60 (0,55)
Flessione dorsale a ginocchio flessio	4,6 (0,55)	4,80 (0,45)
Ischio-crurali	3,80 (0,45)	3,80 (0,45)

Tabella IV - Parametri temporali

	Piede destro	Piede sinistro	Valori normali
Stance	77,46%	77,46%	60%
Swing	22,54%	22,54%	40%
Doppio appoggio	40,41%	35,87%	20%

trodi di superficie dotati di un cavo sottile per la connessione con l'amplificatore (7). Gli elettrodi vengono posti a livello del punto intermedio tra l'apice del ventre muscolare e il tendine distale (8). Inoltre, è stata eseguita una video-analisi in 3D dell'andatura correlata ai dati di piattaforma (Digivec®) che permette di visualizzare in tempo reale i vettori di forza della reazione piede-terreno sovrappo-ndoli all'immagine del paziente sullo schermo. Ciò avviene mediante una piattaforma collocata al centro di una passerella, sospesa sopra indicatori di tensione. In ogni angolo si trova un set di tre sensori ortogonali tra loro, che misurano il carico verticale e le forze di taglio orizzontali nelle direzioni antero-posteriore e medio-laterale (Fig. 2). Con suc-

cessive elaborazioni si possono calcolare i centri di pressione ed i vettori delle forze di reazione del terreno. Il paziente viene invitata ad una deambulazione "spontanea", minimizzando i *bias* che derivano da un appoggio ricercato ripetendo più volte il passaggio sulla passerella e invitandolo a focalizzare l'attenzione sul muro opposto (9).

RISULTATI

Caratteristiche spazio-temporali

I dati della piattaforma dinamometrica mostravano i seguenti risultati: la componente medio/laterale è costantemente aumentata in tutti i pazienti nelle sue sottofasi centrale e terminale d'appoggio ma non nell'iniziale, ovvero la risultante nella direzione medio/laterale ha costantemente e caratteristicamente un'ampiezza maggiore (Figg. 3, 4). La componente antero/posteriore è costantemente ridotta nelle sue due sottofasi (di accettazione del carico e di propulsione) rispetto ai valori fisiologici (Fig. 5). La componente verticale non presenta pattern anomali specifici per la patologia in esame (Fig. 6).

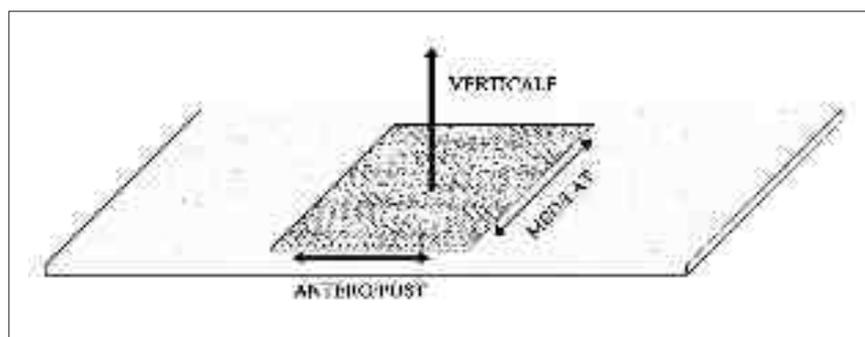


Figura 2 - Piattaforma di forza e direzione delle forze registrate: verticale, antero-posteriore, medio-laterale.

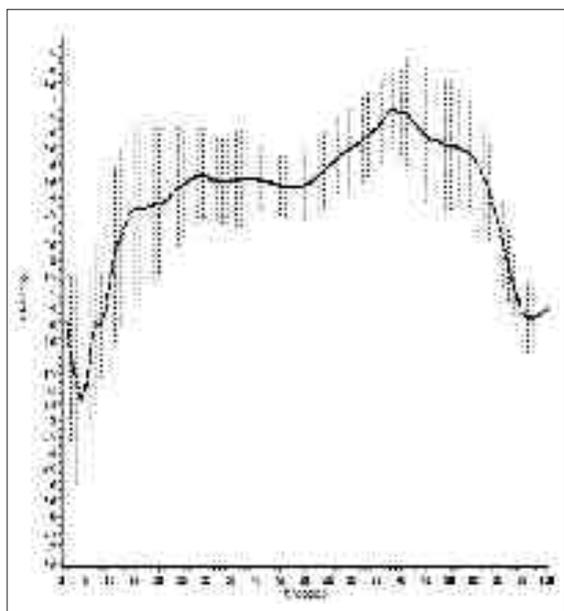


Figura 3 - Componente medio-laterale destra (media + DS).

