

# Analisi computerizzata del cammino

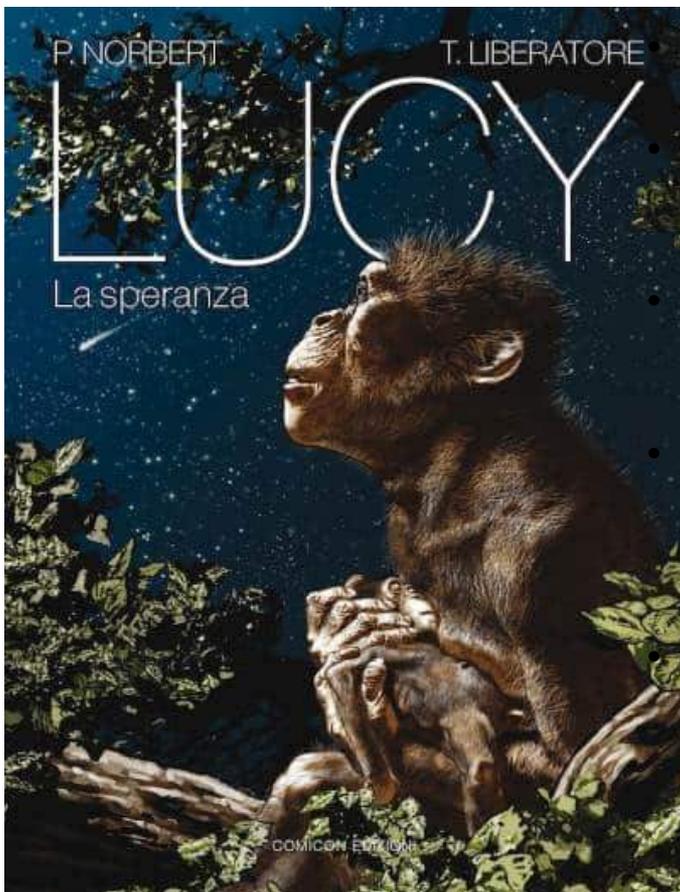
*Dott. Carmine Attanasi*  
*Specialista in Medicina Fisica e Riabilitativa -Roma*



UMBERTO I  
POLICLINICO DI ROMA



SAPIENZA  
UNIVERSITÀ DI ROMA



Il cammino umano è unico e ha caratteristiche individuali.

• La stazione bipede una prerogativa umana e di pochi mammiferi

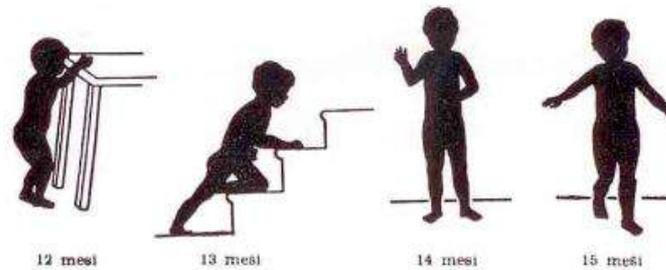
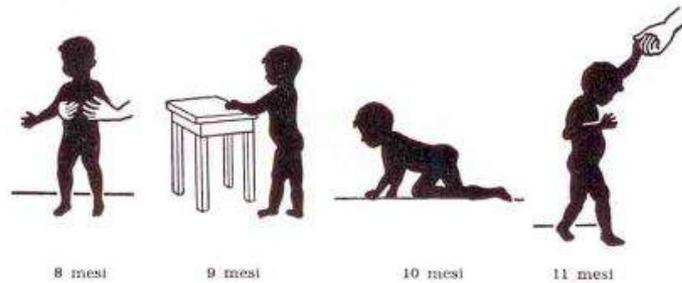
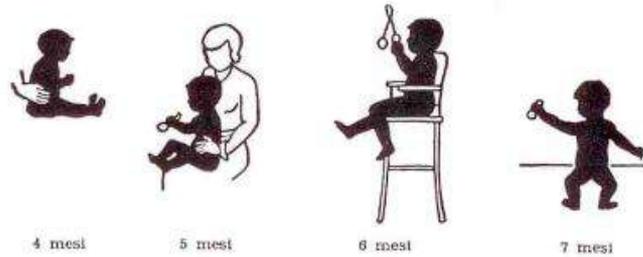
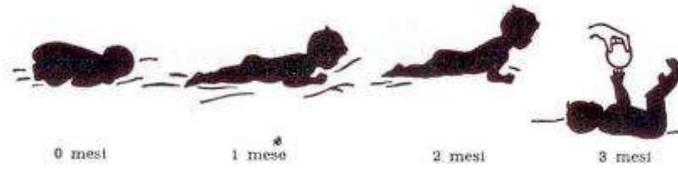
• L'evoluzione del bipedismo si è verificata dopo lo scimpanzé-uomo circa 6 milioni di anni fa e si è evoluta nel corso di pochi milioni di anni.

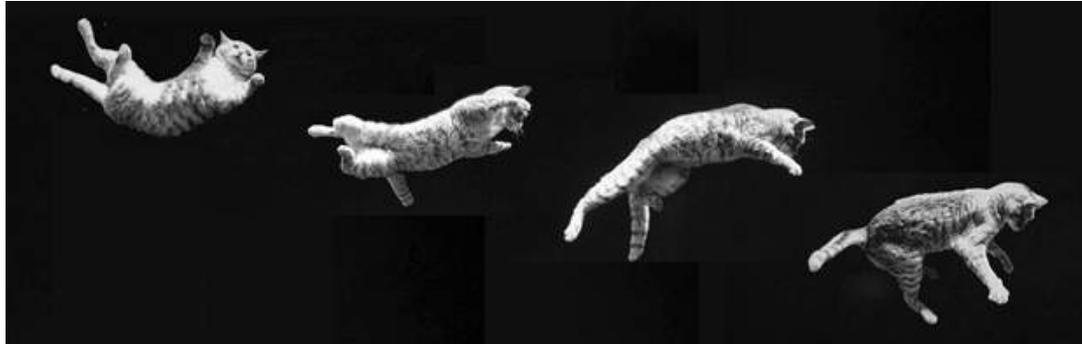
• "Lucy" (3,2 milioni di anni fa), sembra camminasse in posizione per lo più eretta, e 2 milioni di anni fa, i nostri antenati divennero bipedi obbligati.

Il bipedismo dal punto di vista evolutivo ha aiutato a liberare le mani e forse ha spianato la strada allo sviluppo degli strumenti e all'evoluzione finale degli esseri umani moderni (Nielsen 2003)



# LO SVILUPPO POSTURALE E DELLA LOCOMOZIONE DEL BAMBINO (SEC. M. SHIRLEY)





## L'equilibrio

L'equilibrio è la capacità di regolare e mantenere il corpo con opportuni e rapidi aggiustamenti di posizione contro la forza di gravità, in posizione stabile ed eretta e di camminare senza cadere o di deviare dalla linea fissa

## Equilibrio statico

- Mantenere e ristabilire l'equilibrio in una posizione di quiete o nel corso di spostamenti molto lenti
- **IMPORTANZA DELL'OCCHIO DOMINANTE**

## Equilibrio dinamico

- Mantenere o ristabilire l'equilibrio nel corso di spostamenti ampi o rapidi
- **SEGMENTI DEL CORPO E IN PARTICOLARE GLI ARTI SUPERIORI (elementi bilancianti)**

## Equilibrio in fase di volo

- Mantenere o stabilire l'equilibrio durante la traiettoria che il corpo percorre nella fase di volo
- **CENTRI NERVOSI E QUELLI VISIVI**

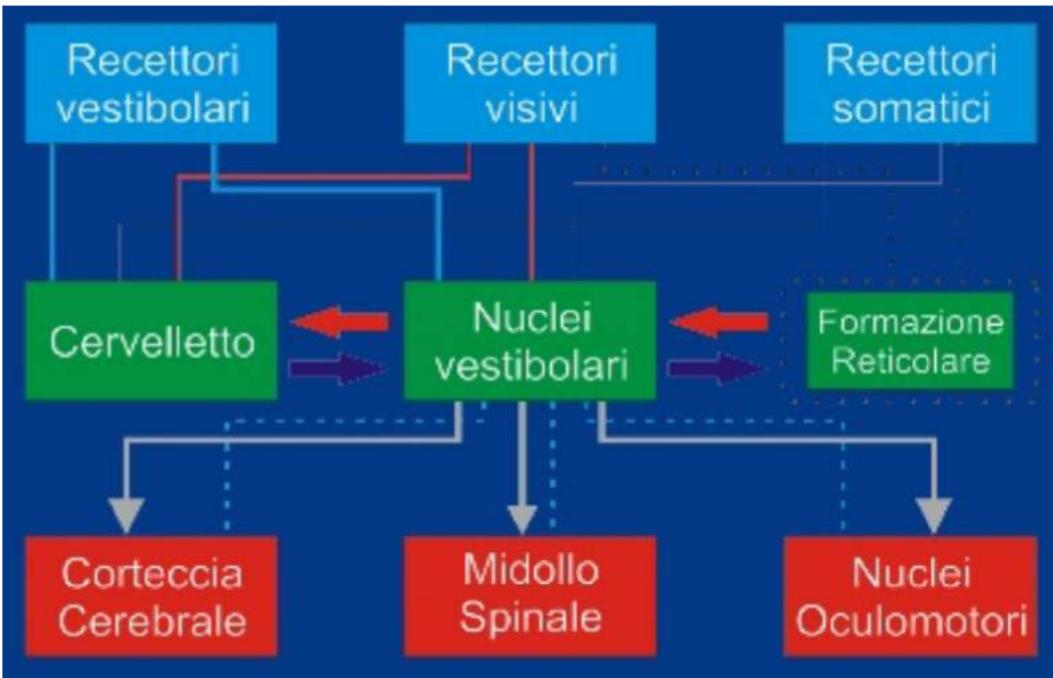


**Anatomical structure**

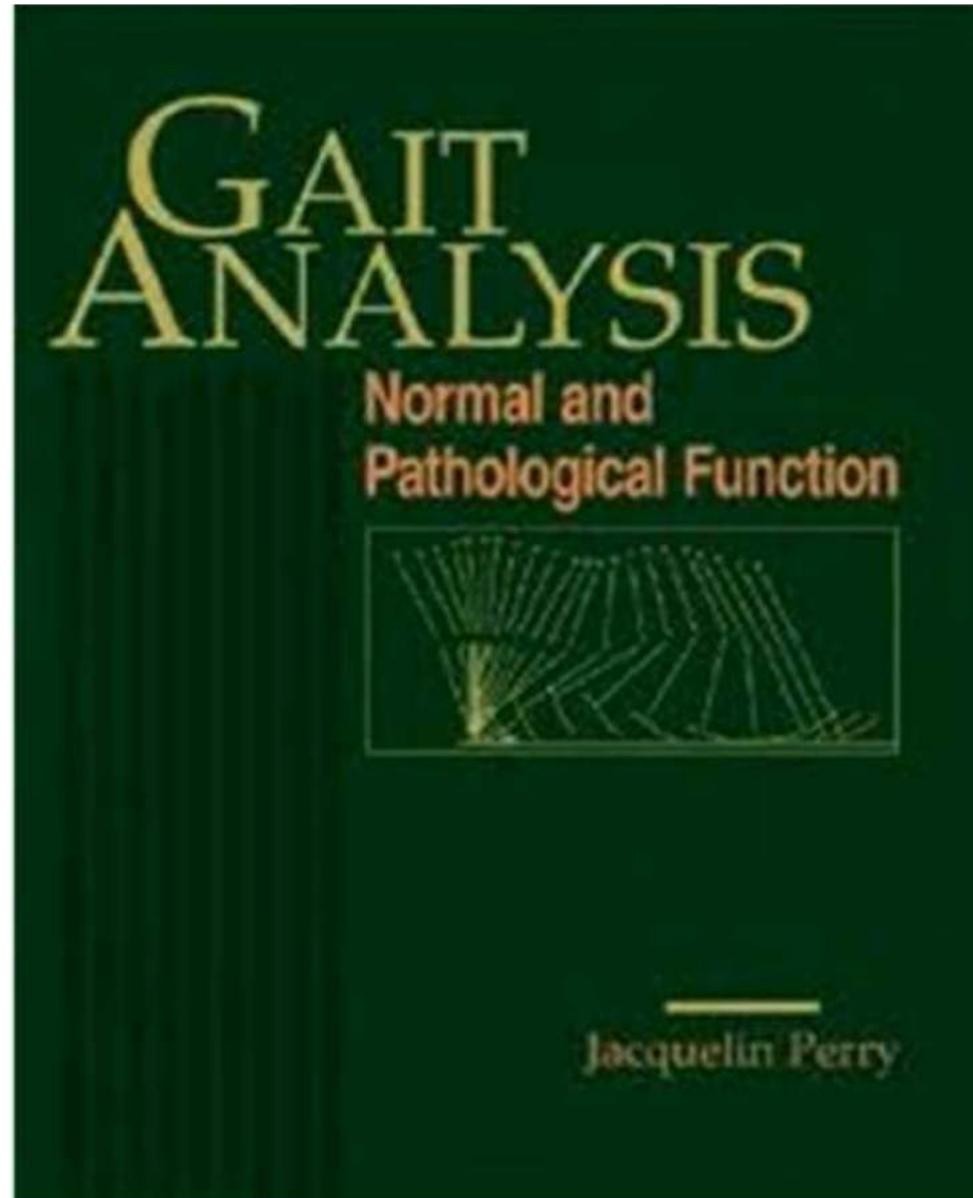
- Psychogenic or psychiatric
- Cortical
- Subcortical white matter
- Basal ganglia
- Thalamus
- Cerebellum
- Brainstem
- Spinal cord
- Peripheral nerve:
  - Proprioception
  - Vestibular
  - Visual
- Neuromuscular junction
- Muscle

**Floor**

- 10+
- 10
- 9
- 8
- 7
- 6
- 5
- 4
- 3
- 2
- 1



Propulsion  
Stance phase stability  
Shock absorption  
Energy consumption



Stability in stance  
Clearance in swing  
Pre-positioning of foot in  
terminal swing  
Adequate step length  
Energy conservation

## *Gait Analysis in Cerebral Palsy*



James R. Gage

## **An update on the treatment of gait problems in cerebral palsy.**

Gage JR<sup>1</sup>, Novacheck TF.

### **⊕ Author information**

#### **Abstract**

This article summarizes our experience with cerebral palsy over the past 20 years. The primary and secondary deformities that occur with cerebral palsy are described. Following this, there is a brief overview of the nature and role of gait analysis in the treatment of gait problems in cerebral palsy. The concept of lever-arm dysfunction is introduced. Our current treatment algorithm is then presented along with a brief discussion of our current treatment program, which is illustrated by a case example. Finally, a brief study of a group of patients with spastic diplegia or quadriplegia is presented to illustrate our current method of evaluating treatment outcomes and the need for team management in the treatment of this complex condition.

- ✓ Prevenire deformità podaliche
- ✓ Riallineare le articolazioni distali degli aa. ii. per fornire un adeguato supporto biomeccanico
- ✓ Produrre un range articolare adeguato limitando la plantiflessione, nell'equinismo o contenendo la dorsiflessione nel crouch gait



RESEARCH ARTICLE

## **The impact of vision on the dynamic characteristics of the gait: strategies in children with blindness**

**Simone Gazzellini<sup>1</sup> · Maria Luisa Lispi<sup>1</sup> · Enrico Castelli<sup>1</sup> · Alessandro Trombetti<sup>2</sup> · Sacha Carniel<sup>1</sup> · Gessica Vasco<sup>1</sup> · Antonio Napolitano<sup>3</sup> · Maurizio Petrarca<sup>1</sup>**

Lower walking speed, shorter stride length and longer time of stance. Three explanatory hypotheses have been advanced in the literature: balance deficit, lack of an anticipatory mechanisms and foot probing the ground.

# Quantificare il rischio di caduta

[Journal of Neurology](#)

February 2017, Volume 264, [Issue 2](#), pp 277–283 | [Cite as](#)

## Clinical and neurophysiological risk factors for falls in patients with bilateral vestibulopathy

Authors

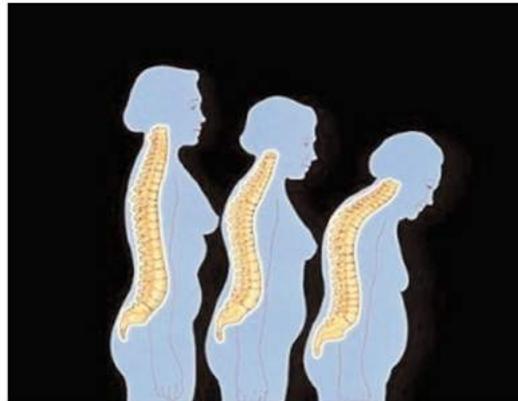
[Authors and affiliations](#)

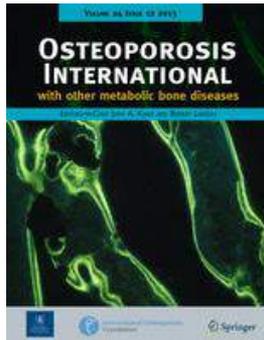
Roman Schniepp , Cornelia Schlick, Fabian Schenkel, Cauchy Pradhan, Klaus Jahn, Thomas Brandt,

Max Wuehr

*Un aumento delle fluttuazioni durante il cammino lento sono maggiormente predittivi di un rischio di caduta*

- L'ipercifosi rappresenta **un fattore di rischio di fratture vertebrali indipendente** dalla densità minerale ossea (Huang 2005).
- L'ipercifosi come buon marker di un **fenotipo fragile** (linee guida ISCD).
- **Piccoli incrementi della cifosi producono aumento significativo del rischio di frattura.** (Ensrurd 1997).
- **Le fratture vertebrali spesso non sono clinicamente riconosciute** (Fink HA 2005 ) e sono associate ad una **ridotta qualità della vita** ( Cockerill 2004).





