



Michelangelo Morrone (foto)

Ennio Lopresti  
Alberto Marzolla  
Marco Bravi

UOC Medicina Fisica e Riabilitativa,  
Università Campus Bio-Medico di Roma

## I sistemi inerziali nella valutazione della deambulazione dopo PTA e PTG

### *Inertial systems in gait analysis after total hip or knee arthroplasty*

#### Riassunto

L'intervento di sostituzione articolare di anca (PTA) e ginocchio (PTG) riduce il dolore da osteoartrosi (OA) e migliora l'autonomia dei pazienti, ma spesso comporta un'alterazione dello schema del passo. I sistemi di misurazione inerziale (IMU) permettono di effettuare rapide valutazioni spazio-temporali e cinematiche del cammino. Sono stati registrati ed analizzati durata/lunghezza del passo, velocità e cadenza di 50 soggetti recentemente sottoposti a sostituzione dell'anca ( $n = 15$ ) o del ginocchio ( $n = 35$ ), durante nove trial di 10 Meter Walking Test indossando G-SENSOR 2 (BTS Bioengineering, Milano, Italia). Cadenza, velocità ( $p < 0,001$ ) e lunghezza del passo ( $p < 0,05$ ) sono risultati inferiori nei portatori di protesi di ginocchio, e la durata del ciclo del passo minore per i protesizzati di anca ( $p < 0,001$ ). Una precoce valutazione della deambulazione con IMU dopo intervento di protesi articolare dell'arto inferiore dovrebbe essere inserita nei programmi riabilitativi post-operatori.

**Parole chiave:** osteoartrosi, protesi articolare, sensore inerziale, parametri del cammino

#### Summary

Total hip (THA) and total knee (TKA) arthroplasty reduce osteoarthritic pain and improve patients' independence in activities of daily living, but often they involve a residual altered gait pattern. Inertial measurement systems (IMUs) provide quick and easy spatio-temporal and kinematic gait measurements. Stride duration/length, speed and cadence have been recorded and analyzed of 50 subjects recently undergone THA ( $n = 15$ ) or TKA ( $n = 35$ ). They carried out nine 10 Meter Walking Tests while wearing G-SENSOR 2 (BTS Bioengineering, Milan, Italy). Cadence ( $p < 0.001$ ), speed ( $p < 0.001$ ) and stride length ( $p < 0.05$ ) resulted lower in TKA, while stride duration ( $p < 0.001$ ) showed to be lower in THA. An early gait assessment by IMUs after THA/TKA should be encouraged and adopted in post-surgical rehabilitative programs.

**Key words:** osteoarthritis, arthroplasty, IMU, gait parameters

## Introduzione

L'osteoartrosi (OA) di anca e di ginocchio rappresenta la principale causa di disabilità nella popolazione anziana. L'invecchiamento demografico della popolazione generale, unitamente alla maggiore aspettativa di vita, sono responsabili dell'aumentata incidenza dell'OA e del suo relativo impatto economico sulla spesa sanitaria<sup>1,2</sup>. Anche l'obesità rientra tra i fattori di rischio per lo sviluppo di OA di anca e di ginocchio<sup>3</sup>. Tra le soluzioni terapeutiche proposte al paziente con OA, il trattamento risolutivo risulta essere l'intervento chirurgico di protesi totale di anca (PTA) e di ginocchio (PTG)<sup>4</sup>. Al giorno d'oggi negli Stati Uniti circa 7 milioni di americani hanno subito un intervento di chirurgia ortopedica maggiore. L'intervento di sostituzione articolare di anca e di ginocchio ha quindi un forte impatto socio-economico<sup>5</sup>. Inoltre, come citato in precedenza, con l'aumento della aspettativa di vita

#### Indirizzo per la corrispondenza:

Michelangelo Morrone

UOC Medicina Fisica e Riabilitativa,  
Università Campus Bio-Medico di Roma

E-mail: [m.morrone@unicampus.it](mailto:m.morrone@unicampus.it)