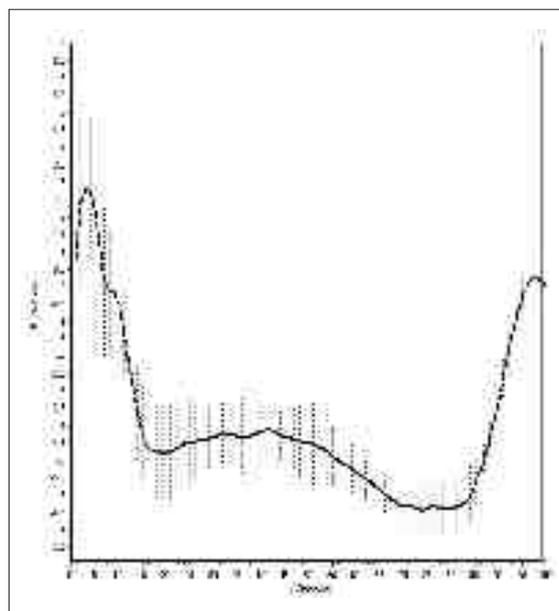


Figura 4 - Componente medio-laterale sinistra (media + DS).

La percentuale delle fasi del passo (che normalmente si dividono in fase di *stance* e in fase di *swing* con valori rispettivamente del 60% e del 40%) risultava così alterata: la fase di *stance* presentava un aumento percentuale costante, in media del 23% circa; la fase di *swing* risultava proporzionalmente ridotta (Tab. II).

Attivazione muscolare

I parametri di elettromiografia dinamica alterati riguardavano il timing di attivazione del tibiale anteriore, che risulta prolungato rispetto al normale, ed il timing di attivazione del gemello mediale, che risulta ritardato (Figg. 7, 8). Nella norma i parametri di attivazione del quadricipite e del bicipite femorale.

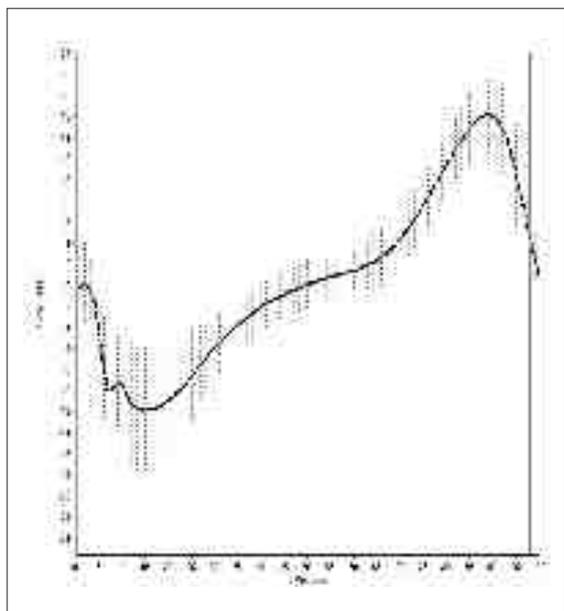


Figura 5 - Componente antero-posteriore bilaterale (media + DS).

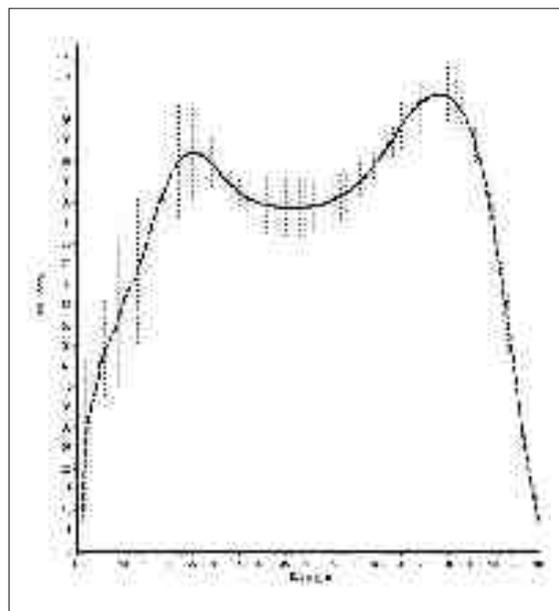


Figura 6 - Componente verticale (media + DS).

