

STUDIO BIOMECCANICO DELL'ARTICOLAZIONE DEL GINOCCHIO CON RSA DINAMICA

Biomechanical study of knee joint with dynamic RSA

RIASSUNTO

Obiettivi. Valutazione in vivo della stabilità delle protesi di ginocchio durante il movimento.

Metodi. Sono stati valutati 7 pazienti durante la discesa dal gradino e l'alzata dalla sedia utilizzando un macchinario per RSA dinamica realizzato dall'Istituto Ortopedico Rizzoli di Bologna.

Risultati. I dati raccolti finora sono insufficienti per validare questa tecnica per lo studio della stabilità degli impianti protesici.

Conclusioni. Basata sui principi matematici della cinematica classica, la Roentgen Stereophotogrammetric Analysis (RSA) è la più accurata tecnica nella misura dei microspostamenti, espressi come traslazioni e rotazioni, tra corpi solidi. L'RSA dinamica si è dimostrata una tecnica promettente e una volta validata sarà possibile utilizzarla come esame di routine.

Parole chiave: RSA dinamica, cinematica del ginocchio

SUMMARY

Aim. In vivo evaluation of knee prosthesis stability during joint motion.

Methods. 7 subjects were investigated during stair descent and chair rise with a custom made machinery for dynamic RSA realized by Rizzoli Orthopaedic Institute in Bologna.

Results. The data obtained are insufficient to validate this technique for the investigation of prosthesis stability.

Conclusions. Based on mathematical principles of classic kinematics, the Roentgen Stereophotogrammetric Analysis (RSA) is the most accurate technique for micromotion measurement between solids expressed as translation and rotation. The dynamic RSA has been proved to be a promising technique and once validated it could become a routine examination.

Key words: dynamic RSA, knee kinematics

INTRODUZIONE

L'articolazione del ginocchio è caratterizzata da una cinematica complessa e le procedure chirurgiche hanno spesso ripercussioni sul movimento articolare. L'acquisizione di informazioni ripetibili ed attendibili sulla cinematica articolare consente un'accurata valutazione dei risultati dei trattamenti chirurgici mirati a recuperare la normale funzionalità dell'articolazione. Nel 1974 Selvik elaborò la Roentgen Stereophotogrammetric Analysis (RSA)¹, una tecnica basata sui principi di fotogrammetria ottica, sull'utilizzo di marker e sui principi matematici descritti da Eulero². Ryd nel 1995 utilizzò la tecnica RSA per lo studio della mobilitazione asettica precoce della protesi di ginocchio dimostrando che i maggiori sposta-

menti delle componenti tibiali avvengono durante il primo anno con successiva stabilizzazione dell'impianto protesico³. L'RSA è la più accurata tecnica nella misura dei microspostamenti tra corpi solidi nello spazio tridimensionale (0,2 mm per le traslazioni e 0,3 gradi per le rotazioni)^{4,6} e rappresenta uno dei gold standard nello studio biomeccanico del sistema scheletrico. Attualmente vengono utilizzate la RSA statica marker-based, la RSA statica model-based e la RSA dinamica, quest'ultima sviluppata da due gruppi di ricerca, Karrholm (Università di Umeå, Svezia) e Tashman (Università di Pittsburgh, USA), con la costruzione di apparecchi radiografici custom-made per lo studio in vivo delle articolazioni^{7,8}. Contestualmente sono stati sviluppati software dedicati per la Model-based

V. MARCIALIS*, M. BONTEMPI,
L. BRAGONZONI, D. BRUNI, M. GAGLIARDI,
T. MARKO, I. AKKAWI, M. MARCACCII
*Istituto Ortopedico Rizzoli, Bologna; * AOU Sassari,
Unità Operativa complessa di Ortopedia*

Indirizzo per la corrispondenza:

Valentina Marcialis
v.le San Pietro 43b, 07100 Sassari
Tel. +39 079 228133 - Fax +39 0783 374080
E-mail: va.marcialis@gmail.com

RSA che utilizza i modelli CAD delle protesi al posto dei marker applicati alle componenti protesiche⁹⁻¹¹ e si sta elaborando la bone-based RSA (o image-based RSA) che utilizza la conformazione dell'osso del paziente. L'obiettivo di questo studio è la valutazione della stabilità e della cinematica articolare dell'impianto protesico mediante l'utilizzo di RSA con acquisizioni di sequenze di immagini biplanari simultanee in modalità dinamica.