Osteoporos Int (2013) 24:2955–2959  
DOI 10.1007/s00198-013-2427-1

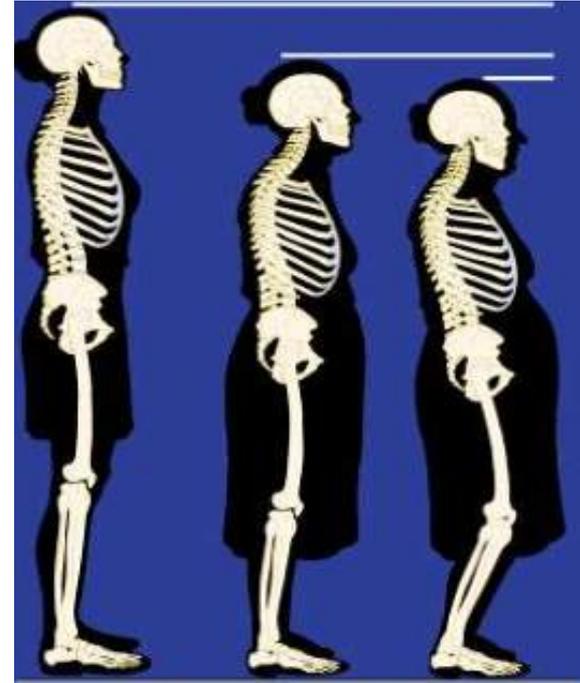
OPINION PAPER

## What's in a name revisited: should osteoporosis and sarcopenia be considered components of “dysmobility syndrome?”

N. Binkley · D. Krueger · B. Buchring

## Conseguenze biomeccaniche e cinematiche dell'ipercifosi:

- Rallentamento dell'andatura
- Spostamento del centro di gravità
- Modificazioni dell'equilibrio
- Cambiamenti posturali
- Aumento della fatica muscolare
- Aumento del rischio di cadute e di ulteriori fratture



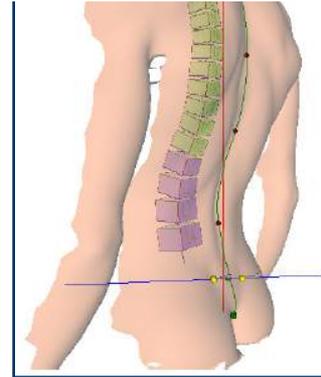
## Clinical definition of sarcopenia

Valter Santilli  
Andrea Bernetti  
Massimiliano Mangone  
Marco Paoloni

Physical Medicine and Rehabilitation, “Sapienza” University of Rome, Rome, Italy

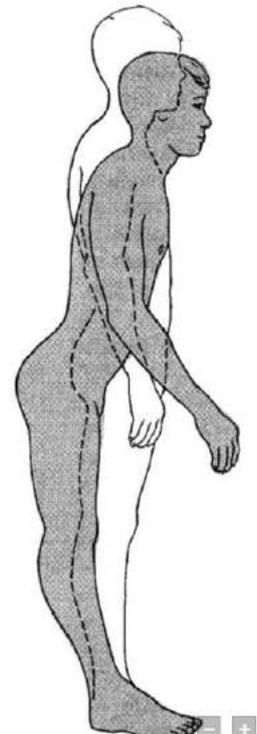
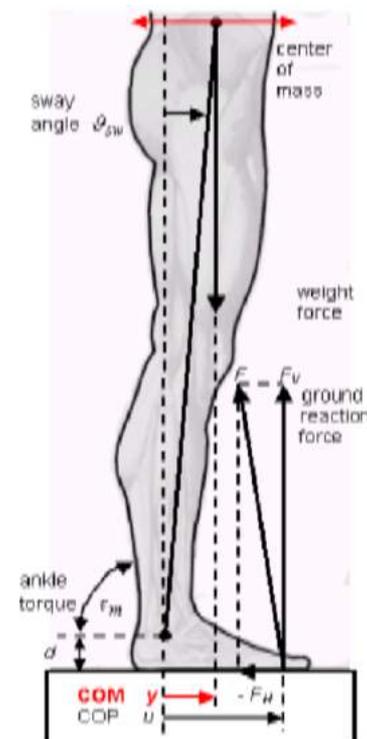
# Aumento della flessione anteroposteriore VP-DM mm

## Possibile marker di rischio fratturativo non solo vertebrale

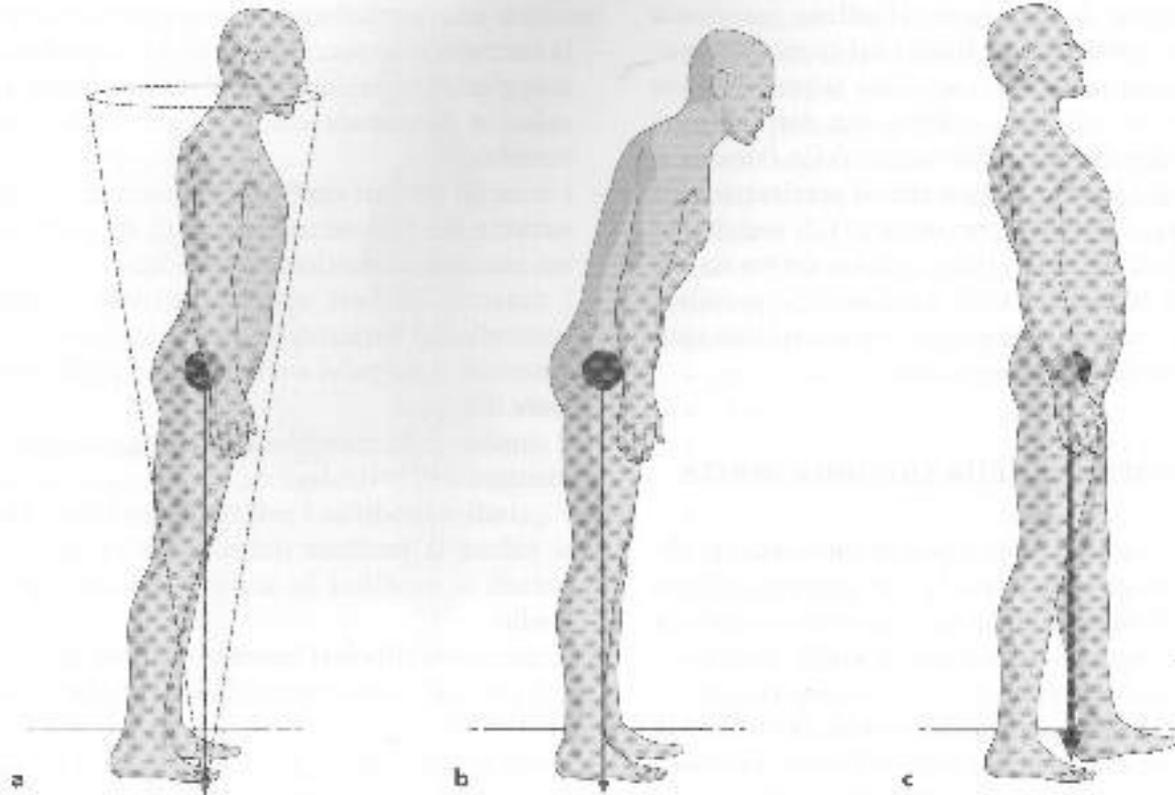


Conseguenze dell'aumentata inclinazione anteriore del tronco:

1. Sofferenza dei piatti vertebrali per aumento delle sollecitazioni esercitate dalla forza di gravità → **rischio di frattura nella zona dorso lombare.**
2. Spostamento del centro di massa, perturbazione dell'equilibrio, aumentato rischio di caduta per prevalenza della strategie d'anca rispetto a quella di caviglia → **aumentato rischio di caduta.**



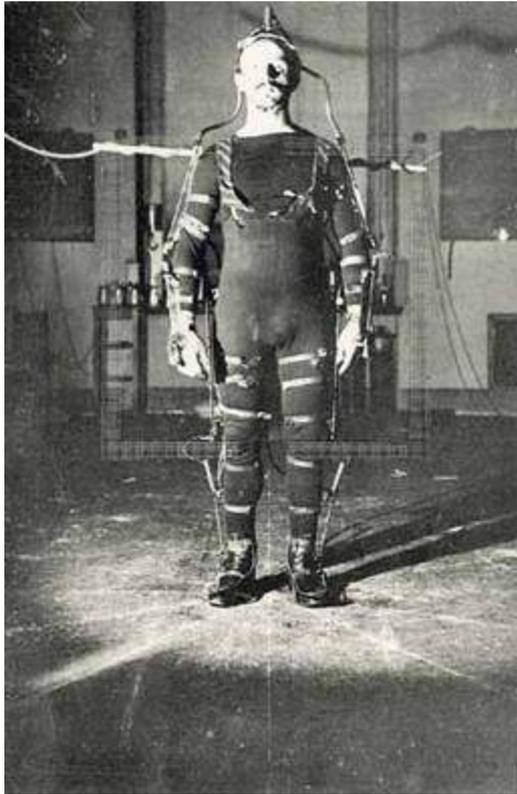
# STRATEGIE DINAMICHE DEL CONTROLLO DELL'EQUILIBRIO SECONDO NASHER



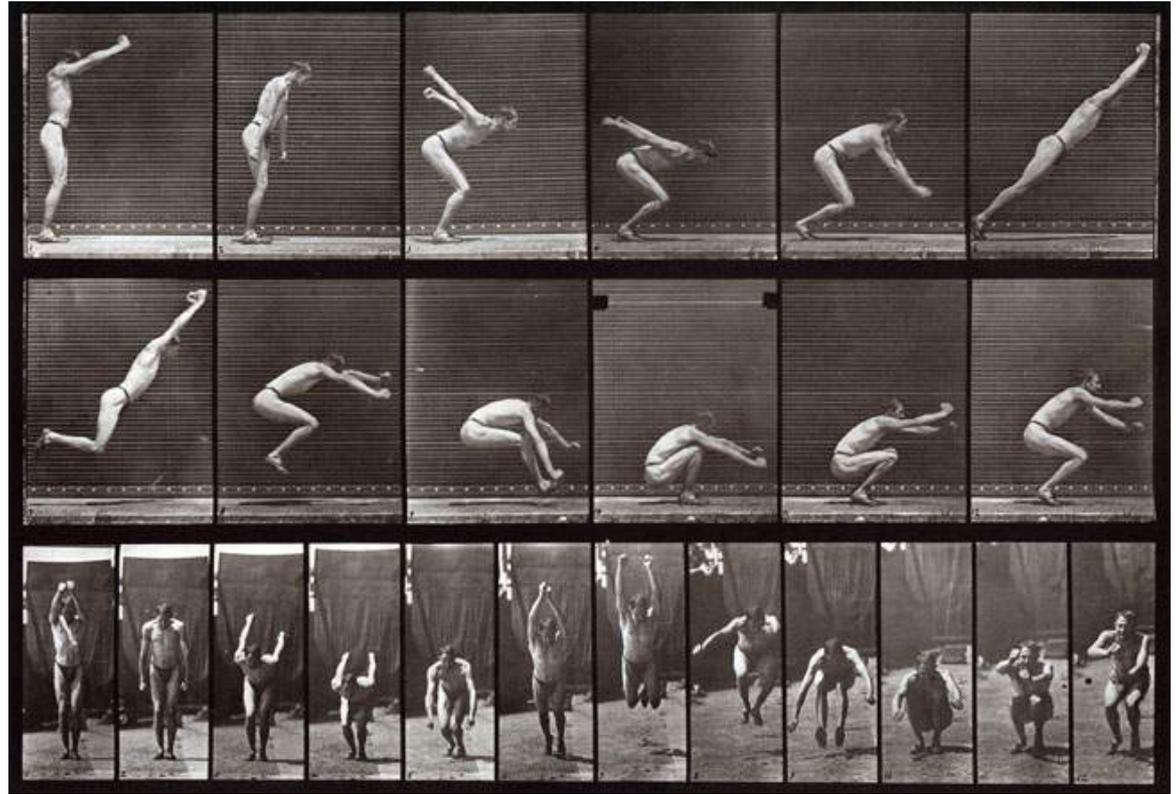
**STRATEGIA DI CAVIGLIA**  
Attivata anche da macule  
otolitiche

**STRATEGIA DI ANCA**  
Attivata anche dai  
recettori ampollari

**STRATEGIA DEL PASSO**  
Finalità dell'interazione  
vestibolo-vertebrale è  
duplice: mantenere sia la  
verticalità posturale sia  
l'orizzontalità del campo  
visivo



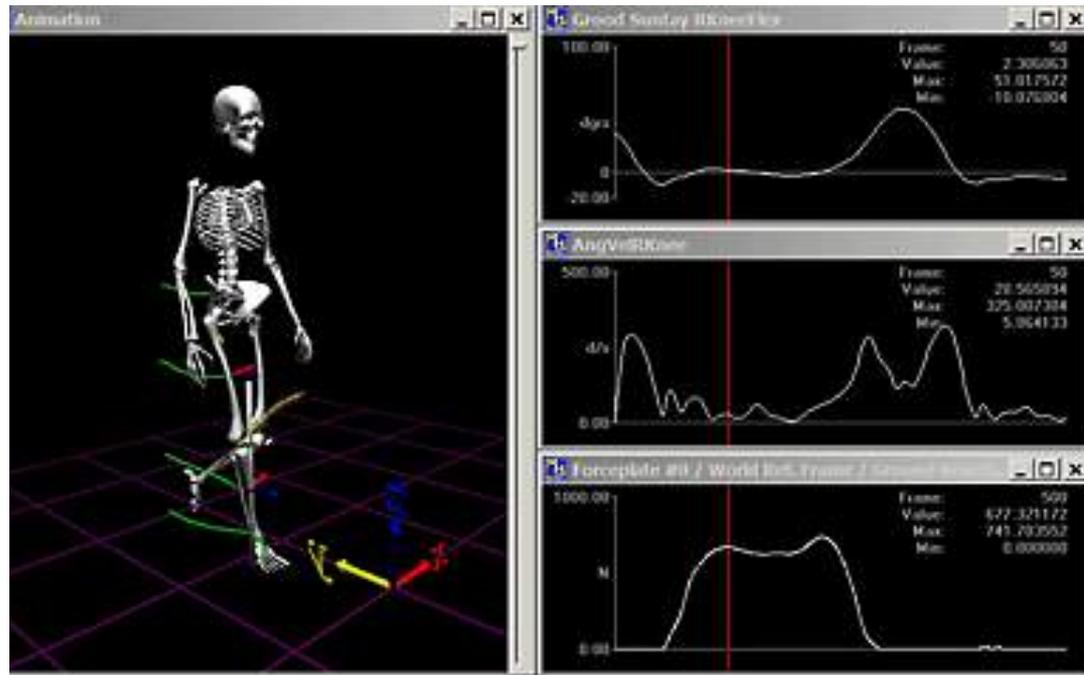
**Braune & Fischer (1895–1904)**

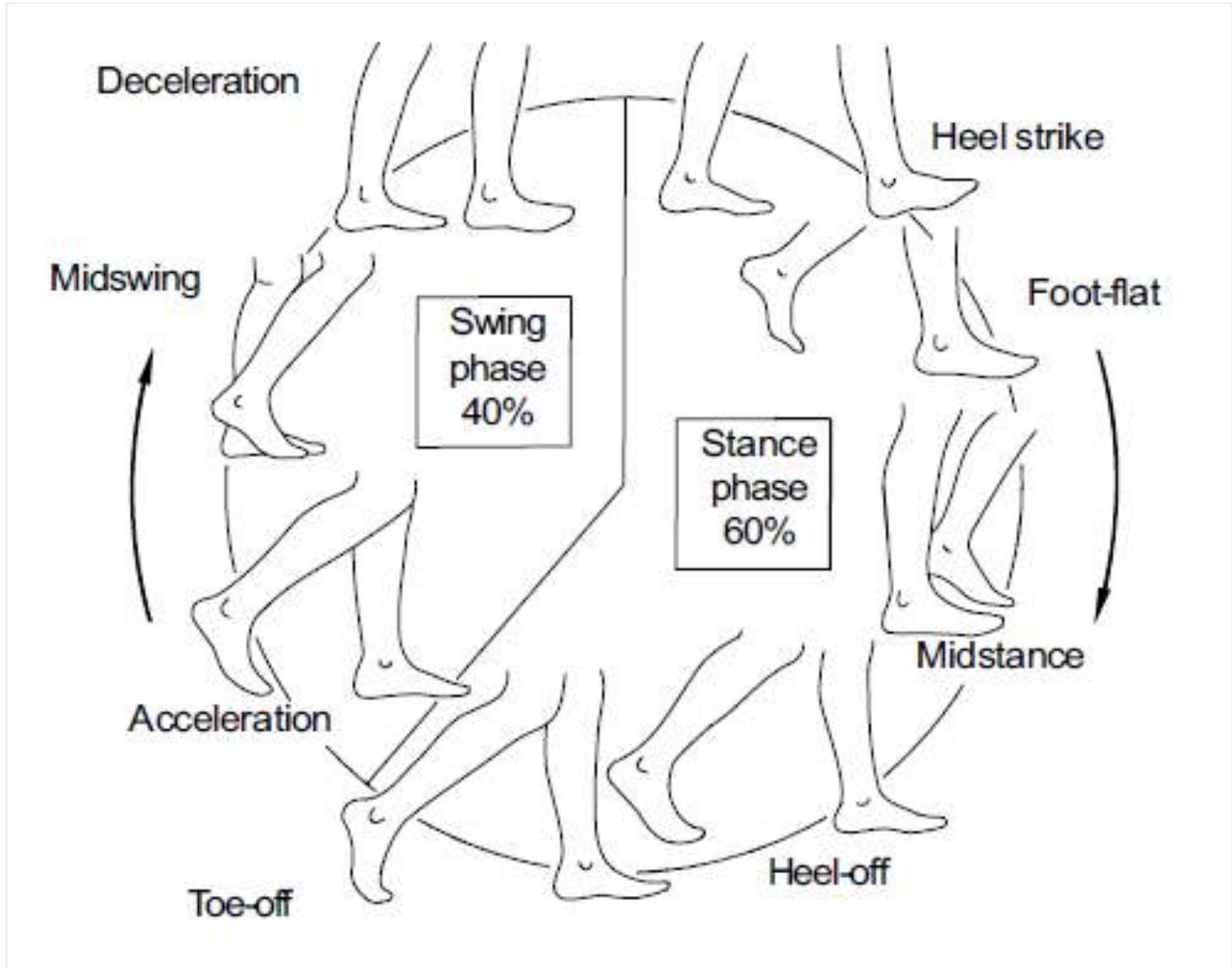


**Eadweard J. Muybridge (9 April 1830 – 8 May 1904)**

# Gait Analysis (GA)

Con il termine Gait Analysis (GA) si intende il metodo di valutazione computerizzata quantitativa multifattoriale e tridimensionale del cammino. Il cammino e la corsa, o cammino a velocità elevata, possono essere definiti come “un metodo di locomozione che coinvolge l’uso dei due arti inferiori, alternativamente, per il supporto e la propulsione”. Nel caso specifico del cammino, si può aggiungere alla precedente definizione “movimento in cui almeno un piede ha contatto con il terreno in ciascun istante del movimento”.