DISCUSSIONE

Le alterazioni della colonna dovute alla SA comportano uno spostamento del COM in basso e in avanti, il che comporta una serie di correzioni da parte del paziente per mantenere l'equilibrio: la flessione delle anche, la flessione delle ginocchia, la flessione plantare delle caviglie sono alcuni dei meccanismi che tendono a mantenere il COM all'interno della base d'appoggio. Tali cambiamenti, tuttavia, comportano una serie di alterazioni dell'andatura. I nostri dati suggeriscono che le alterazioni del movimento nei pazienti con SA non sono dovute unicamente all'aumentata rigidità della colonna vertebrale, che risulta in una minore capacità di assorbimento degli shock e di conseguenza in un'andatura più "cauta", come da altri Autori suggerito (10), ma anche ad una disfunzione del *timing* di attivazione muscolare riguardante il tibiale anteriore ed il gemello mediale: più in particolare, il *timing* di attivazione del tibiale anteriore risulta prolungato rispetto al normale, ed il *timing* di attivazione del gemello mediale risulta ritardato. In condizioni fisiologiche, il segnale EMG del tibiale anteriore inizia in fase oscillante, o di *swing*, per poi ridursi fino a un'intensità non significativa nella fase centrale dell'oscillazione. Nei nostri pazienti, al contrario, l'attività del tibiale anteriore tende a rimanere significativa per tutta la durata dell'oscillazione (Figg. 7, 8). Per quel che riguarda il gemello mediale, in condizioni fisiologiche la sua attivazione inizia precocemente in fase di appoggio o di *stance* e raggiunge un massimo nel

periodo terminale della stessa fase, con un caratteristico aspetto "a losanga", mentre non possiede un'attività significativa in fase di *swing*. Nel nostro campione di pazienti, l'attivazione si ha tardivamente in fase di *stance* (Tab. IV).

Il paziente affetto da SA preferisce dunque una contrazione eccentrica del tibiale anteriore rispetto ad una contrazione concentrica del gemello mediale, "optando" per una strategia del passo che conferisce maggiore stabilità pur se con limitata potenza.

Per quanto riguarda le forze di reazione del terreno, lo schema normale delle forze verticali, con un'andatura a velocità normale, prevede due picchi separati da un avvallamento. Il valore del primo picco generalmente è pari al 100-110% del peso corporeo, la forza dell'avvallamento all'80% del peso corporeo, il valore del secondo picco è pari al 100% del peso corporeo. Nei nostri pazienti, dunque, non si notavano alterazioni particolari. Per quel che concerne le forze parallele alla superficie che si generano nel cammino, anche dette "di taglio", si distinguono in medio-laterale, che presenta due picchi, pari al 5% del peso corporeo, ed un avvallamento, pari al 3%. Dei due picchi il mediale si verifica nella risposta al carico intermedia, mentre la forza di taglio laterale raggiunge un picco nell'appoggio terminale (11). Nei nostri pazienti pertanto la componente medio/laterale è costantemente aumentata in tutti i pazienti nelle sue sottofasi centrale e terminale d'appoggio. Per quel che riguarda la forza di taglio antero-posteriore, presenta un primo picco,

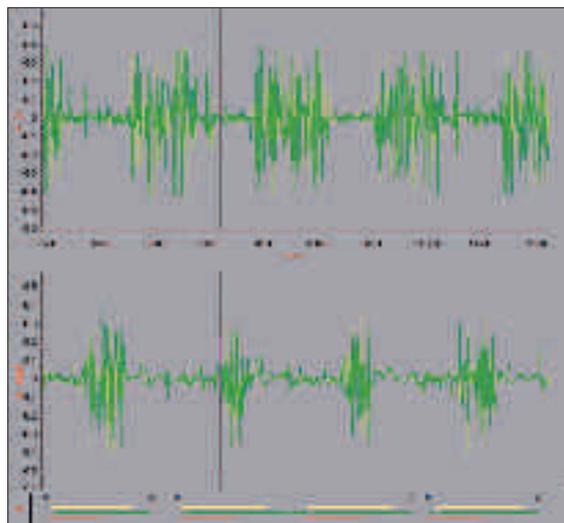


Figura 7 - Pattern elettromiografico tib.ant e gem. med. dx.

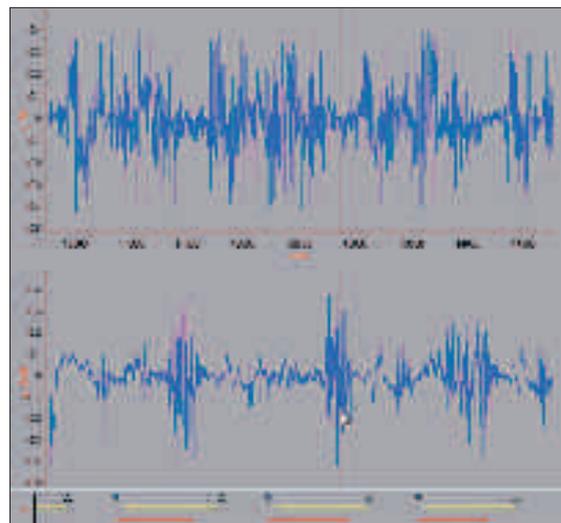


Figura 8 - Pattern elettromiografico tib.ant e gem.med. sx.