e l'invecchiamento generale della popolazione, il ricorso a tale trattamento terapeutico è destinato ad aumentare nel corso degli anni <sup>1</sup>. Gli interventi di PTA e di PTG si propongono gli obiettivi di ridurre il dolore da OA e di migliorare l'autonomia dei pazienti nelle attività della vita quotidiana (AVQ). Tuttavia, i portatori di PTA e di PTG presentano, nella maggior parte dei casi, uno schema del passo e una andatura alterati rispetto alla popolazione sana. Pertanto, la comprensione di tali anomalie è fondamentale per l'impostazione di progetti riabilitativi appropriati, mirati ad un completo recupero funzionale del paziente al momento della dimissione e ad un ottimale reintegro nel suo contesto sociale. Nella pratica clinica, le differenze nei parametri spazio-temporali della deambulazione (ad es. cadenza, lunghezza del passo ecc.), possono essere valutati con differenti approcci che vanno dall'osservazione visiva alla somministrazione di questionari fino alla effettuazione di valutazioni funzionali <sup>6</sup>. Tuttavia, Saleh e Murdoch <sup>7</sup> hanno dimostrato la necessità di una loro misurazione quantitativa poiché la sola osservazione visiva risulta essere spesso inadeguata. Inoltre, la misurazione oggettiva è fondamentale per un corretto monitoraggio dei progressi del paziente nell'iter riabilitativo ed è indispensabile per ripristinare un corretto e sicuro schema del passo. La valutazione quantitativa può essere ottenuta con diverse modalità; il gold standard è rappresentato dai sistemi tridimensionali (3-D) di motion-capture e piastre di forza <sup>8</sup>. Tuttavia, tale metodica presenta dei limiti legati al costo e al tempo impiegato per la sua realizzazione clinica che non ne rende sostenibile l'utilizzo nella pratica clinica quotidiana <sup>9</sup>. Per ovviare a questi problemi, sono disponibili altre soluzioni, tra cui i sistemi di misurazione inerziale (IMU). Questi dispositivi sono sensori indossabili, relativamente poco costosi, in grado di effettuare valutazioni spazio-temporali e cinematiche in modo rapido e semplice, combinando accelerometri, giroscopi e magnetometri <sup>10</sup>. Lo scopo del presente studio è stato quello di analizzare i parametri spazio-temporali della deambulazione (cadenza, lunghezza del passo ecc.) in soggetti sottoposti ad intervento di PTA e PTG.

## Metodi

### Partecipanti

Cinquanta soggetti (24 maschi, 26 femmine, età  $67,7 \pm 8,47$  anni, peso  $79,09 \pm 13,88$  kg, altezza  $164,83 \pm 9,89$  cm, BMI  $29,08 \pm 4,37$ ) recentemente sottoposti a intervento chirurgico di sostituzione totale dell'anca ( $n = 15$ ) o del ginocchio ( $n = 35$ ), ricoverati presso l'Unità Operativa di Medicina Fisica e Riabilitativa dell'Università Campus Bio-Medico di Roma per effettuare un

ciclo di trattamento riabilitativo, sono stati reclutati previa approvazione del Comitato Etico dell'Università Campus Bio-Medico e in conformità con la dichiarazione di Helsinki. La distanza temporale media dall'intervento era di  $12,66 \pm 3,69$  giorni. Tutti i pazienti arruolati camminavano ad una velocità auto-gestita usando 2 bastoni canadesi, come da programma riabilitativo. I partecipanti sono stati esclusi dallo studio se rispondevano ad uno dei seguenti criteri di esclusione:

1. pazienti non in grado di completare un percorso di 10 metri;
2. impossibilità nel dare il proprio consenso;
3. comparsa di disturbi clinicamente significativi (complicanze post-operatorie, problemi muscoli scheletrici, problemi cardiovascolari e cerebrovascolari) che potevano influire sull'esecuzione del test;
4. pazienti non in grado di usare i bastoni canadesi.

### Protocollo dello studio

I pazienti sono stati valutati da 3 differenti operatori, in 3 momenti diversi, durante la stessa giornata. L'ordine di valutazione per ciascun operatore è stato selezionato casualmente. Per ogni valutazione sono stati registrati e analizzati i parametri spazio-temporali (durata/lunghezza del passo, velocità, cadenza) utilizzando il sensore inerziale G-SENSOR 2 (BTS Bioengineering, Milano, Italia). Questo dispositivo è composto da 4 piattaforme inerziali, ciascuna contenente un accelerometro triassiale, un sensore magnetico e un giroscopio triassiale, combinato con la tecnologia Sensor Fusion. I partecipanti al protocollo di ricerca hanno eseguito tre prove con ciascun operatore, per un totale di nove 10 Meter Walking Test (10 MWT) indossando il sensore G-SENSOR 2. Il posizionamento corretto del sensore è essenziale per approssimare correttamente il movimento del centro di massa (COM) <sup>11</sup> durante l'esecuzione del test. Nelle prove di deambulazione il sensore è stato posizionato in corrispondenza del reperi cutaneo delle vertebre S1-S2. Per evitare artefatti da scivolamento sulla cute del paziente, il sensore è stato posizionato direttamente a contatto con la cute utilizzando un nastro biadesivo. Ogni prova di deambulazione è stata eseguita su un percorso piano di 10 metri senza ostacoli. Tutti i test per singolo paziente sono stati eseguiti nell'arco della stessa giornata per ridurre al minimo la potenziale influenza del trattamento riabilitativo sui parametri spazio-temporali oggetto di questo studio. Ogni paziente effettuava il 10 MWT ad una velocità consona alle proprie capacità fisiche.