Periodo frenante

Periodo propulsivo

Accelerazione

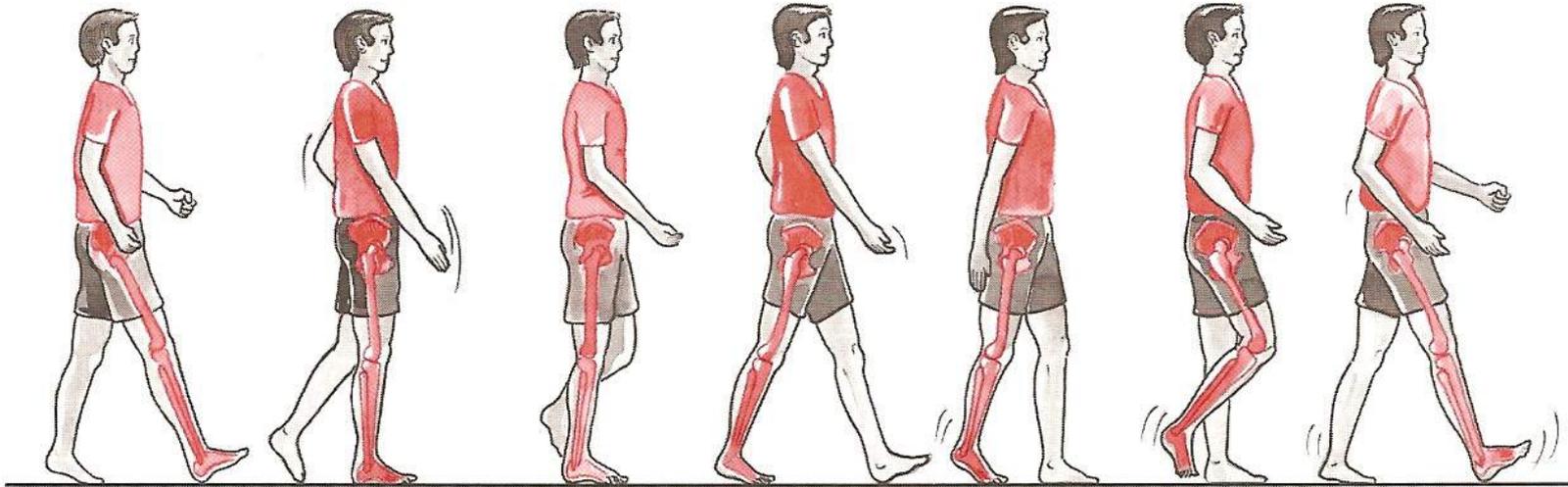
Decelerazione

Fase di appoggio

Fase di sospensione

(Stance phase)

(Swing phase)



↑  
Appoggio del tallone  
(heel contact)

↑  
Pieno appoggio  
(foot flat)

↑  
Sostegno mediano  
(mid stance)

↑  
Stacco del piede (push-off)  
↓  
del calcagno  
(heel off)

↑  
↓  
delle dita  
(toe off)

↑  
Oscillazione mediana  
(mid swing)

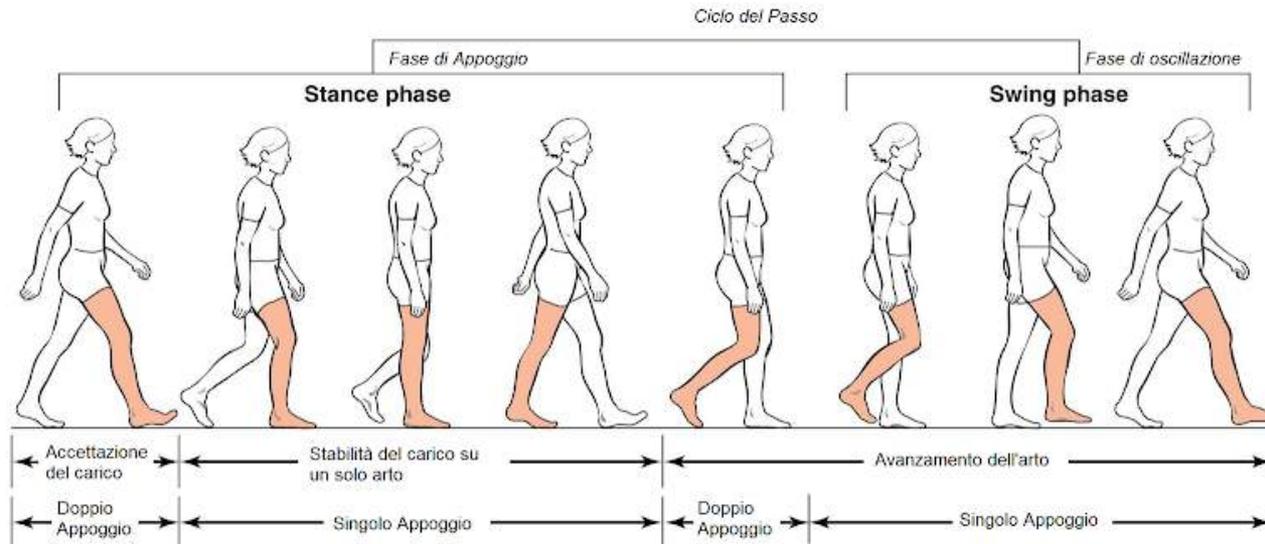
↑  
Appoggio del tallone  
(heel contact)

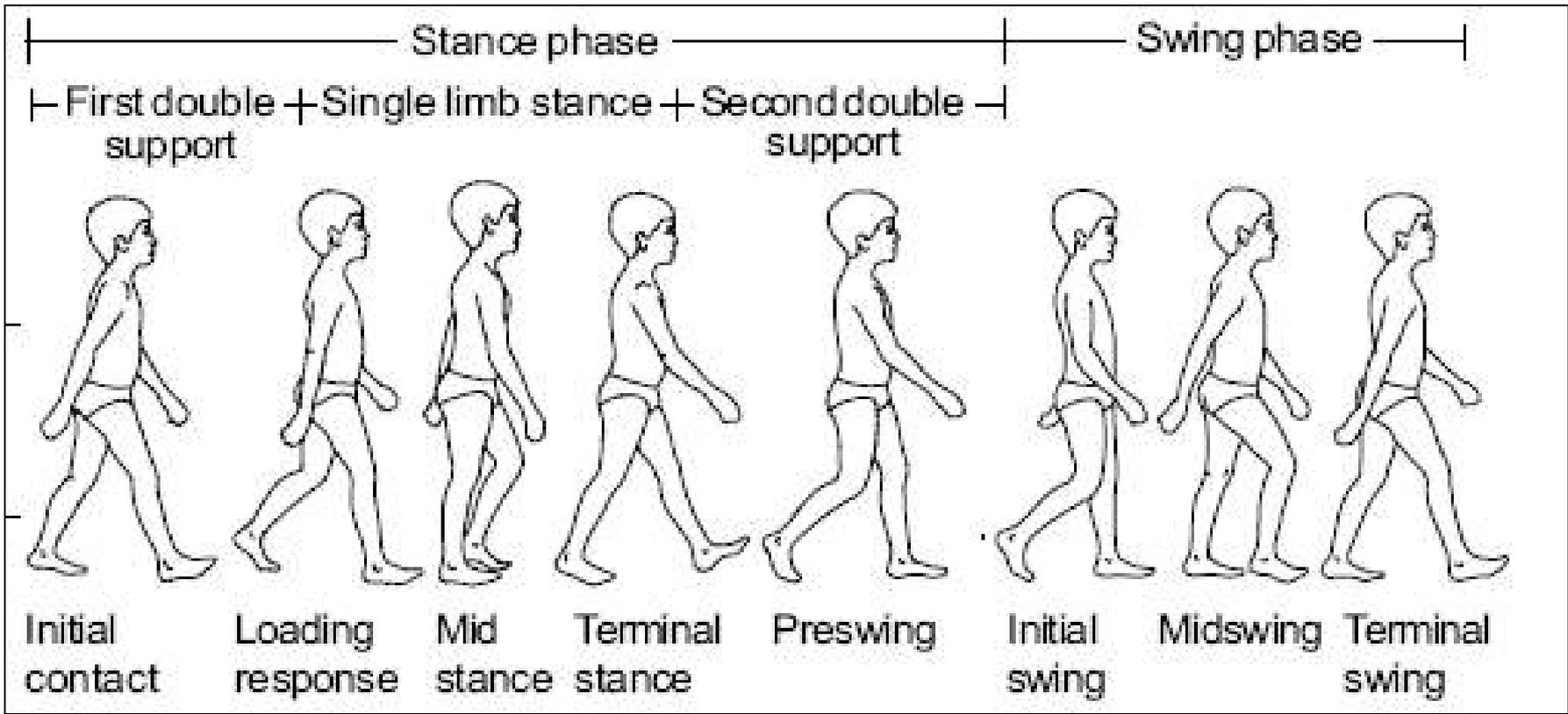
60-65%

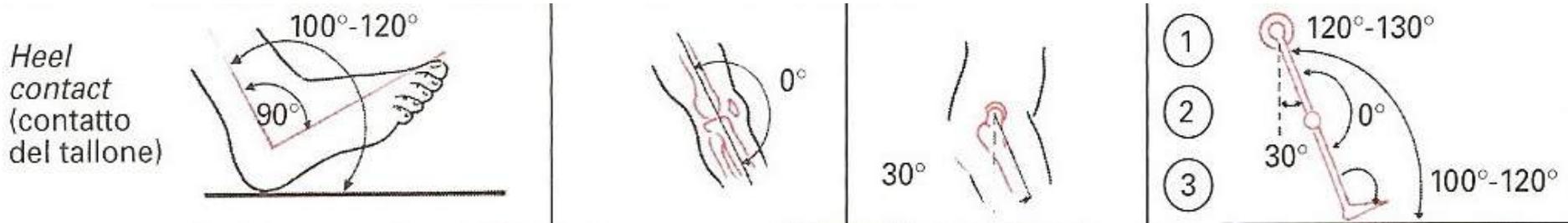
35-40%

# Il ciclo del passo

Il “*ciclo del passo*” o “*gait cycle*” può essere considerato l’unità di misura del cammino. Nello specifico s’intende l’intervallo tra due eventi successivi del cammino e, anche se per definire il ciclo del passo può essere scelto qualunque evento, in genere, si considera l’evento relativo alla fase di appoggio del piede al terreno (“Initial Contact” o contatto iniziale). Di conseguenza, il ciclo del passo inizia quando un piede appoggia al terreno e termina nell’istante in cui il medesimo piede è appoggiato nuovamente al terreno



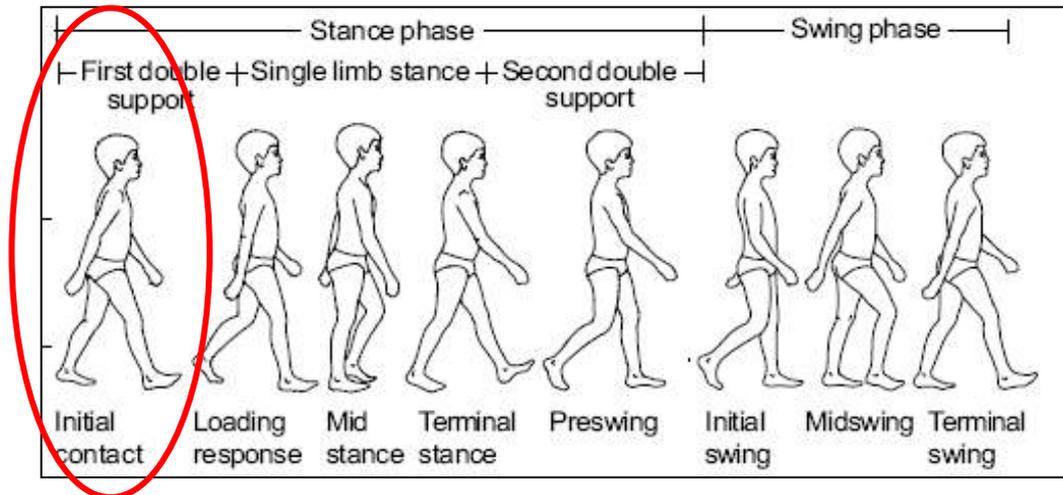


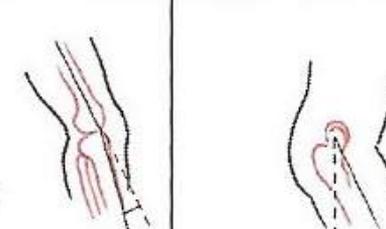
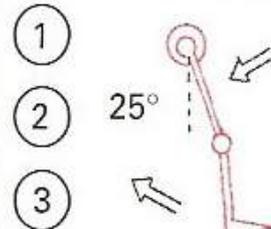
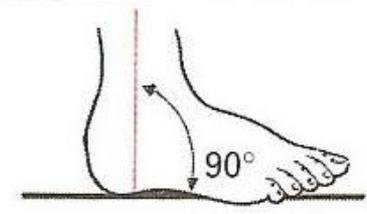
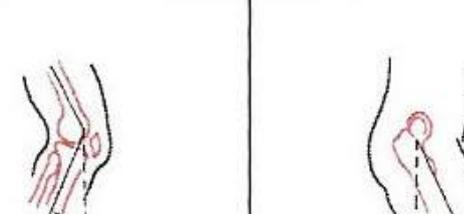
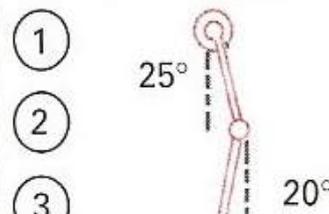


- INITIAL CONTACT (0%)

*Appoggio calcaneare al terreno*

**Atteggiamento preparatorio del piede alla fase di carico e di rullaggio**

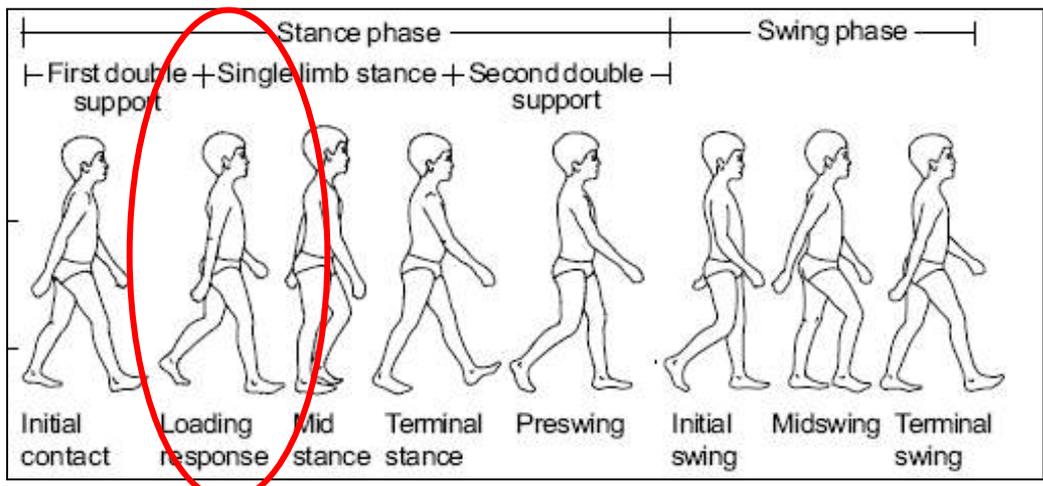


<p>Passaggio</p> 	<p>Inizio flessione ginocchio</p> 		
<p>Foot flat (piede piatto)</p> 			

- ACCETTAZIONE DEL CARICO (0-10%) heel contact

Fra l'attacco calcaneare e l'inizio della fase di oscillazione dell'arto controlaterale

**Decelerazione per consentire il controllo e l'assorbimento del carico sull'arto in appoggio**

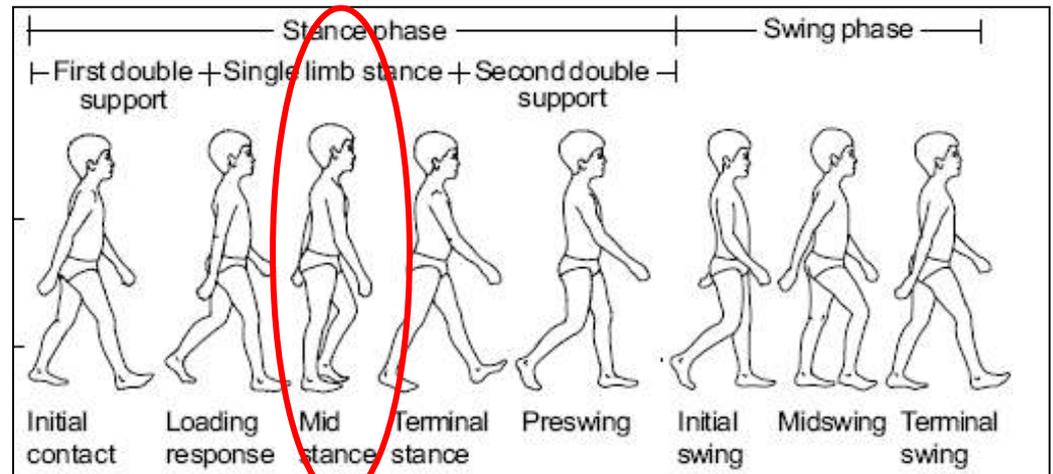


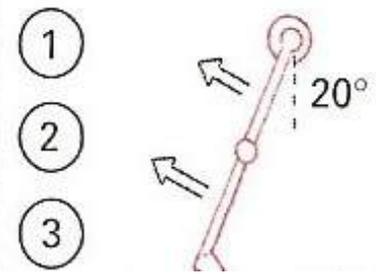
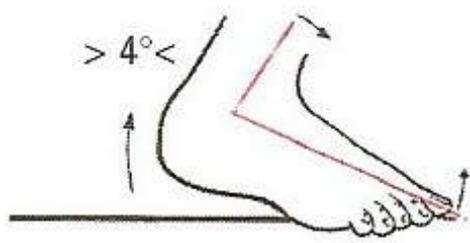


- MID STANCE (10-30%)

Fra il distacco dell'arto controlaterale e il distacco calcaneare del piede omolaterale

**Proiezione anteriore del baricentro, controllo dell'avanzamento da parte dei muscoli della caviglia in rotolamento**

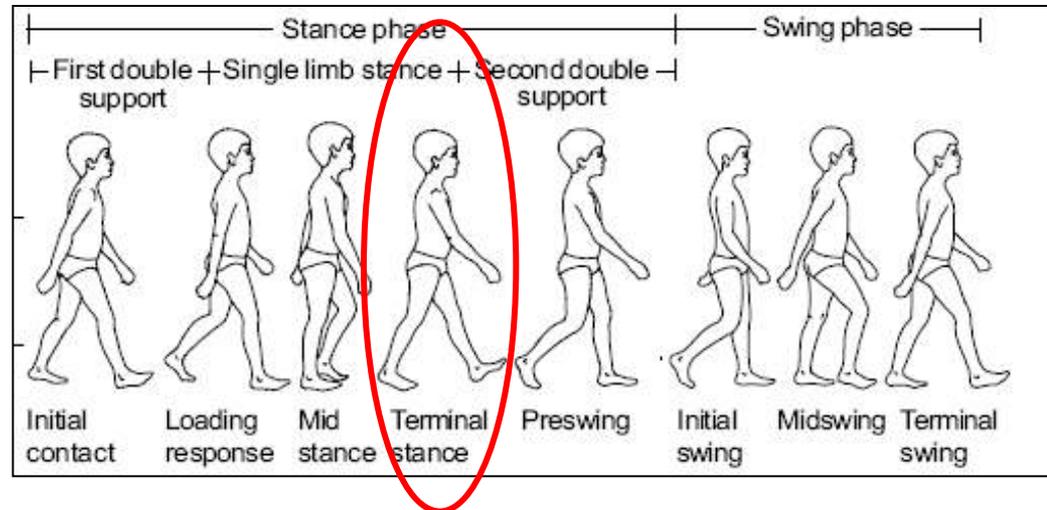




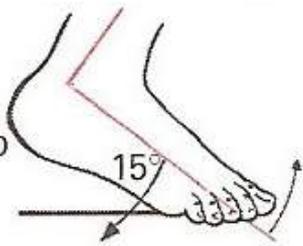
- **TERMINAL STANCE (30-50%)**

Fra lo stacco del tallone omolaterale e l'appoggio del controlaterale

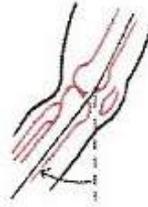
Accelerazione del corpo in avanti e proiezione dello stesso verso il lato non in appoggio