MATERIALI E METODI

Lo studio è stato condotto mediante l'utilizzo di un macchinario per RSA dinamica realizzato dall'Istituto Ortopedico Rizzoli di Bologna e costituito da due tubi radiogeni ad alta frequenza (100KHz) a emissione continua e da due rivelatori (flat panel) della dimensione di 43x43cm, la massima misura disponibile in commercio. La dimensione dei pixel è 148 micron e la velocità di acquisizione va da 8-15 fps a 30 fps. Il sistema di acquisizione CCD ha una risoluzione di 2280X2280 pixels ed è accoppiato ad uno scintillatore di ioduro di cesio (CsI) attivato al tallio (Tl), di tipo strutturato, dello spessore di 500 micron.

Lo studio con RSA si sviluppa in quattro fasi¹². La prima fase consiste nell'impianto intraoperatorio di almeno tre marker in tantalio del diametro di 0,8 mm non allineati nei segmenti da studiare mediante l'uso di cannule d'acciaio dotate di un pistone per l'espulsione (Fig. 1). I marker in tantalio sono biocompatibili, resistenti alla corrosione e vengono individuati facilmente sulle immagini radiografiche grazie al numero atomico elevato ($Z = 73$).

Nella seconda fase vengono acquisite due immagini radiografiche utilizzando due tubi radiografici che consentono l'emissione simultanea di raggi X in modo da ottenere una ricostruzione tridimensionale dei segmenti da analizzare. I due generatori di raggi X sono disposti ortogonalmente tra loro e sono essere controllati dallo stesso pulsante di scatto. Anche un piccolo movimento dell'oggetto di studio tra un'acquisizione e l'altra comprometterebbe, infatti, l'accuratezza del risultato. Durante l'esame in modalità statica l'articolazione interessata si posiziona all'interno di una gabbia di calibrazione in Plexiglas® (cage) con marker di tantalio inseriti in posizione note con grande precisione nello spessore delle sue pareti (Fig. 2). I "Fiducial mark" sono inseriti nelle pareti più vicine al flat panel e servono per determinare il sistema di coordinate di laboratorio. I "control points" sono marker inseriti nelle pareti più lontane dal flat panel e servono per determinare la posizione dei fuochi nello spazio. Gli esami in modalità dinamica che richiedono il movimento dell'arto vengono eseguiti togliendo il cage. In seguito si effettua la calibrazione mediante l'esecuzione di due radiografie contemporanee del cage senza modificare il set-up radiografico (tubi radiografici e supporto del cage).

FIGURA 1.
Impianto di marker in tantalio mediante l'uso di cannule d'acciaio.



Nella terza fase le coppie di radiografie precedentemente salvate in formato DICOM, vengono elaborate da un software dedicato di acquisizione immagini (*Model-Based RSA - Medis specials, Leiden, The Netherlands*) che identifica automaticamente i marker inseriti nel cage, nell'oggetto preso in esame e la componente protesica attraverso la scala dei grigi e l'utilizzo dei modelli CAD

FIGURA 2.
Gabbia di calibrazione (cage).

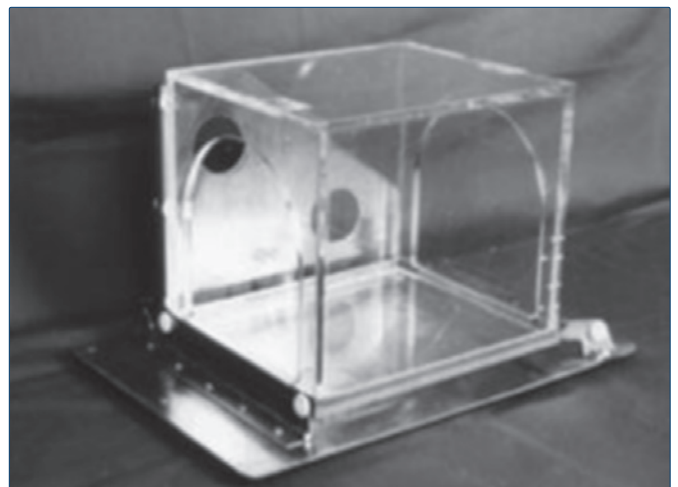
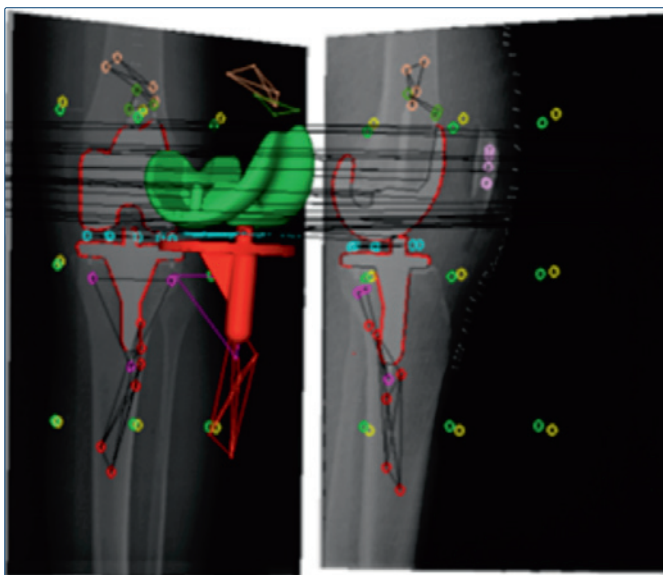