### Acquisizione ed elaborazione dei dati

I dati registrati da G-SENSOR 2 sono stati elaborati automaticamente dal software G-STUDIO, restituendo i dati

relativi ai parametri cinematici e spazio-temporali di deambulazione. I dati provenienti dall'accelerometro triassiale, dal giroscopio e dal magnetometro sono stati elaborati per determinare l'inizio e la fine della deambulazione, la velocità della deambulazione, la fase di stance e di swing, e la lunghezza e la durata del passo.

## Analisi statistica

L'analisi statistica dei dati è stata effettuata utilizzando il software SPSS versione 20.0 (IBM Statistics). Dopo avere verificato la distribuzione dei dati nei due gruppi con test di Kolmogorov-Smirnov, è stato utilizzato un test parametrico (t di Student) per comparare le medie campionarie tra il gruppo dei pazienti portatori di artroprotesi di ginocchio ed il gruppo dei pazienti portatori di artroprotesi di anca.

## Risultati

I risultati dei test dimostrano una differenza statisticamente significativa tra le due popolazioni di pazienti, per quanto concerne cadenza, velocità, durata e lunghezza del ciclo del passo, durata percentuale delle fasi di appoggio e di oscillazione. In particolare, si è rilevato che la cadenza ( $62,97 \pm 9,03$  vs  $79,60 \pm 10,72$  passi/min) e la velocità ( $0,47 \pm 0,15$  vs  $0,69 \pm 0,2$  m/s) sono inferiori nei portatori di artroprotesi di ginocchio rispetto ai portatori di artroprotesi di anca ( $p < 0,001$ ) (Fig. 1). Per quanto riguarda i parametri temporali, la misura della durata del ciclo del passo appare minore per i protesizzati di anca ( $1,59 \pm 0,34$ ) rispetto a quelli di ginocchio ( $2,02 \pm 0,35$ ) con una significatività elevata ( $p < 0,001$ ). La lunghezza del ciclo del passo, al contrario, risulta minore per le protesi di ginocchio rispetto alle protesi di anca ( $0,92 \pm 0,20$  vs  $1,03 \pm 0,18$  m,  $p < 0,05$ ) (Fig. 2).

## Discussione

La ripresa di una corretta e sicura deambulazione è uno degli obiettivi principali che si propone un progetto riabilitativo dopo sostituzione articolare di anca e di ginocchio. Questo obiettivo, sommato alla prospettiva di una maggiore autonomia nelle attività della vita quotidiana, è il risultato atteso dalla maggior parte dei pazienti che decide di sottoporsi a tale tipologia di intervento chirurgico. Con questo studio clinico abbiamo cercato di individuare un pattern deambulatorio differente tra pazienti sottoposti a protesi totale di anca (PTA) e pazienti sottoposti a protesi totale di ginocchio (PTG). In letteratura, pochi studi hanno verificato l'esistenza di questa differenza nell'immediato post-operatorio. Giaquinto et al.<sup>12</sup> hanno testato la de-

I sistemi inerziali nella valutazione della deambulazione dopo PTA e PTG

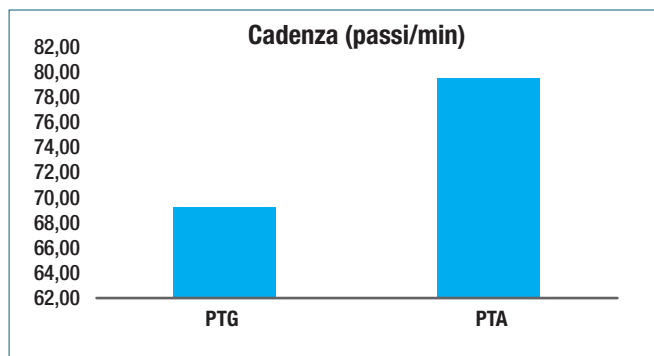


Figura 1. Cadenza: protesi di ginocchio vs protesi di anca.