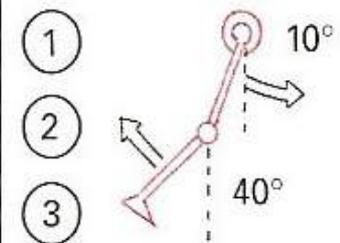
Aumenta la flessione plantare. Stacco completo del calcagno e inizio stacco delle dita



Flessione ~ 40°



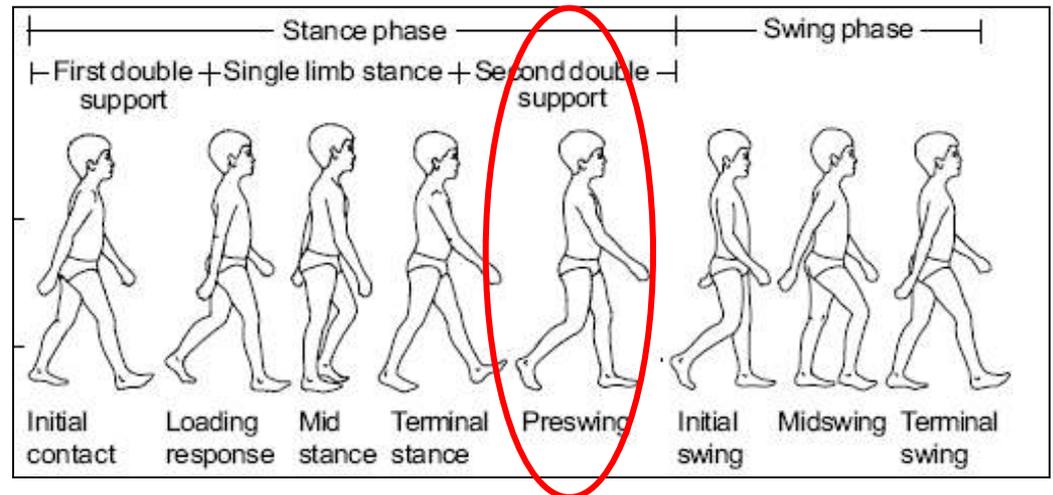
Ritorno a 10° di estensione e inizio flessione



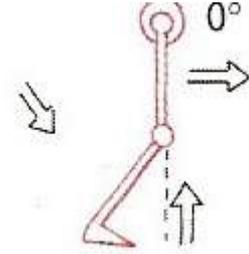
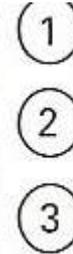
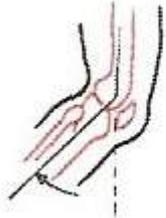
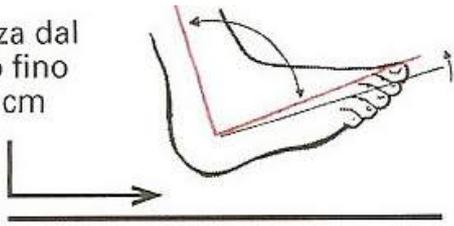
- PRE SWING (50-60%) push off

Tra il contatto del calcagno controlaterale e lo stacco dell'arto omolaterale

Preparazione del corpo all'oscillazione tramite il controllo del carico bipodalico



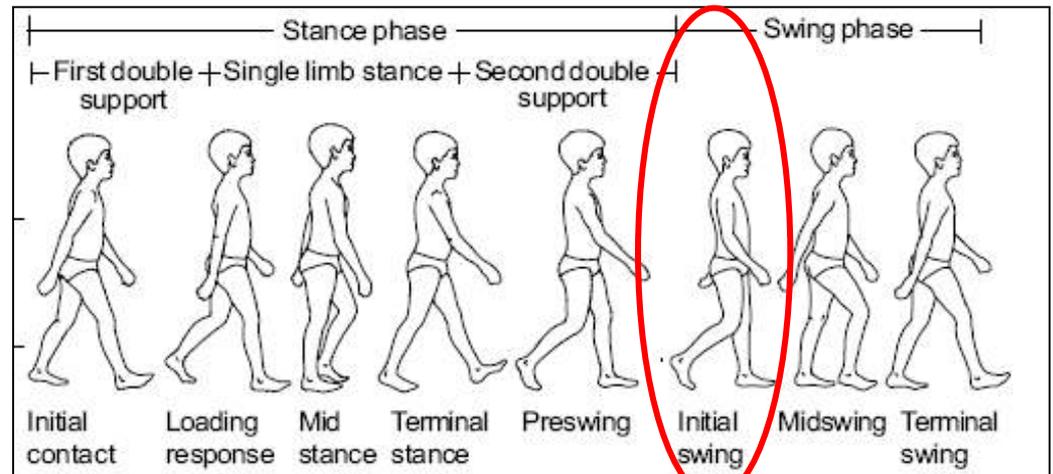
Altezza dal suolo fino a 2-3 cm



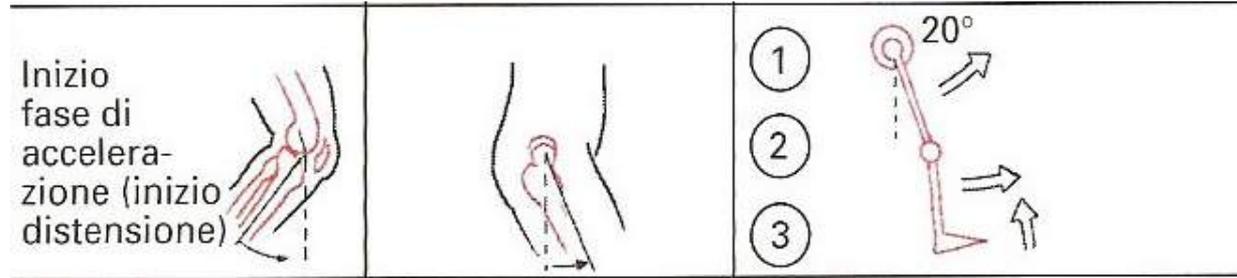
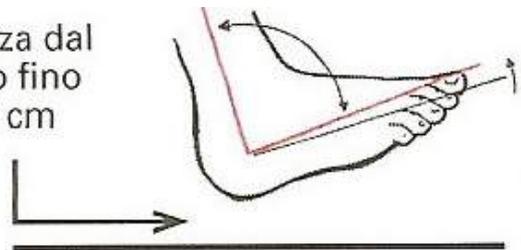
- INITIAL SWING (60-70%)

Distacco del piede dal terreno

Mantenimento della giusta distanza piede suolo e alla propulsione anteriore dell'arto



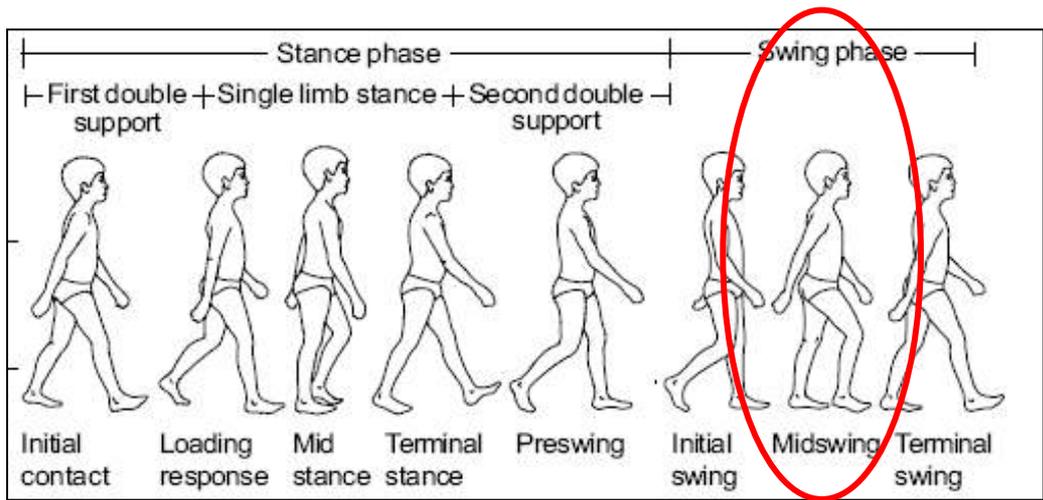
Altezza dal suolo fino a 2-3 cm



- MID SWING (70-85%)

Compreso fra il massimo grado flessorio del ginocchio e il distacco calcaneare controlaterale dal suolo

Propulsione dell'arto in avanti con il piede mantenuto distaccato da terra

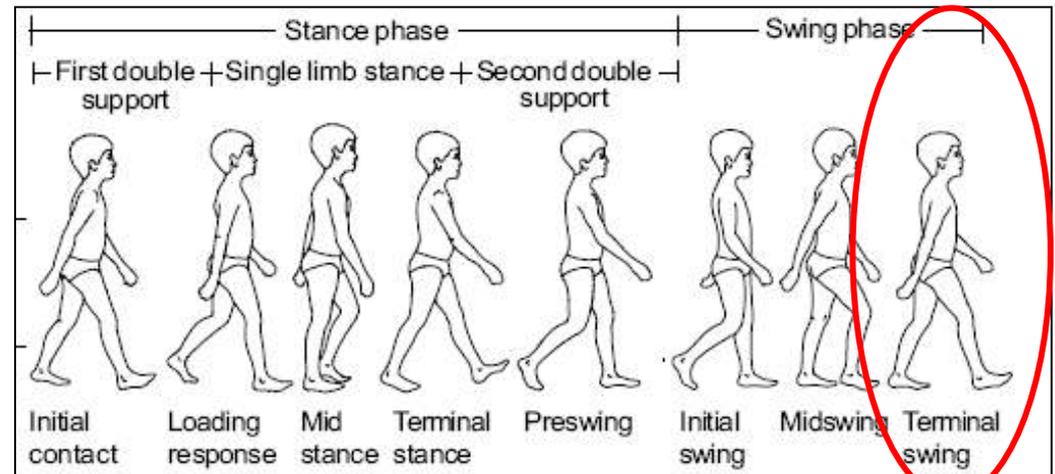


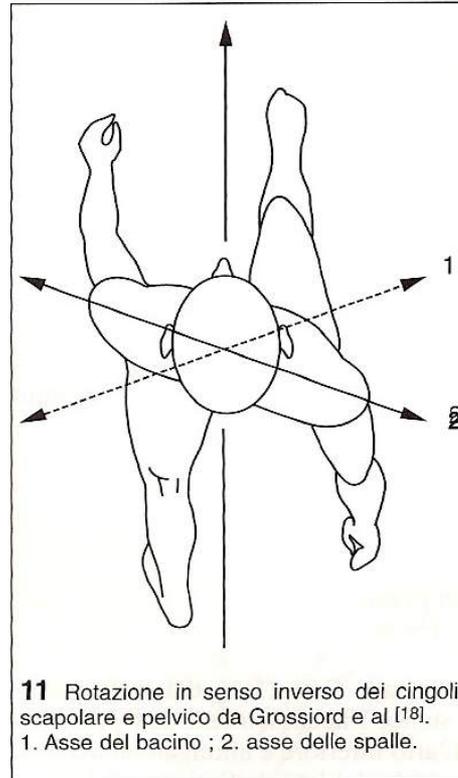


- **TERMINAL SWING (85-100%)**

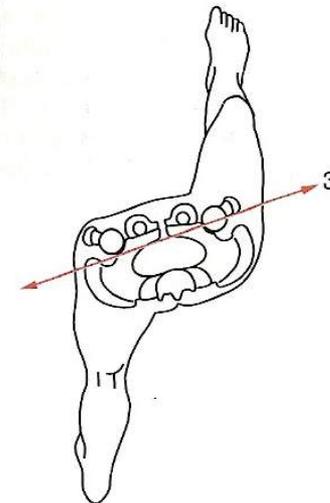
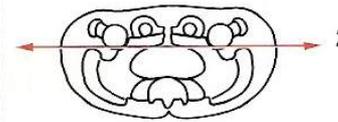
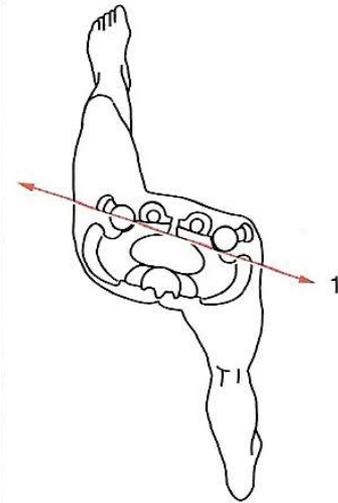
Fra lo stacco del tallone controlaterale e l'appoggio di quello omolaterale

**Decelazione dell'arto oscillante in funzione del corretto appoggio per l'esecuzione del ciclo successivo**



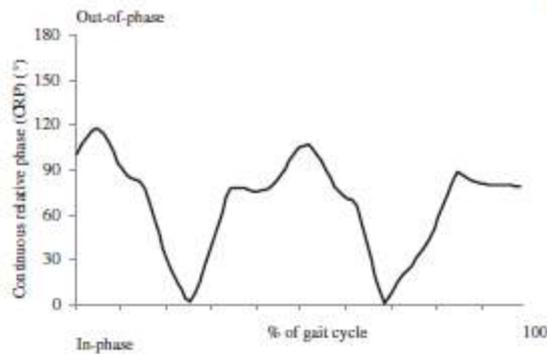
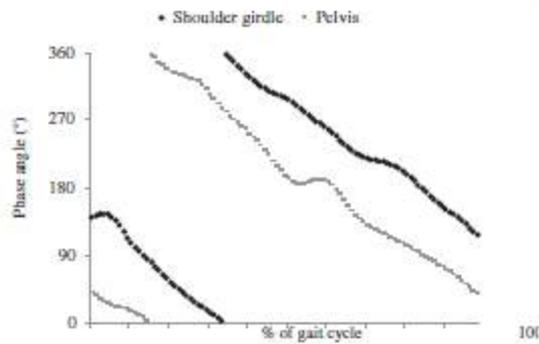
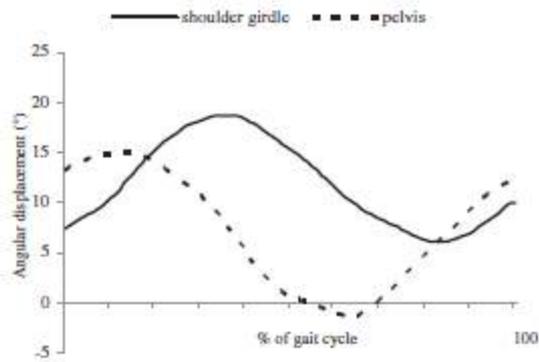


**11** Rotazione in senso inverso dei cingoli scapolare e pelvico da Grossiord e al [18].  
1. Asse del bacino ; 2. asse delle spalle.

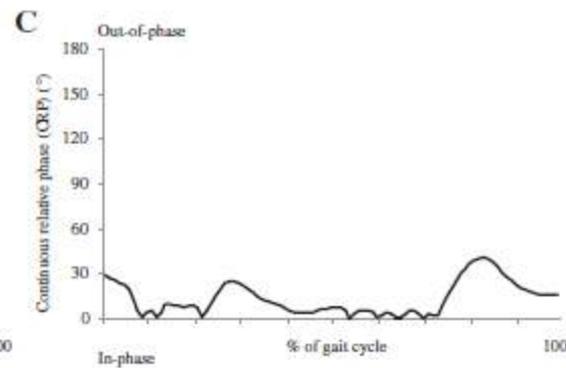
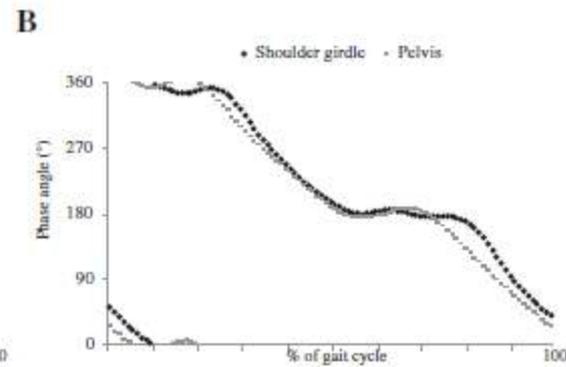
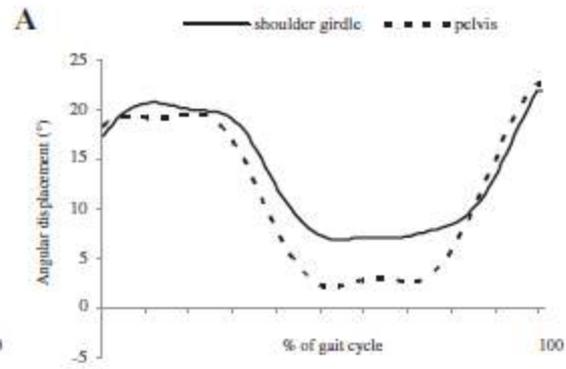


**12** Rotazioni del bacino nel ciclo del cammino da Grossiord e al [18].  
1. Bacino in rotazione esterna in rapporto al femore destro ; 2. passaggio alla verticale ; 3. bacino in rotazione interna in rapporto al femore destro.