FIGURA 3.

Il software (Model-Based RSA - Medis specials, Leiden, The Netherlands) identifica i marker inseriti nel cage, nelle componenti protesiche e nell'osso sulle immagini radiografiche e ne determina le coordinate.



delle protesi (Fig. 3). Si determinano le coordinate bidimensionali dei marker e si risale alle relative coordinate tridimensionali.

Nella quarta fase il software definisce gli spostamenti di una componente rispetto a un'altra (o all'osso) presa come riferimento. Il movimento viene espresso come rotazione e traslazione rispettivamente attorno e lungo ognuno dei tre assi cardinali del sistema di riferimento. La direzione degli assi di riferimento è definita dalla gabbia di calibrazione (la rotazione attorno all'asse X rappresenta la flessione-estensione, quella attorno all'asse Y l'intra-extra rotazione, quella attorno all'asse Z il varo-valgo). Il software elabora i dati confrontando le coordinate dei marker dei diversi controlli radiografici. Si ottengono così le "migration", ossia una stima del micromovimento (traslazione e rotazione) della protesi e quindi dell'eventuale mobilizzazione. La migrazione è quantificata tramite il Maximum Total Point Motion (MTPM), parametro che esprime lo spostamento massimo tra quelli registrati da tutti i marker appartenenti allo stesso segmento e quindi utilizzato come indicatore del grado di deformazione delle costellazioni formate dai marker impiantati. Se tra un controllo e il successivo l'MPTM supera i 0,2 mm, il valore è compatibile con una mobilizzazione precoce della protesi. La Model-Based RSA riconosce le componenti protesiche mediante algoritmi in grado di delineare i contorni del-

le componenti protesiche sulle due proiezioni radiografiche e di confrontarli con il modello CAD fornito dalla casa produttrice della protesi utilizzato al posto della costellazione di marker.

Per lo studio con RSA dinamica sono stati sviluppati due protocolli: la discesa dal gradino e l'alzata dalla sedia. Allo stato attuale sono stati valutati 7 pazienti utilizzando la macchina biplanare realizzata nei laboratori dell'Istituto Ortopedico Rizzoli (Fig. 4). Il campo visivo è determinato da due pannelli rivelatori posti ortogonalmente tra loro delle dimensioni di 43x43 cm (Fig. 5). Per entrambi i protocolli il paziente è stato fatto salire su un supporto rialzato con lo scopo di posizionare il ginocchio all'altezza ideale in modo da rientrare nel campo di vista dei rivelatori. Il supporto rialzato consiste in una base d'appoggio sulla quale sono state fissate due piattaforme regolabili per permettere di effettuare il test dello scalino e una sbarra d'appoggio laterale per una maggiore sicurezza del paziente durante l'esame. Ogni esame è stato eseguito a 8 fps con una sincronia di $\pm 0,1$ ms. A ogni controllo successivo all'intervento (post-operatorio, 3-6-12 mesi e poi ogni anno) è stata compilata la scheda di valutazione KSS (sulla base dell'esame clinico e anamnestico) e acquisite le immagini radiografiche. L'accuratezza dell'esame è direttamente proporzionale alla velocità di acquisizione, che attualmente si attesta intorno ad un massimo di 15 fps. Tale accuratezza richiede un carico di radiazioni per il paziente che può essere calcolato nei termini di 2-7 mSv, comunque inferiore a quello previsto per altre tecniche diagnostiche di uso comune. Il sistema RSA dinamica sfrutta lo stesso principio di funzionamento del sistema statico ma ottiene fotogrammi in sequenza in due proiezioni ortogonali acquisite in sincronia durante l'esecuzione del movimento da parte del paziente. Ciascuna coppia di proiezioni ortogonali corrisponde ad uno specifico istante del movimento effettuato dal paziente e verrà utilizzata per ottenere una ricostruzione tridimensionale istantanea, la "RSA scene" (Fig. 6). Le diverse RSA scene vengono poi montate per ottenere una ricostruzione tridimensionale in movimento dell'articolazione in esame.