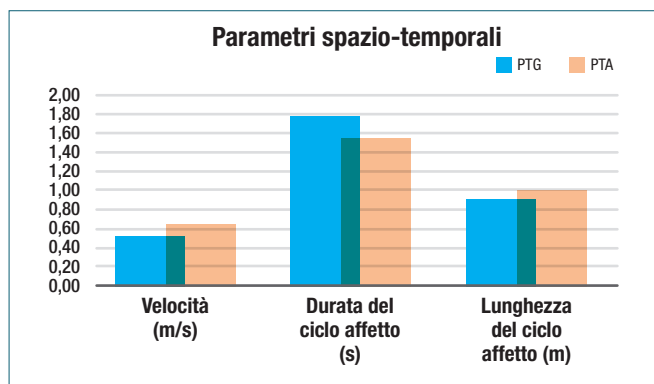


Figura 2. Velocità, durata e lunghezza del passo (lato affetto): protesi di ginocchio vs protesi di anca.

ambulazione in acqua, dopo 15 giorni dall'intervento, di pazienti con PTA e PTG. Seppur con le dovute limitazioni dovute al differente mezzo fisico nel quale è stato eseguito il test, i nostri dati sono sovrapponibili per quanto riguarda una maggiore velocità nella deambulazione e una maggiore lunghezza del ciclo del passo a favore delle protesi di anca rispetto alle protesi di ginocchio. In accordo con la letteratura, nel paziente ortopedico la velocità della deambulazione è un indice di funzionalità dell'arto inferiore. Nel nostro studio i pazienti eseguivano un 10MWT ad una velocità autogestita utilizzando 2 bastoni canadesi. Un deficit muscolare nella forza del quadricipite, e un conseguente deficit di estensione del ginocchio operato, potrebbero giustificare la minore velocità di deambulazione delle protesi di ginocchio della nostra popolazione. A differenza della maggior parte degli studi presenti in letteratura, che utilizzano indagative valutazioni di gait analysis, nel nostro studio abbiamo utilizzato un sistema isoinerziale non invasivo dal quale abbiamo ottenuto valori cinematici e spazio-temporali attraverso un 10MWT, test

approvato per lo studio della deambulazione del paziente neurologico, geriatrico e ortopedico. Hjorth et al.<sup>13</sup> hanno utilizzato i sensori isoinerziali per studiare le differenze di trofismo e forza muscolare tra arto sano e arto protesizzato a 5 anni dalla sostituzione articolare di anca, mentre Bolink et al.<sup>14</sup> hanno utilizzato i sensori isoinerziali per la misura degli outcomes ad un anno dall'impianto di protesi di ginocchio. Rapp et al.<sup>15</sup> sfruttando la tecnologia degli IMU, hanno concluso che la velocità della deambulazione in soggetti sottoposti ad intervento di PTA in 15<sup>^</sup>, 21<sup>^</sup>, 27<sup>^</sup> giornata post-operatoria risulta essere inferiore rispetto ad un gruppo di controllo costituito da soggetti sani di 30 anni. La combinazione tra 10MWT ed IMU per la valutazione della deambulazione nell'immediato post-operatorio di PTA e PTG non era ancora stata proposta. Dalla nostra analisi emerge una sostanziale differenza tra la fase di stance e di swing tra arto sano e arto protesizzato. La fase di stance è un momento critico per la deambulazione del paziente protesizzato. Il peso corporeo infatti viene sostenuto da un appoggio monolaterale mentre l'arto controlaterale esegue la fase di swing. Nella nostra popolazione la fase di stance su arto sano è maggiore rispetto al controlaterale, sia per PTA che per PTG. Questo dato è probabilmente correlato alla sensazione di scarsa stabilità e di insicurezza che il paziente percepisce sul lato protesizzato. A questo segue di conseguenza una fase di swing su arto sano molto più rapida rispetto al controlaterale, così da limitare il tempo di carico monolaterale sull'arto protesizzato. Tale asimmetria tra fase di stance e fase di swing è influenzata nel nostro studio dall'ausilio dei bastoni canadesi nella deambulazione. I bastoni canadesi dovrebbero essere progressivamente abbandonati e teoricamente tale asimmetria tra fase di stance e fase di swing dovrebbe annullarsi nel tempo. Una differenza di carico su arto sano e arto protesizzato può portare, se reiterata e mantenuta per lunghi periodi di tempo, ad una maggiore suscettibilità di sviluppo di osteoartrosi nell'arto sano. Un limite del nostro studio è quello di non aver utilizzato un gruppo di controllo sano, ma un punto di forza è invece rappresentato dal fatto che tutti i pazienti erano stati sottoposti allo stesso iter riabilitativo in regime intensivo al momento della valutazione clinica.