### Typically developed child

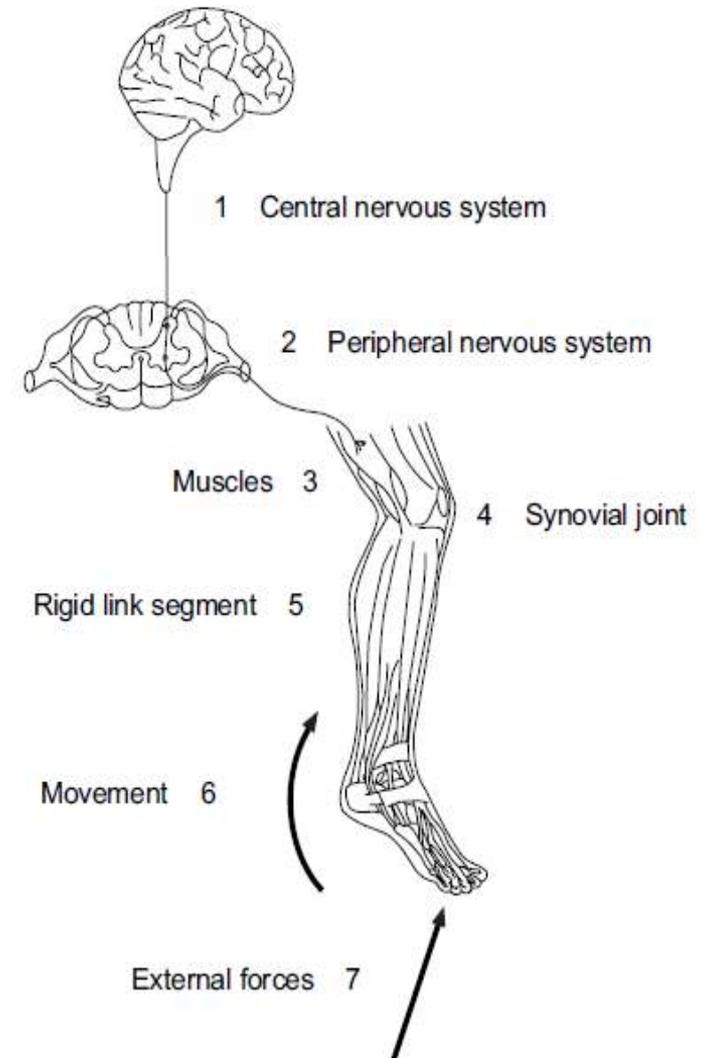


### Cerebral palsy child



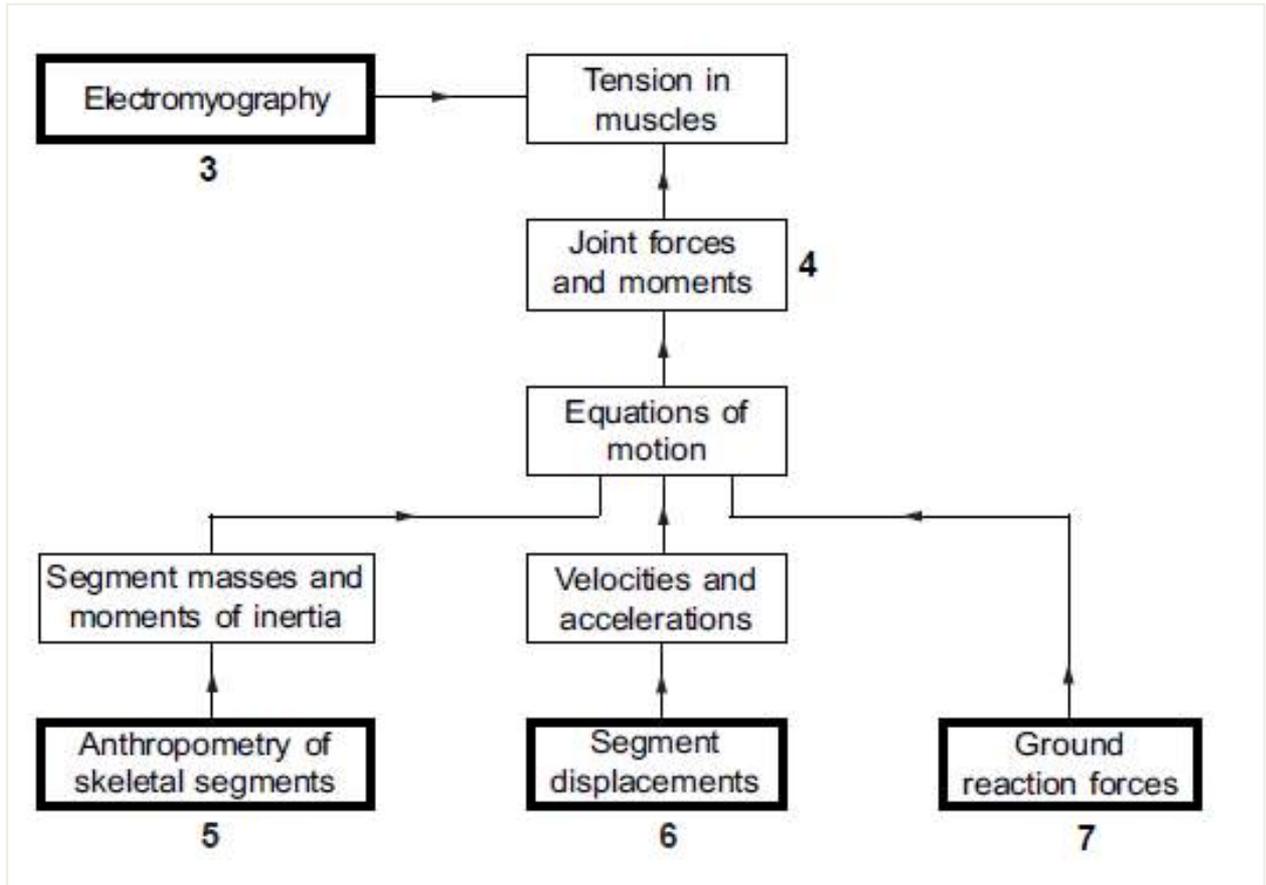
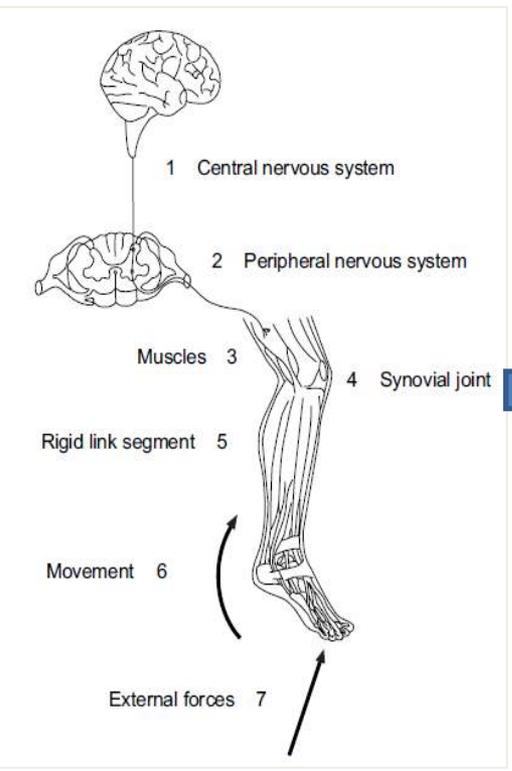
# The sequence of events that must take place for walking to occur:

- Registration and activation of the gait command in the CNS
- Transmission of the gait signals to the PNS
- Contraction of muscles that develop tension
- Generation of forces at, and moments across, synovial joints
- Regulation of the joint forces and moments by the rigid skeletal segments
- Displacement of the segments in a manner that is recognized as functional gait
- Generation of ground reaction forces



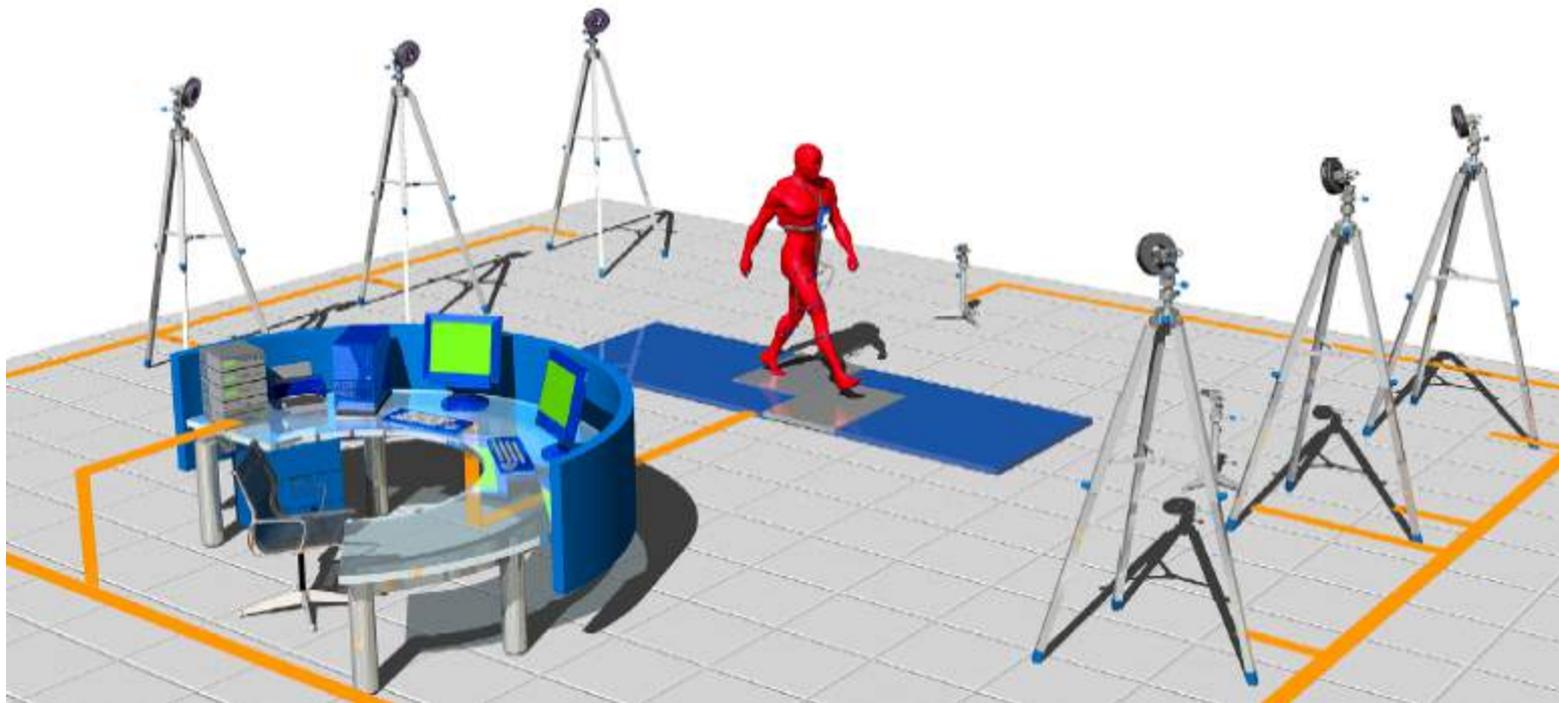
# The Gait Analysis approach:

motion of the mechanical system is defined in precise detail and the objective is to determine the forces causing that motion.



# Laboratorio per l'Analisi Computerizzata Multifattoriale del Movimento

## “Motion Analysis Lab (MAL)”

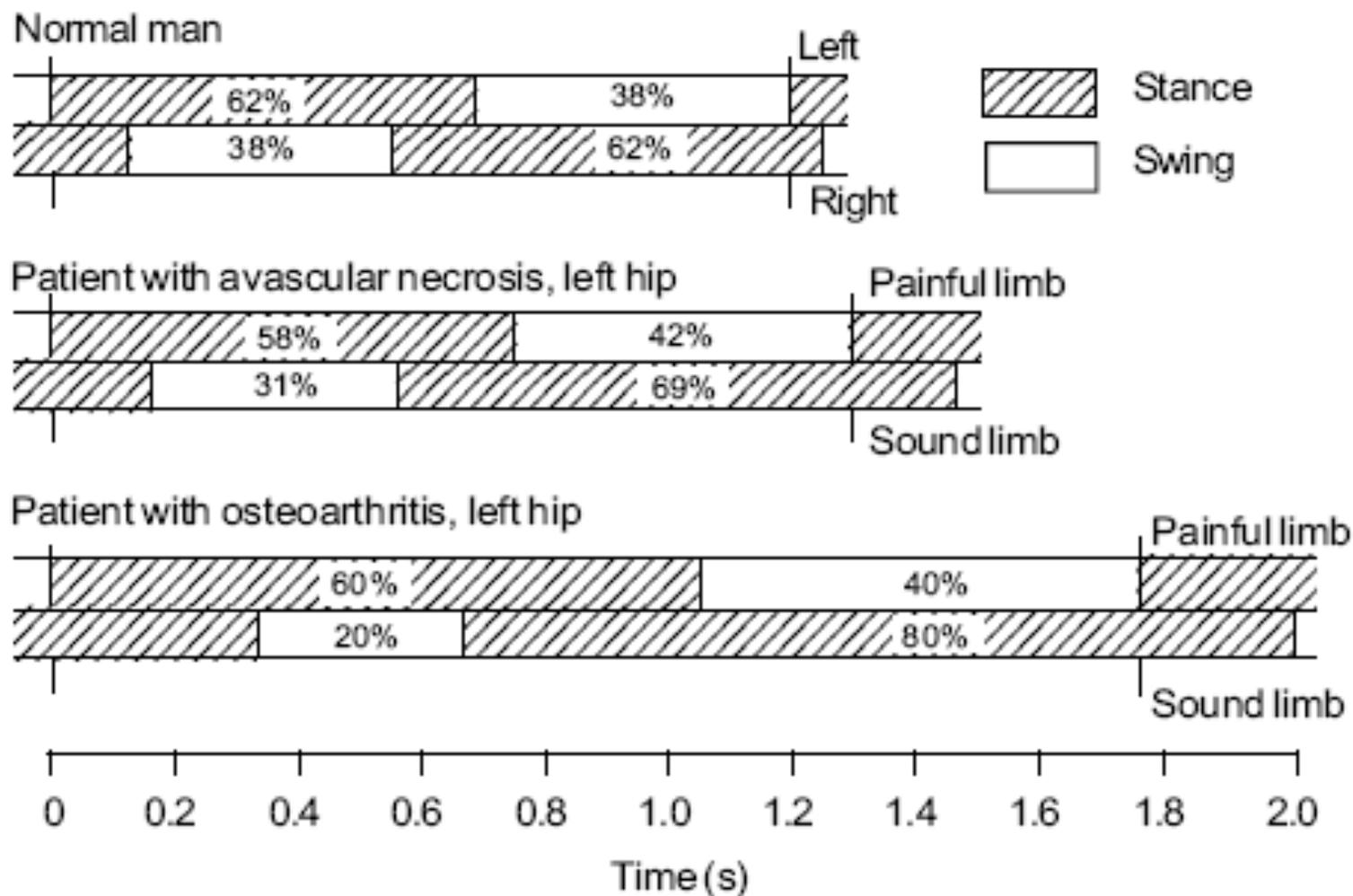


### System Characteristics

- Multifactorial Analysis
- 3D Reconstruction of the Movement
- Quantitative and objective data
- Noninvasive technique

## PARAMETRI:

- ☞ TEMPORALI: durata delle diverse fasi del passo, sia a destra che a sinistra
  
- ☞ SPAZIALI: lunghezza del passo e del semipasso. Da questi si ricavano informazioni circa la *frequenza* e la *simmetria* del passo, la *velocità* della deambulazione



- LUNGHEZZA DEL PASSO

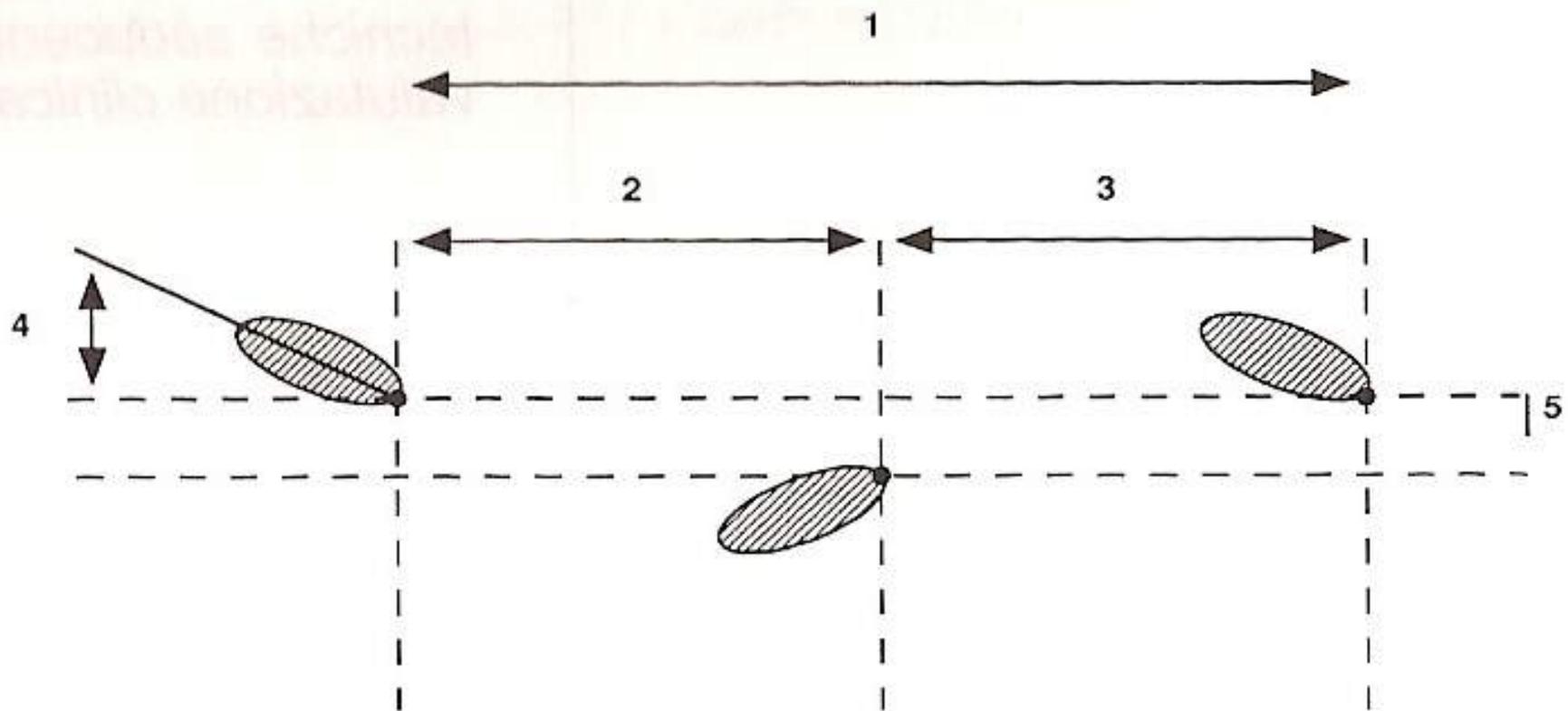
- *Distanza fra 2 appoggi successivi dello stesso tallone. In condizioni normali è pari a circa l'80-90% dell'altezza del soggetto*

- LARGHEZZA DEL PASSO

- *Distanza fra il centro del tallone posteriormente e la linea di progressione del cammino. È pari a circa 5-6 cm*

- ANGOLO DEL PASSO

- *Angolo che l'asse longitudinale del piede forma con la linea di progressione del cammino. È pari a circa 15°*