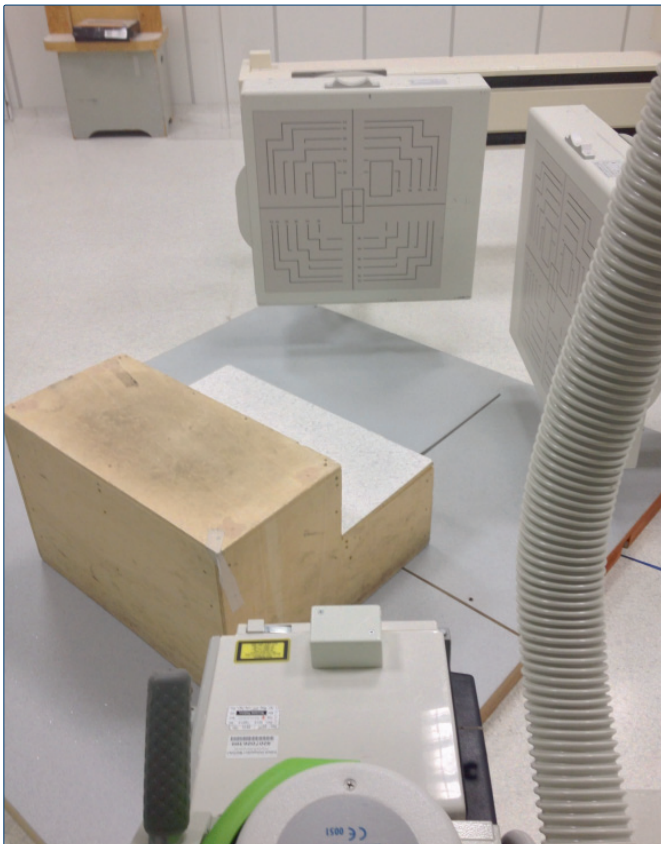
RISULTATI

Il numero limitato di pazienti sottoposti finora all'esame con RSA dinamica non ha permesso di ottenere una quantità di dati sufficiente per validare questa tecnica volta a ottenere informazioni ripetibili ed attendibili sulla cinematica delle articolazioni, in particolare degli impianti protesici per lo studio della stabilità degli impianti. I pazienti spesso presentano problematiche legate all'età che rendono difficoltosa l'esecuzione dei movimenti. Inoltre data la natura della macchina appositamente progettata e costruita e quindi unica nel suo genere è necessario ottimizz-

FIGURA 4.
Macchina biplanare utilizzata per la Roentgen Stereophotogrammetric Analysis (RSA).



FIGURA 5.
Set radiografico per l'acquisizione di immagini in modalità dinamica (discesa dal gradino).