## Conclusioni

Riteniamo che la precoce valutazione della deambulazione con IMU dopo intervento di protesi articolare dell'arto inferiore sia di fondamentale importanza e debba essere inserita nella routine della valutazione clinica e degli outcomes riabilitativi. Permette infatti di oggettivare parametri cinematici e spazio-temporali, e di monitorare i risultati ottenuti, intensificando così aspetti del programma riabilitati-

vo che altrimenti verrebbero trascurati. Il risultato finale ed il razionale di impiego di tale tecnologia in Riabilitazione è quello di ridurre al minimo eventuali deficit motori o muscolari, al momento della dimissione, che potrebbero negativamente influenzare il ritorno a domicilio del paziente e il suo reinserimento nel proprio contesto sociale. Infine, utili approfondimenti clinici futuri con tecnologia G-Sensor potrebbero riguardare una valutazione degli stessi pazienti dopo la fase di riabilitazione intensiva e nei successivi controlli ambulatoriali.

## Bibliografia

- 1 Singh AJ. *Epidemiology of knee and hip arthroplasty: a systematic review*. Open Orthop J 2011;16;5:80-5.
- 2 Nho SJ, Kymes SM, Calaghan JJ, et al. *The burden of hip osteoarthritis in the United States: epidemiologic and economic considerations*. J Am Acad Orthop Surg 2013;21:S1-6.
- 3 Jiang L, et al. *Body mass index and susceptibility to knee osteoarthritis: a systematic review and meta-analysis*. J Bone Spine 2012;79:291-7.
- 4 Bachmeier CJM, March LM, Cross MJ, et al. *A comparison of outcomes in osteoarthritis patients undergoing total hip and knee replacement surgery*. Osteoarthritis Cartilage 2001;9:137-46.
- 5 Maradit Kremers H, Larson DR, Crowson CS, et al. *Prevalence of total hip and knee replacement in the United States*. J Bone Joint Surg Am 2015;97:1386-97.
- 6 Coutts F. *Gait analysis in the therapeutic environment*. Manual Therapy 1999;2-10.
- 7 Saleh M, Murdoch G. *In defence of gait analysis. Observation and measurement in gait assessment*. J Bone Joint Surg Br 1985;67:237-41.
- 8 Wong WY, Wong MS, Lo KH. *Clinical applications of sensors for human posture and movement analysis: a review*. Prosthet Orthot Int 2007;31:62-75.
- 9 Mayagoitia RE, Nene AV, Veltink PH. *Accelerometer and rate gyroscope measurement of kinematics: an inexpensive alternative to optical motion analysis systems*. J Biomech 2002;35:537-42.
- 10 Gonzalez, RC, Lopez AM, Rodriguez-Uria J, et al. *Real-time gait events detection for normal subjects from lower trunk accelerations*. Gait Posture 2010;32:2-5.
- 11 Auvinet B, Berrut G, Touzard C, et al. *Reference data for normal subjects obtained with an accelerometric device*. Gait Posture 2002;16:124-34.
- 12 Giaquinto S, Ciotola E, Margutti F. *Gait in the early days after total knee and hip arthroplasty: a comparison*. Disabil Rehabil 2007;29:731-6.
- 13 Hjorth MH, Stilling M, Lorenzen ND, et al. *Block-step asymmetry 5 years after large-head metal-on-metal total hip ar-*

*throplasty is related to lower muscle mass and leg power on the implant side.* Clinical Biomechanics 2014;29:684-90.

- <sup>14</sup> Bolink SA, Grimm B, Heyligers IC. *Patient-reported outcome measures versus inertial performance-based outcome measures: a prospective study in patients undergoing primary total knee arthroplasty.* The Knee 2015;22:618-23.

- <sup>15</sup> Rapp W, Brauner T, Weber L, et al. *Improvement of walking speed and gait symmetry in older patients after hip arthroplasty: a prospective cohort study.* BMC Musculoskelet Disord 2015;16:291.

*Gli Autori dichiarano di non avere alcun conflitto di interesse con l'argomento trattato nell'articolo.*