## 2 I parametri del passo.

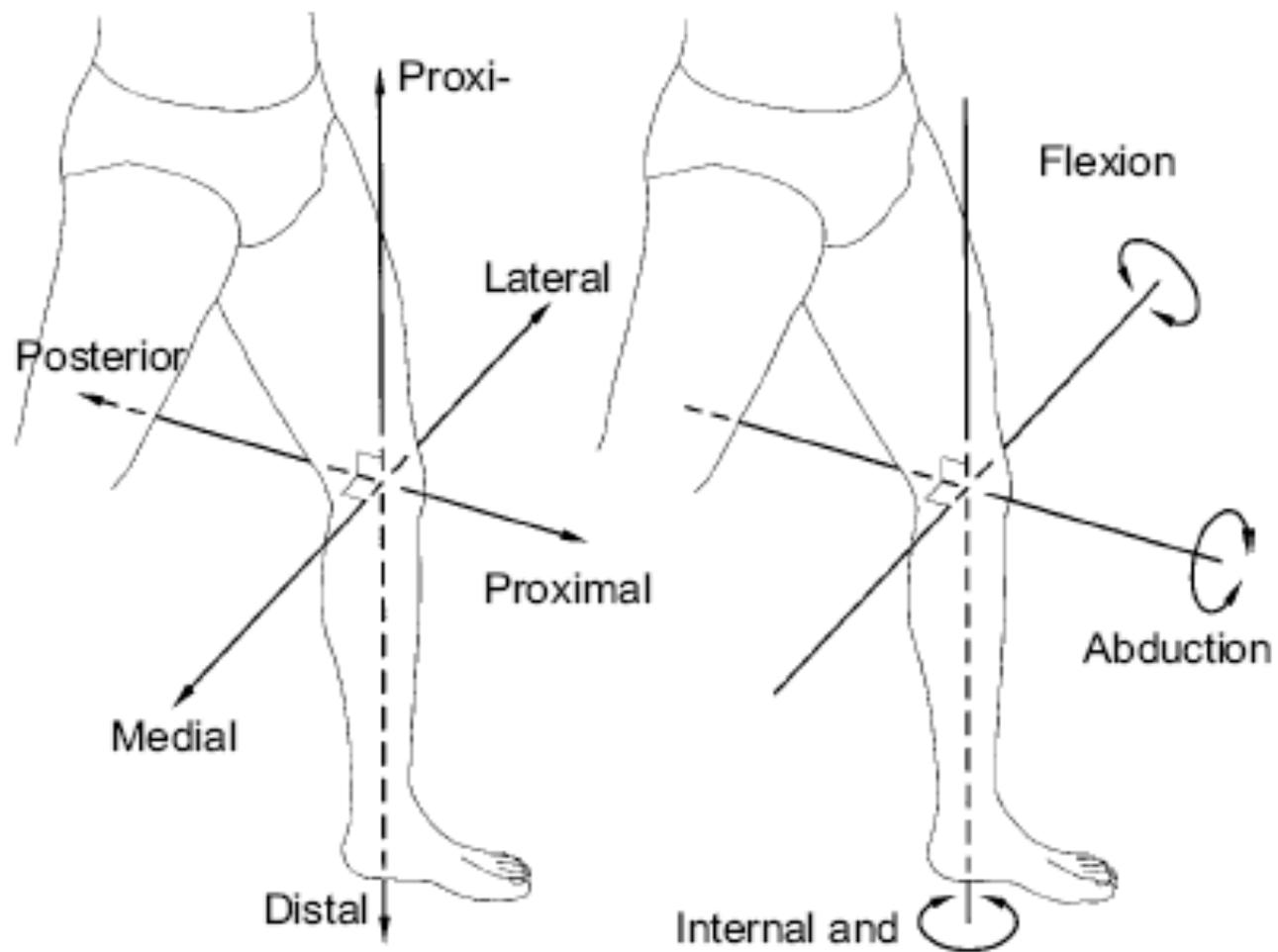
1. Lunghezza del passo ; 2. semipasso destro o passo anteriore destro ; 3. semipasso sinistro o passo anteriore sinistro ; 4. angolo del passo ; 5. larghezza del passo.

# CINEMATICA

Studio delle misure che contribuiscono a determinare i parametri temporali e spaziali dei movimenti segmentali e globali del corpo.

- **escursioni articolari**
- **velocità angolari**
- **accelerazioni**

nei tre piani dello spazio, ossia nel piano frontale (abduzioni-adduzioni), sagittale (flesso-estensioni) e trasverso (intra-  
extrarotazioni)



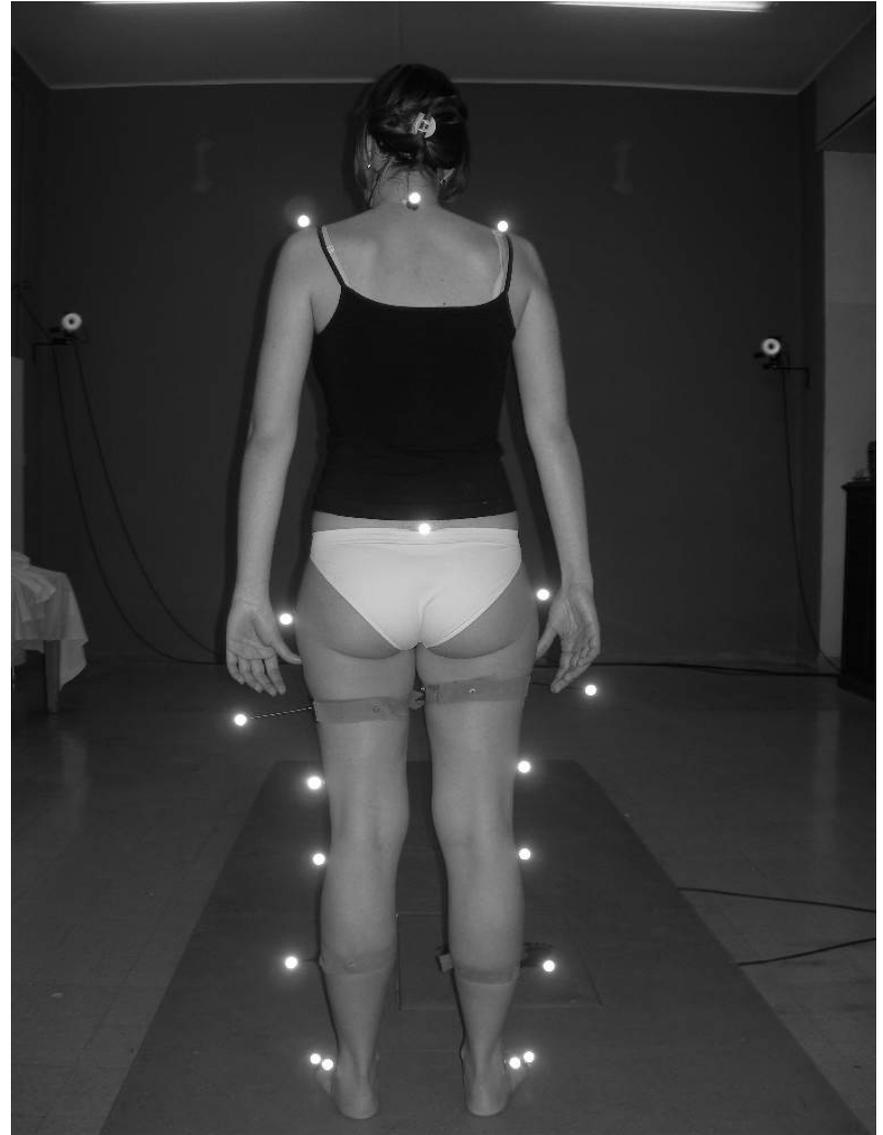
## Analisi Cinematica

I dati vengono acquisiti attraverso un sistema optoelettronico ad infrarossi.

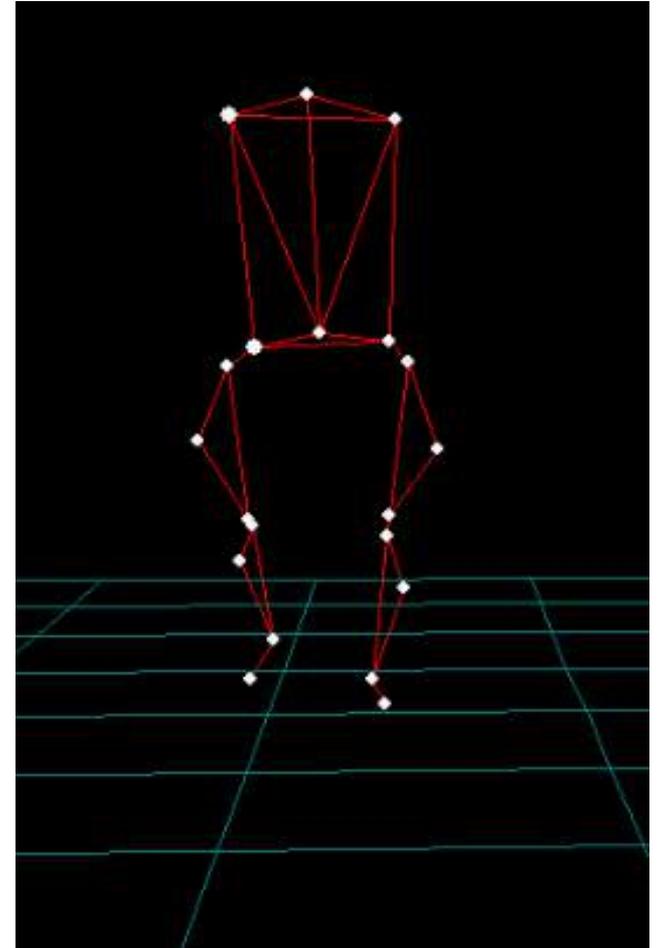
L'analisi è basata sul riconoscimento e la ricostruzione 3D del movimento di markers passivi posizionati su reperi anatomici.

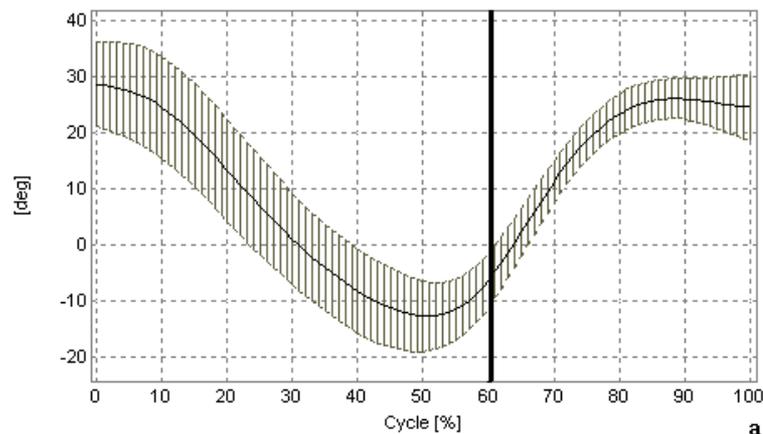


# POSIZIONAMENTO DEI MARKERS

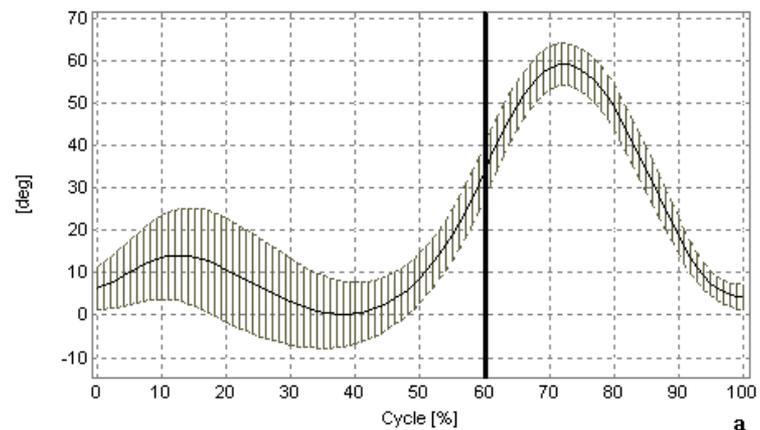


# RICOSTRUZIONE 3D

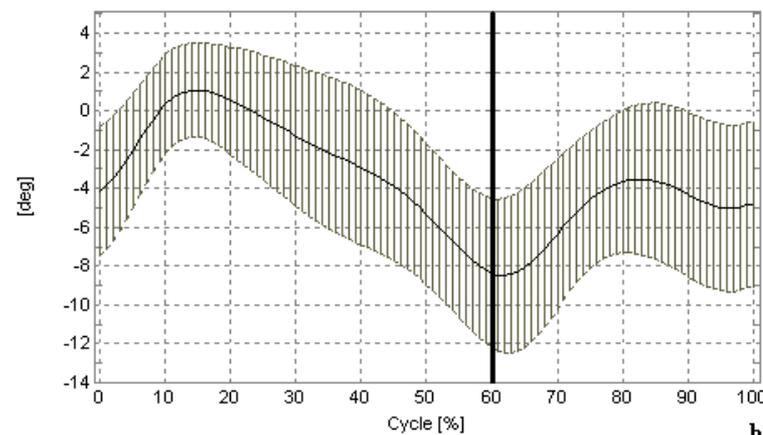




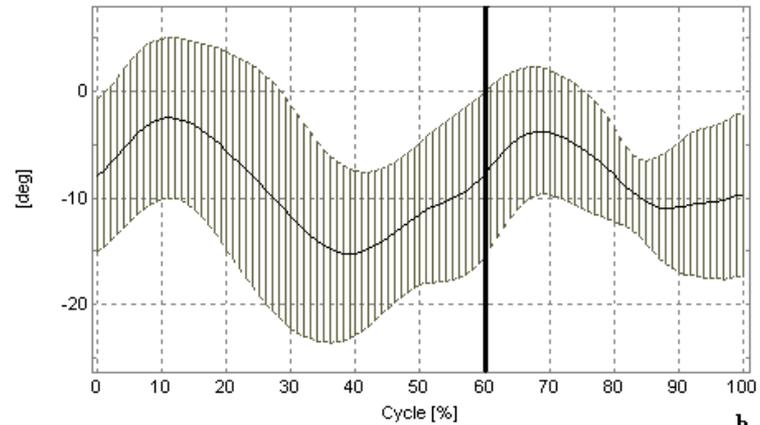
**a**



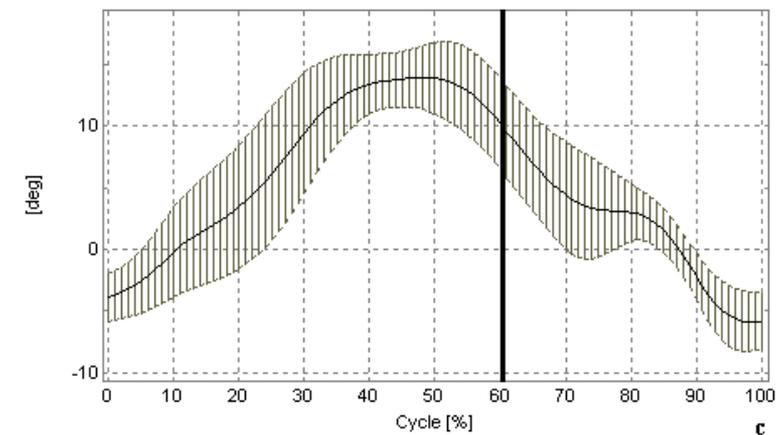
**a**



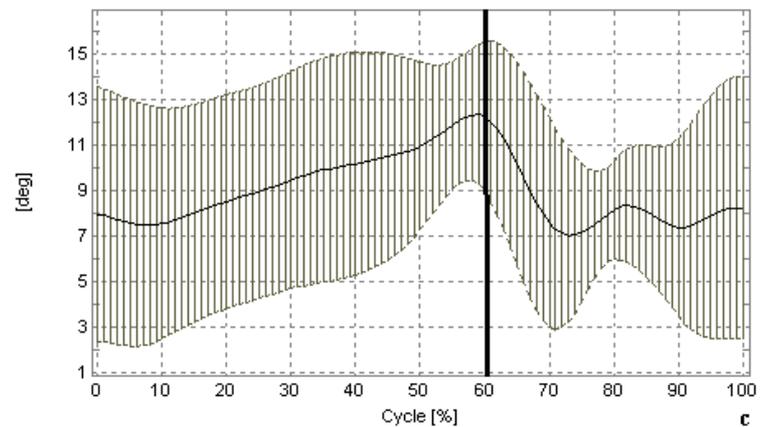
**b**



**b**



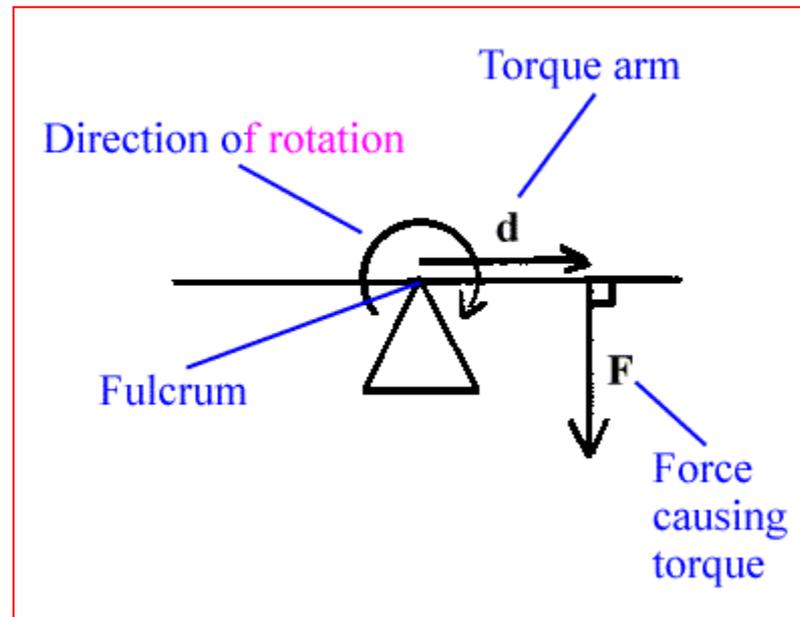
**c**



**c**

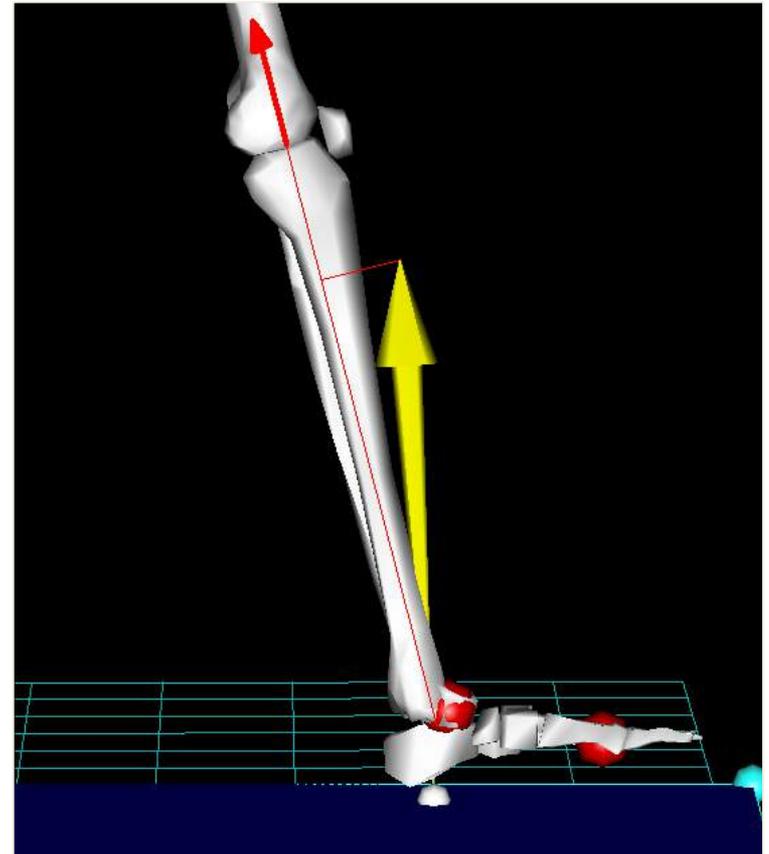
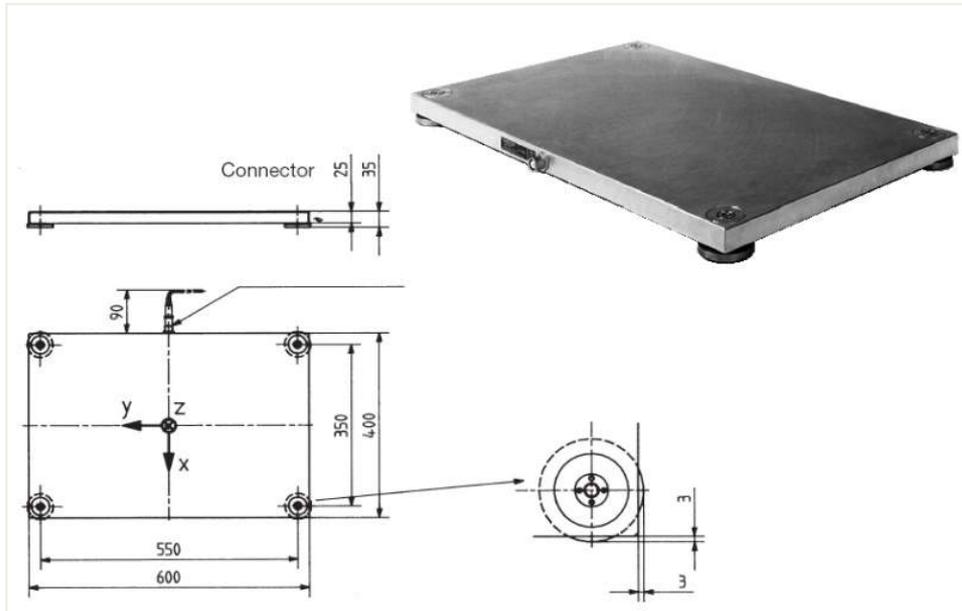
# CINETICA