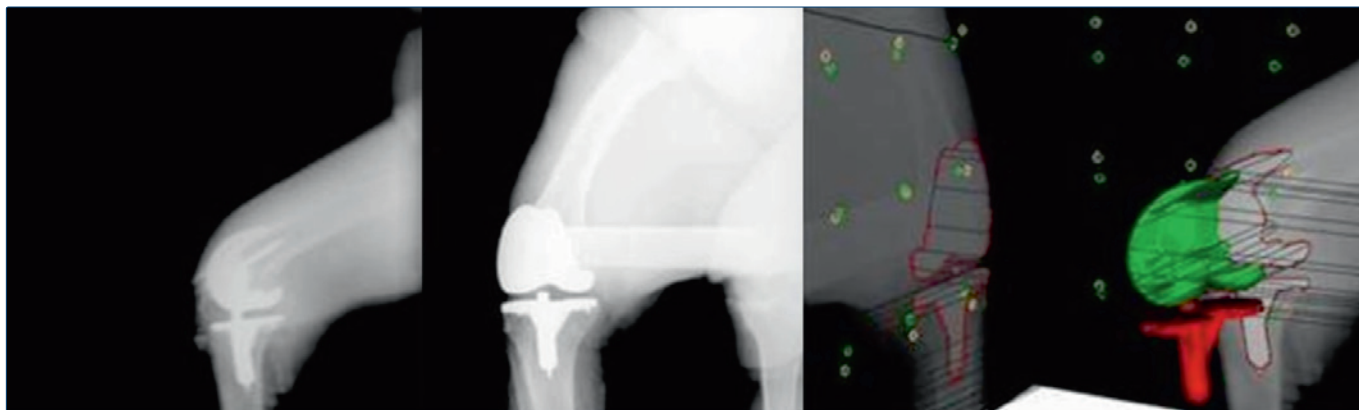
zare i parametri dei raggi x e il corretto posizionamento dei pazienti all'interno del campo di vista dei rivelatori (43x43 cm). Inoltre, l'eterogeneità dei pazienti selezionati per lo studio non consente di avere un set radiografico standard ma, per ogni esame deve essere riallestito in base alle caratteristiche fisiche di ciascun paziente.

DISCUSSIONE

Lo studio cinematico del ginocchio è fondamentale per ottenere informazioni utili alla progettazione di impianti protesici che riproducano nel modo più accurato possibile l'anatomia consentendo il recupero funzionale dell'articolazione, rallentando l'usura delle componenti e riducendo il rischio di mobilitazione precoce. Il ginocchio è un'articolazione complessa determinante per la stabilità dell'arto che si trova a far fronte a situazioni statiche e dinamiche diverse, infatti necessita di essere stabile ed allo stesso tempo mobile. In condizioni fisiologiche il movimento di flessione/estensione del ginocchio si accompagna ai movimenti di intra/extra rotazione e di abduzione/adduzione. Estensione e flessione si alternano durante il passo con un escursione pari a 0° - 70° di flessione, anche se questi valori possono differire in studi diversi a causa della variabilità individuale e delle variazioni della velocità del cammino¹³⁻¹⁵. L'entità della flessione durante il carico infatti non è costante ma aumenta all'aumentare della velocità del cammino. Al contatto iniziale del piede al suolo il ginocchio si trova in posizione estesa (-2° - 5° di flessione). Dopo il contatto del piede al suolo il peso del corpo viene trasferito sull'arto e si genera un movimento flessorio del ginocchio (15°) che consente l'assorbimento dell'impatto e che raggiunge i 18° al 15% del ciclo del passo, momento in cui il ginocchio sostiene il massimo carico¹⁶⁻¹⁸. Durante l'avanzamento il vettore peso del corpo si sposta anteriormente rispetto al ginocchio e inizia un momento estensorio che aumenta progressivamente fino all'allineamento del vettore con il ginocchio al 50% del ciclo del passo. L'intrarotazione della tibia durante la fase di rotolamento del calcagno, conseguente alla pronazione dell'articolazione sottoastragalica, rappresenta un evento potenzialmente destabilizzante perché si verifica mentre il ginocchio si flette per assorbire l'impatto. Inoltre, al momento del contatto iniziale del piede al suolo il ginocchio si presenta in abduzione massima. Durante la fase di risposta al carico il vettore del corpo passa medialmente all'emirima mediale generando un momento adduttore che persiste durante l'appoggio con aumento delle forze sul compartimento mediale. In presenza di una protesi questi momenti esercitano delle forze sulle componenti protesiche che potrebbero causare dei micromovimenti tra protesi e osso e portare in tempi relativamente brevi all'instabilità dell'impianto. Con la tecnica RSA siamo in grado di misurare due tipi di movimento delle componenti protesiche, l'inducibile displacement e la migrazione^{19 20}.

FIGURA 6.

"RSA scene". Ricostruzione 3D delle proiezioni biplanari acquisite durante la discesa da gradino e l'alzata dalla sedia.