pari al 20% del peso corporeo, che riflette probabilmente l'arretramento dinamico dell'arto atto ad assicurare una stabilità precoce sotto carico, una fase di appoggio intermedio in cui la forza sagittale è minima fino al sollevamento del calcagno, e la fase di appoggio terminale, in cui si raggiunge un picco finale del 23%. La componente antero-posteriore è dunque costantemente ridotta nelle sue due sottofasi (di accettazione del carico e di propulsione) rispetto ai valori fisiologici. Anche questi parametri denotano un'andatura che "sacrifica" la potenza per ottenere una maggiore stabilità.

Il poter dimostrare durante il cammino in pazienti

affetti da SA alterazioni dei parametri cinetici e di attivazione muscolare difetti muscolari e dei meccanismi di attivazione e di compenso è utile non solo per una migliore strutturazione del programma riabilitativo, ma anche per la quantificazione oggettiva dei parametri funzionali dell'andatura. Pertanto, trattandosi di un esame semplice, operatore-indipendente, non invasivo e ripetibile, la gait analysis costituisce uno strumento aggiuntivo per il *follow-up* dei pazienti con SA.

Ringraziamenti

Si ringrazia l'Arch. Marielisa Smedile per la collaborazione nella realizzazione delle figure 1 e 2.

RIASSUNTO

L'influenza dei fattori biomeccanici è particolarmente evidente nella SA dove le alterazioni morfostrutturali, soprattutto a carico del rachide, determinano modificazioni nell'andatura e nella dinamica del passo. Il nostro studio di analisi del movimento in pazienti affetti da SA ha dimostrato che le alterazioni del movimento in tale patologia sono sia legate all'aumentata rigidità della colonna vertebrale con ridotta capacità di assorbimento degli shock sia ad una disfunzione del timing di attivazione muscolare riguardante in particolare il tibiale anteriore ed il gemello mediale. Inoltre la componente antero-posteriore è ridotta nella fase di accettazione del carico e di propulsione al fine di ottenere una maggiore stabilità.

Parole chiave - Spondilite anchilosante, analisi del movimento, postura, biomeccanica.

Key words - *Ankylosing spondylitis, gait analysis, posture, biomechanics.*

BIBLIOGRAFIA

1. Bot SD, Caspers M, Van Royen BJ, Toussaint HM, Kingma I. Biomechanical analysis of posture in patients with spinal kyphosis due to ankylosing spondylitis: a pilot study. *Rheumatology (Oxford)*. 1999; 38: 441-3.
2. Dougados M, Revel M, Khan MA. Management of spondyloarthropathy. In: Van Der Putte et al (eds) *Therapy of Systemic Rheumatic Disorders*. New York. 1998: 375-406.
3. Zink A, Braun J, Listing J, Wollenhaupt J. Disability and handicap in rheumatoid arthritis and ankylosing spondylitis—results from the German rheumatological database. German Collaborative Arthritis Centers. *J Rheumatol* 2000; 27: 613-22.
4. Dagfinrud H, Kjekken I, Mowinckel P, Hagen KB, Kvien TK. Impact of functional impairment in ankylosing spondylitis: impairment, activity limitation, and participation restrictions. *J Rheumatol* 2005; 32: 516-23.
5. Dougados M, Van der Linden S, Juhlin R, Huitfeldt B, Amor B, Calin A, et al. The European Spondylarthropathy Study Group preliminary criteria for the classification of spondylarthropathy. *Arthritis Rheum* 1991; 34: 1218-27.
6. Daniels L, Worthingham C. *Muscle Testing: Techniques of Manual Examination*. Philadelphia: W.B. Saunders, 1972.
7. De Luca CJ, Merletti R. Surface myoelectric signal cross-talk among muscles of the leg. *Electroencephalogr Clin Neurophysiol* 1988; 69: 568-75.
8. Viitasalo JH, Komi PV. Signal characteristics of EMG with special reference to reproducibility of measurements. *Acta Physiol Scand* 1975; 93: 531-9.
9. Cappozzo A. *Gait Analysis Methodology*. Human Movement Sciences 1984; 3: 27-50.
10. Zebouni L, Helliwell PS, Howe A, Wright V. Gait analysis in ankylosing spondylitis. *Ann Rheum Dis* 1992; 51: 898-9.
11. Bresler B, Frankel JP. The forces and moments in the leg during level walking. *Transactions of the ASME* 1950; 72: 27-36.