- La cinetica si occupa di investigare l'insieme delle forze che si genera in risposta ad un movimento, nelle sue componenti interne (muscolo-legamentose) ed esterne (gravitazionali). Nella deambulazione questo calcolo viene definito durante la fase di contatto al suolo.

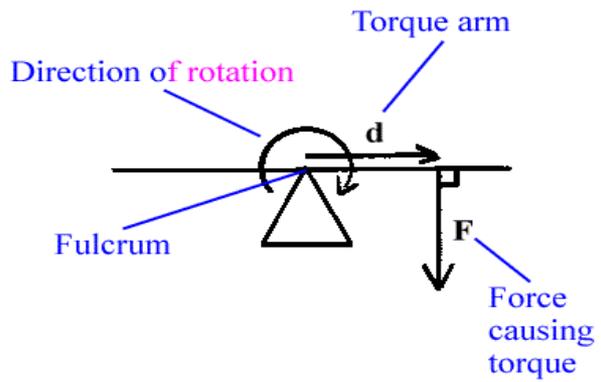


# Piattaforme di Forza

The measured force, together with kinematic analysis, allows studying **moments and powers** for specific articulations

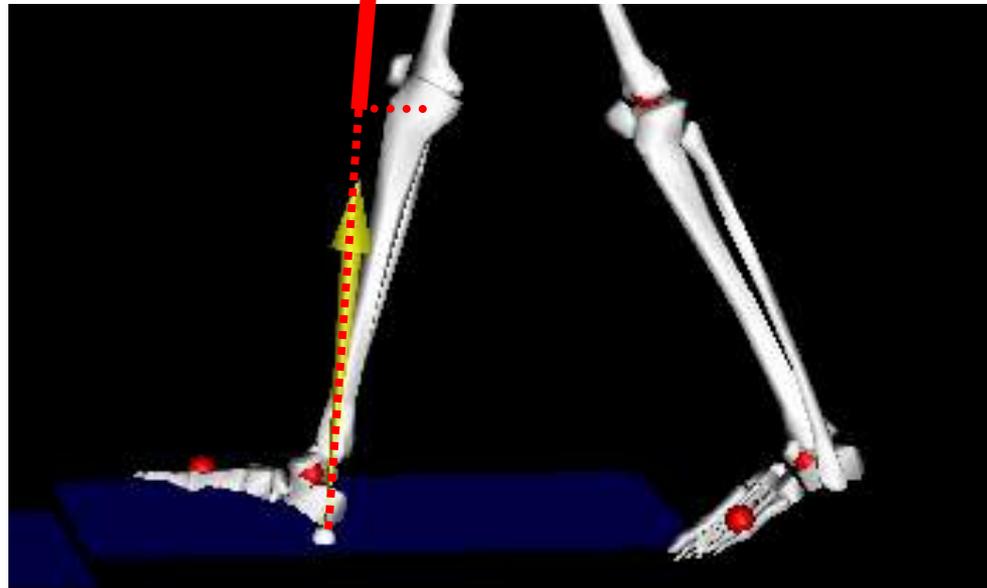


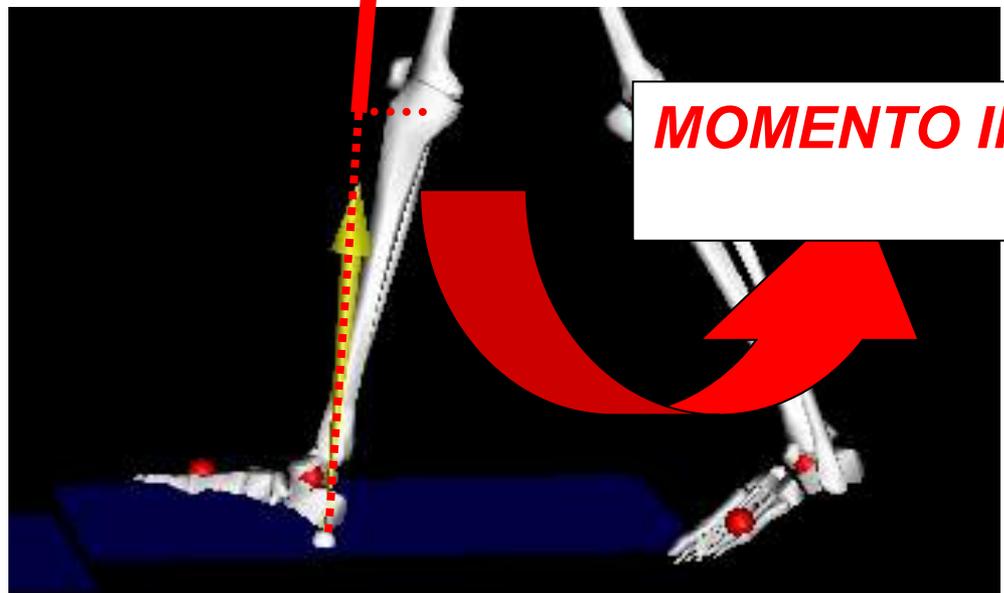
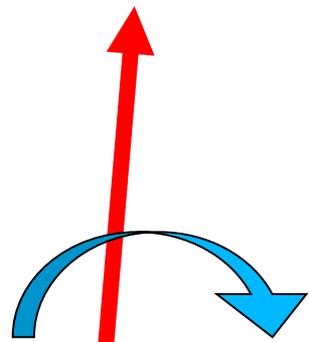
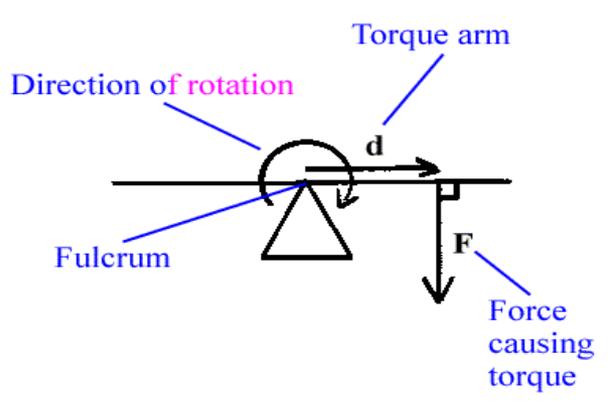




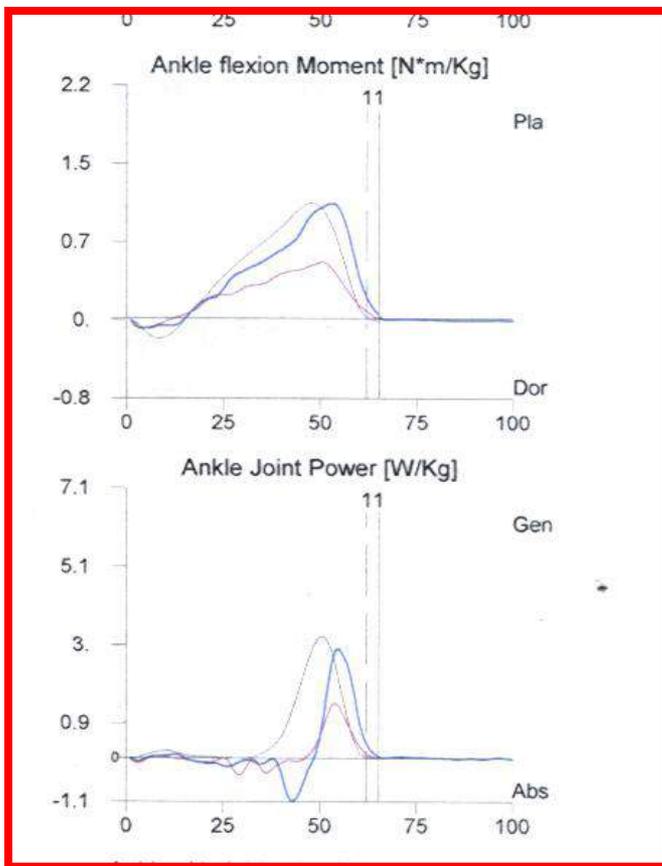
GRF (ground reaction force)

Direzione del  
MOMENTO  
ESTERNO





**MOMENTO INTERNO**

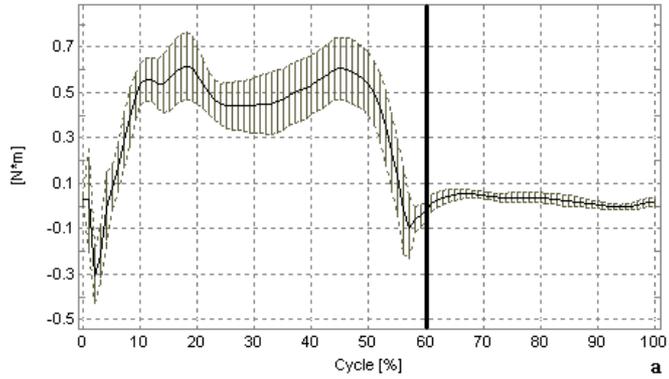


The Kinematics are the effects, but we are also interested in studying the dynamic, the cause of the motion .

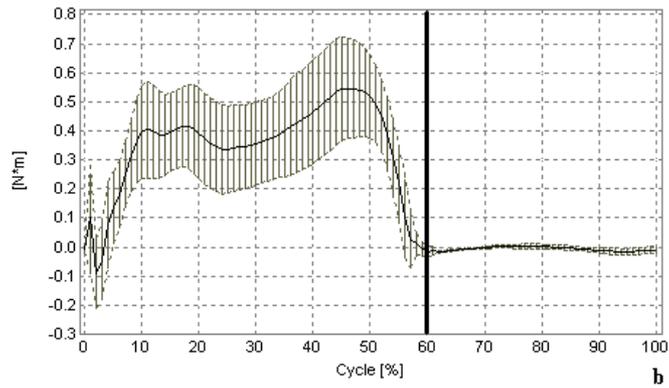
The joint forces and moments cause the rigid skeletal links (segments such as the thigh, calf, foot, etc.) to move and to exert forces on the external environment.

In fact angular kinematics and ground reaction forces are all integrated to yield the resultant joint forces and moments.

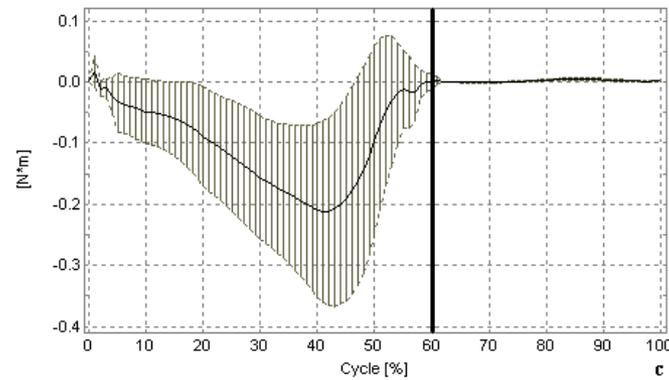
# Piano Frontale



a) anca

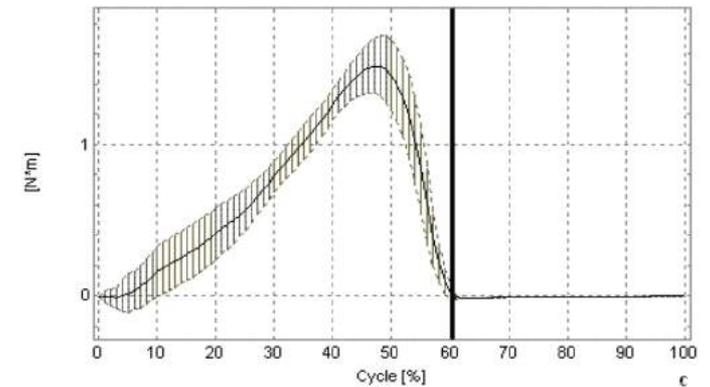
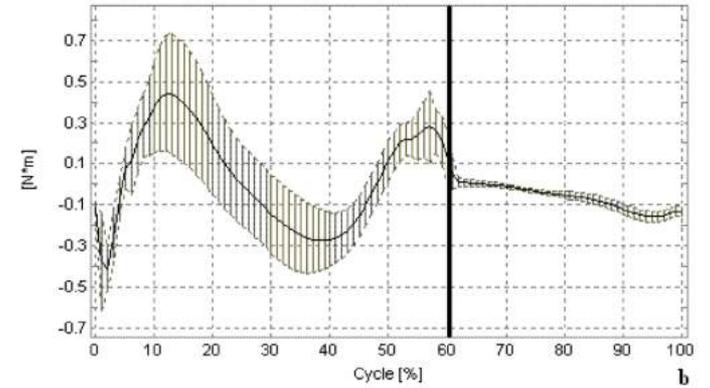
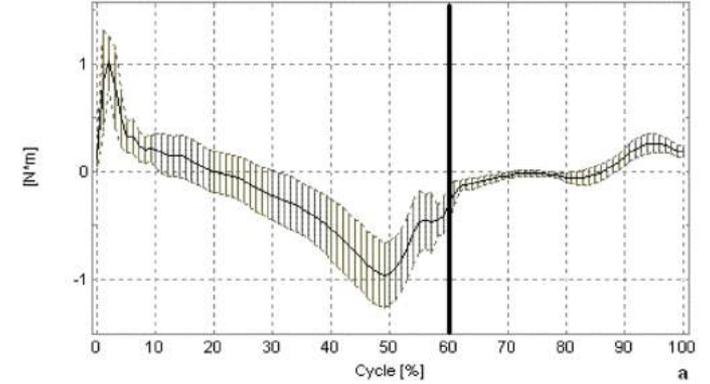