L'inducibile displacement riguarda microspostamenti di tipo elastico e reversibili che non compromettono la stabilità dell'impianto. La migrazione è invece un movimento irreversibile e plastico della protesi rispetto all'osso che si sposta in una posizione diversa da quella iniziale ed evolve verso l'aseptic loosening. Gli studi condotti con RSA hanno permesso di dimostrare che i maggiori spostamenti avvengono durante il primo anno dall'impianto²¹⁻²⁵. Hilding nel 1996 dimostrò mediante tecnica RSA che i pazienti che presentavano la mobilizzazione dell'impianto protesico a distanza di due anni dall'intervento avevano avuto tutti una rapida migrazione iniziale ma che non tutte le migrazioni iniziali andavano incontro alla mobilizzazione. I pazienti con protesi mobile inoltre presentavano momenti flessori di picco e momenti sagittali medi più ampi sia prima che dopo l'intervento rispetto ai valori dei pazienti con protesi stabile²⁶. I problemi meccanici legati alla chirurgia protesica sono l'usura delle superfici delle componenti, il cedimento meccanico dell'impianto e l'allentamento dell'interfaccia protesi-osso. La causa più accreditata sembra essere il carico articolare sull'impianto. Durante la fase di appoggio l'andatura del carico presenta tre picchi sul piano sagittale e due sul piano frontale. Questi carichi ripetuti ciclicamente causano stress sulle superfici delle componenti e sull'interfaccia osso-cemento-protesi che possono compromettere la stabilità dell'impianto. L'alzata dalla sedia e la salita e discesa delle scale generano delle forze di torsione sul ginocchio maggiori rispetto alla deambulazione in piano²⁷⁻²⁸. Il carico sul compartimento mediale sembra essere un fattore determinante nella mobilizzazione della componente tibiale per cui si ritiene sia di fondamentale importanza mante-

nere l'allineamento dell'arto dopo la protesizzazione del ginocchio, sia totale che monocompartmentale.

CONCLUSIONI

I protocolli scelti per lo studio cinematico delle protesi di ginocchio (discesa dal gradino, alzata dalla sedia) permettono di ottenere dati utili per la valutazione della stabilità dell'impianto protesico, analizzando le immagini ottenute durante l'esecuzione di movimenti che riproducono quelli della vita quotidiana. L'obiettivo dello studio potrà essere raggiunto una volta ottimizzate le procedure per l'esecuzione dell'esame e una volta presente un software dedicato per l'indagine biplanare, attualmente in fase di elaborazione, che renda possibile l'analisi delle sequenze di immagini ottenute in modalità dinamica. Grazie all'accuratezza della tecnica RSA, una volta in possesso del software sarà possibile ottenere una stima del successo del trattamento chirurgico già nel periodo immediatamente successivo all'impianto della protesi. La possibilità di confrontare i risultati clinici di protesi diverse guiderà verso l'ottimizzazione dei metodi di fissazione e lo sviluppo di modelli che garantiscano maggiore stabilità dell'impianto con un minore consumo delle componenti e quindi una maggiore durata nel tempo della protesi. Inoltre, con i software dedicati per la tecnica bone-based RSA non sarà più necessario l'impianto dei marker in tantalio e una volta validata la tecnica sarà possibile estendere la procedura a un numero più ampio di persone e utilizzare l'RSA come esame di routine nella valutazione precoce della stabilità della protesi e della cinematica articolare.

BIBLIOGRAFIA

- ¹ Selvik G. *A roentgen-stereophotogrammetric method for the study of the kinematics of the skeletal system*. Thesis. Sweden: University of Lund, Lund 1974.
- ² Euler L. *Novi commentarii academiae scientiarum Petropolitanae* (1775);20:189-207; 1776. Reprint in: *Leonhardi Euleri Opera Omnia, Formulae generales pro translatione quacunque corporum rigidorum. Series Secunda*. (Ed. Blanc C). Orell Fussli Turici, Basel 1968;9:84-98.
- ³ Ryd L, Egund N. *Subsidence of tibial components in knee arthroplasty. A comparison between conventional radiography and roentgen stereophotogrammetry*. Invest Radiol 1995;30:396-400.
- ⁴ Garling EH, Kaptein BS, Geleijns K, et al. *Marker configuration model based roentgen fluoroscopic analysis. Accuracy assessment by phantom tests and computer simulations*. J Biomechanics 2005;38:893-901.
- ⁵ Ioppolo J, Börlin N, Bragdon C, et al. *Validation of a low-dose hybrid RSA and fluoroscopy technique: Determination of accuracy, bias and precision*. J Biomech 2007;40:686-92.
- ⁶ Hallström E, Kärrholm J. *Shoulder rhythm in patients with impingement and in controls Dynamic RSA during active and passive abduction*, Acta Orthopaedica 2009;80:456-64.
- ⁷ Kärrholm J, Gill RH, Valstar ER. *The history and future of radiostereometric analysis*. Clin Orthop Relat Res 2006;448:10-21.
- ⁸ Bey MJ, Zavel R, Brock SK, et al. *Validation of a new model-based tracking technique for measuring three-dimensional, in vivo glenohumeral joint kinematics*. J Biomech Eng 2006;128:604-9.
- ⁹ Kaptein BL, Valstar ER, Spoor CW, et al. *Model-based RSA of a femoral hip stem using surface and geometrical shape models*. Clin Orthop Relat Res 2006;448:92-7.
- ¹⁰ Kaptein BL, Valstar ER., Stoel BC, et al. *Clinical validation of model-based RSA for a total knee prosthesis*. Clin Orthop Relat Res 2007;464:205-9.
- ¹¹ Valstar ER, de Jong FW, Vrooman HA, et al. *Model-based Roentgen stereophotogrammetry of orthopaedic implants*. J Biomechanics 2001;34:715-22.
- ¹² Selvik G. *Roentgen stereophotogrammetric analysis*. Acta Radiol 1990;31 :113-26.
- ¹³ Chao EY, Laughman RK, Schneider E, et al. *Normative data of knee joint motion and ground reaction forces in adult level walking*. J Biomech 1983;16:219-33.
- ¹⁴ Gyory AN, Chao EY, Stauffer RN. *Functional evaluation of normal and pathologic knees during gait*. Arch Phys Med Rehabil 1976;57:571-7.
- ¹⁵ Kettelkamp DB, Johnson RJ, Smidt GL, et al. *An electrogoniometric study of knee motion in normal gait*. J Bone Joint Surg 1970;52A:775-90.
- ¹⁶ Cappozzo A, Pedotti A. *A general computing method for the analysis of human locomotion*. Biomech 1978;8:307-20.
- ¹⁷ Perry J. *Analisi del movimento*. Torino: Elsevier Italia Srl 2005.
- ¹⁸ Pisanu F, Manunta A, Tranquilli Leali P. *Geometria e cinematica femoro tibiale*. In: Schiavone Panni A, ed. *Le Protesi di ginocchio*. Roma: CIC Edizioni Internazionali 2011, p. 5.
- ¹⁹ Ryd L. *Micromotion in knee arthroplasty. A Roentgen Stereophotogrammetric Analysis of tibial component fixation*. Acta Orthop Scand 1986;57(Suppl. 220):1-80.
- ²⁰ Ryd L. *The role of Roentgen stereophotogrammetric Analysis (RSA) in knee surgery*. The American Journal of Knee Surgery, Winter 1992;5:44-53.
- ²¹ Ryd L, Boegård T, Egund N, et al. *Migration of the tibial component in successful unicompartmental knee arthroplasty. A clinical, radiographic and roentgen stereophotogrammetric study*. Acta Orthop Scand 1983;54:408-16.
- ²² Ryd L, Toksvig-Larsen S. *Early postoperative fixation of tibial components: An in vivo roentgenstereophotogrammetric analysis*. J Orthop Res 1993;11:142-8.
- ²³ Ryd L, Toksvig-Larsen S. *In vivo measurements of the stability of tibial components in the postoperative phase*. J Orthop Res 1993;11:142-8.
- ²⁴ Ryd L, Albrektsson BE, Carlsson L, et al. *Roentgen stereophotogrammetric analysis as a predictor of mechanical loosening of knee prosthesis*. Clin Orthop 1990;251:189-97.
- ²⁵ Toksvig-Larsen S, Ryd L, Lindstrand A. *Early inducible displacement of tibial components in total knee prostheses inserted with and without cement*. J Bone Joint Surg 1998;80:83-9.
- ²⁶ Hilding MB, Lanshammar H, Leif R. *Knee joint loading and tibial component loosening: RSA and gait analysis in 45 osteoarthritic patients before and after TKA*. J Bone Joint Surg Br 1996;78:66.
- ²⁷ Phillips TW, Nguyen LT, Munroe SD. *Loosening of cementless femoral stems: a biomechanical analysis of immediate fixation with loading vertical, femur horizontal*. J Biomechanics 1991;24:37.
- ²⁸ Hodge WA, Carlson KL, Fijan RS, et al. *Contact pressures from an instrumented hip endoprosthesis*. J Bone Joint Surg Am 1989;71:1378.