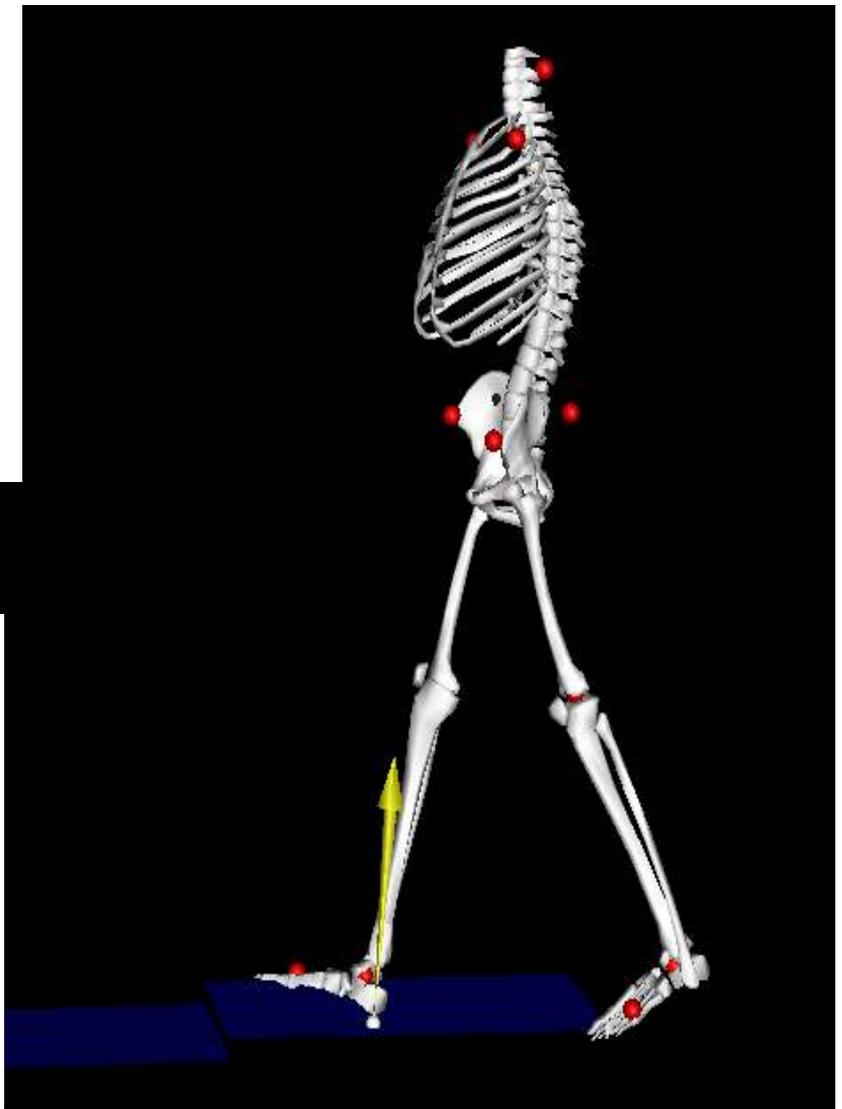
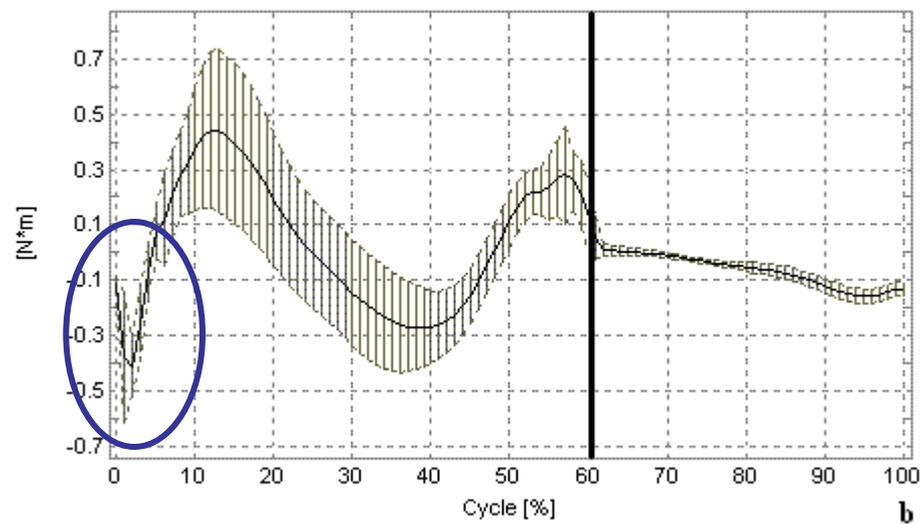
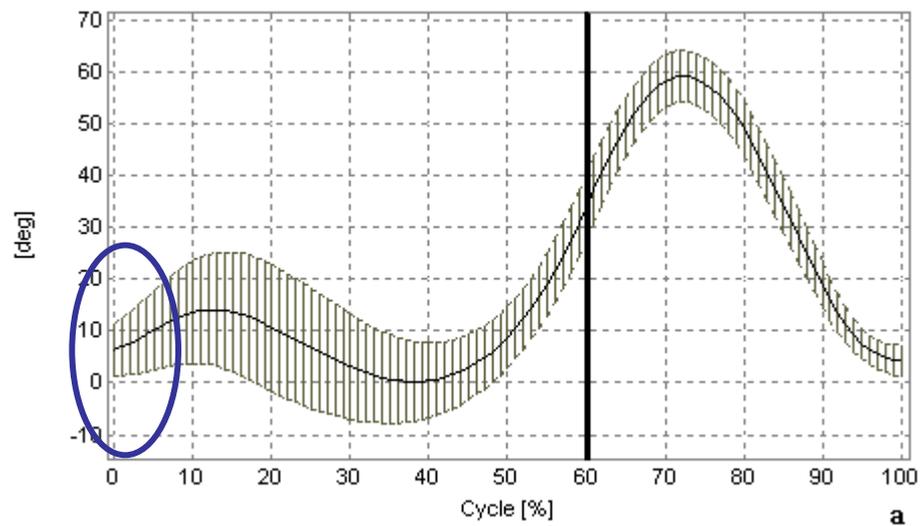
b) ginocchio

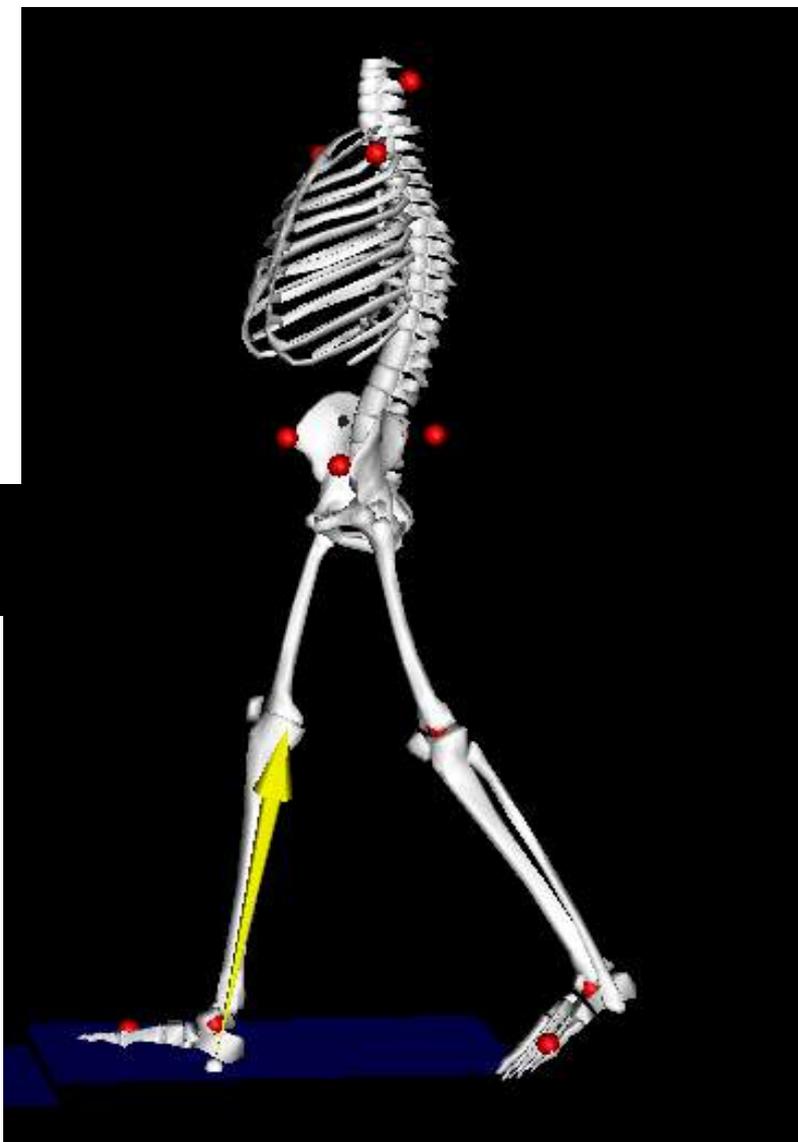
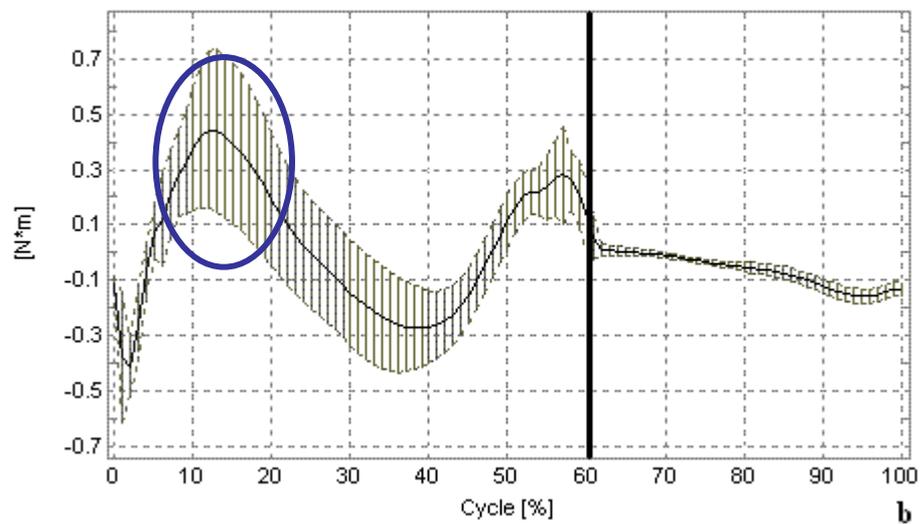
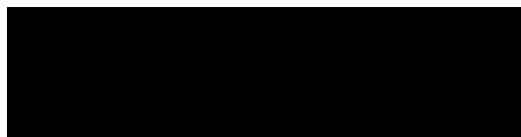
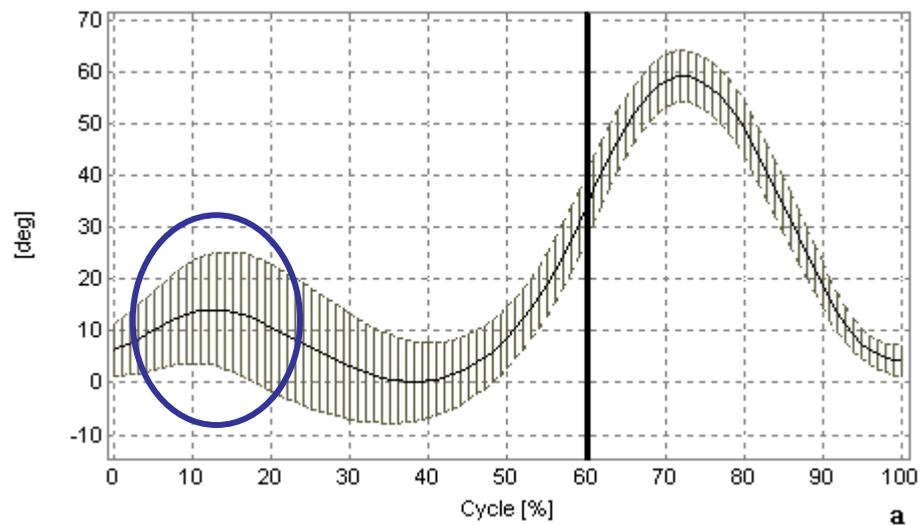


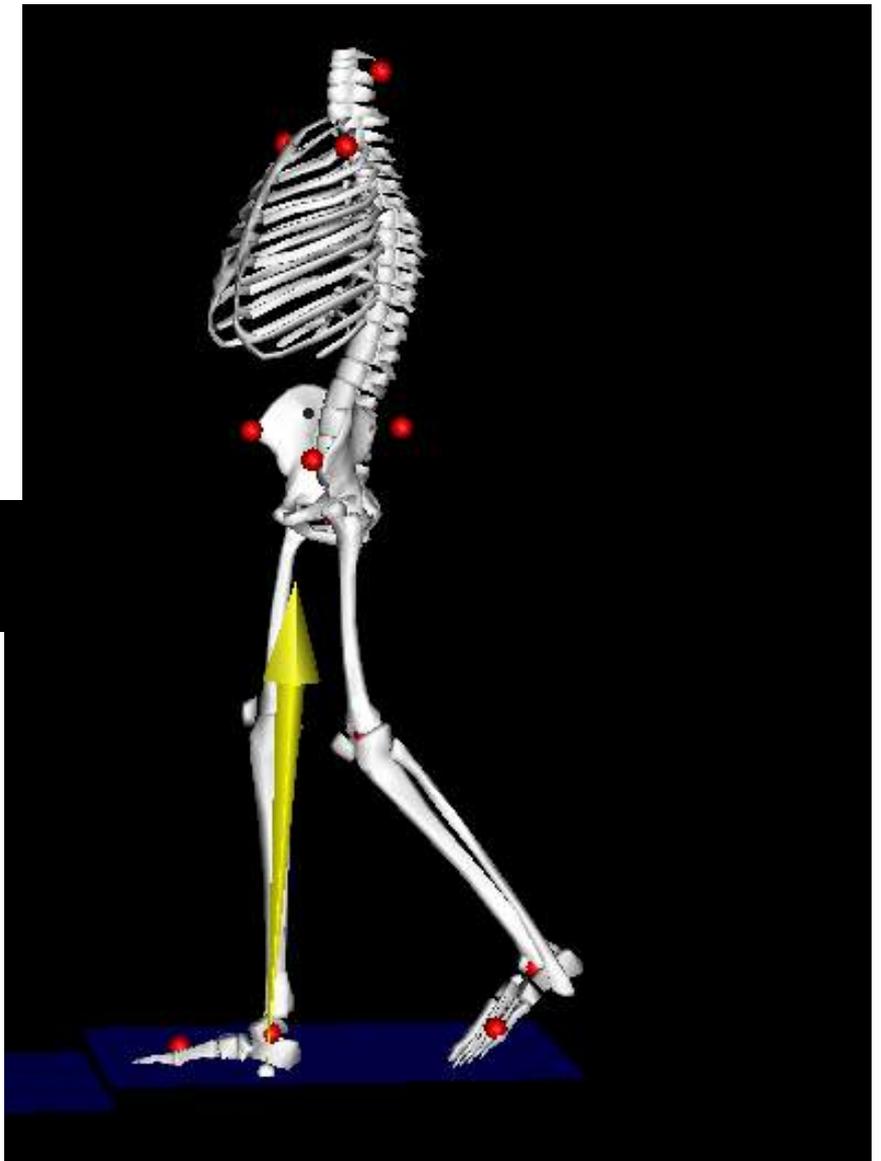
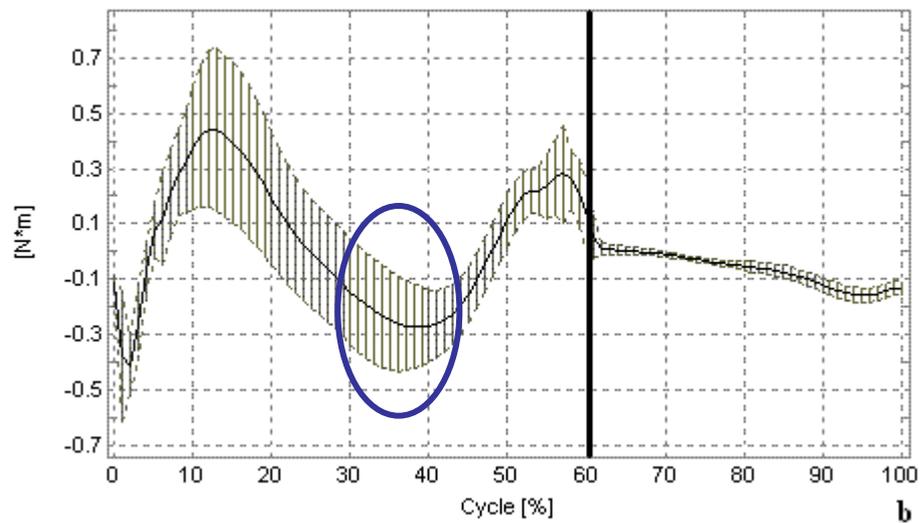
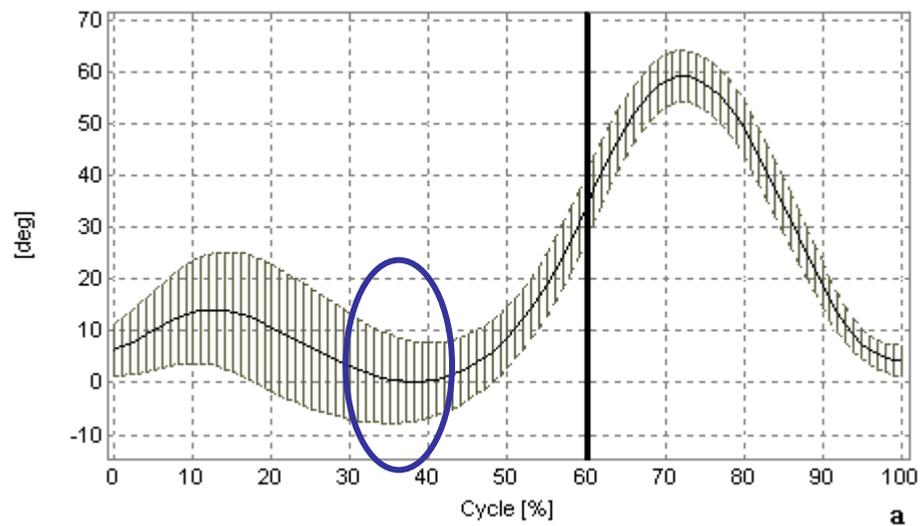
c) caviglia

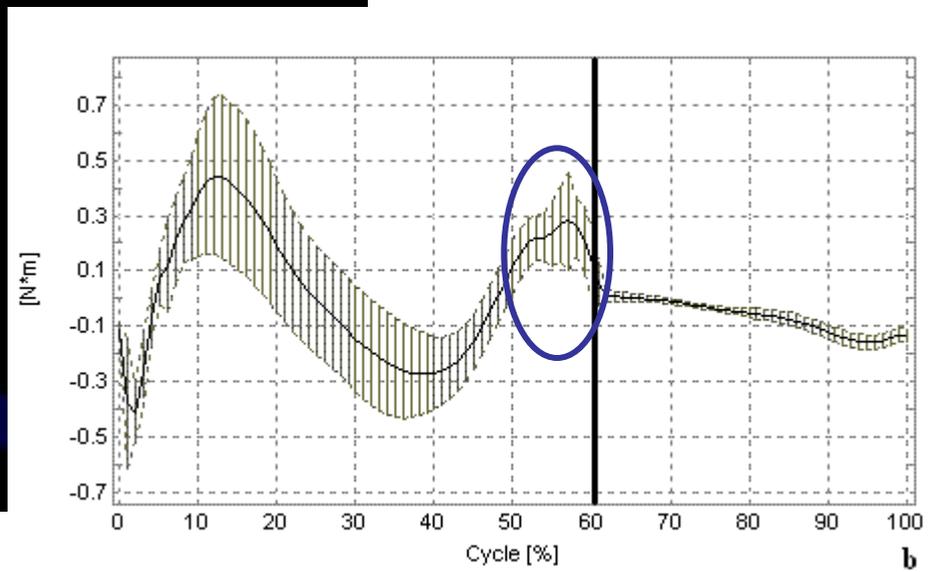
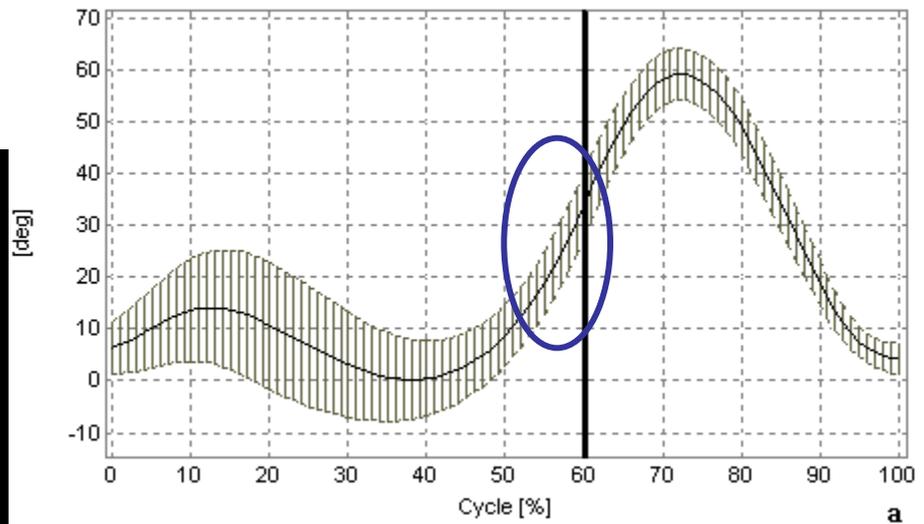
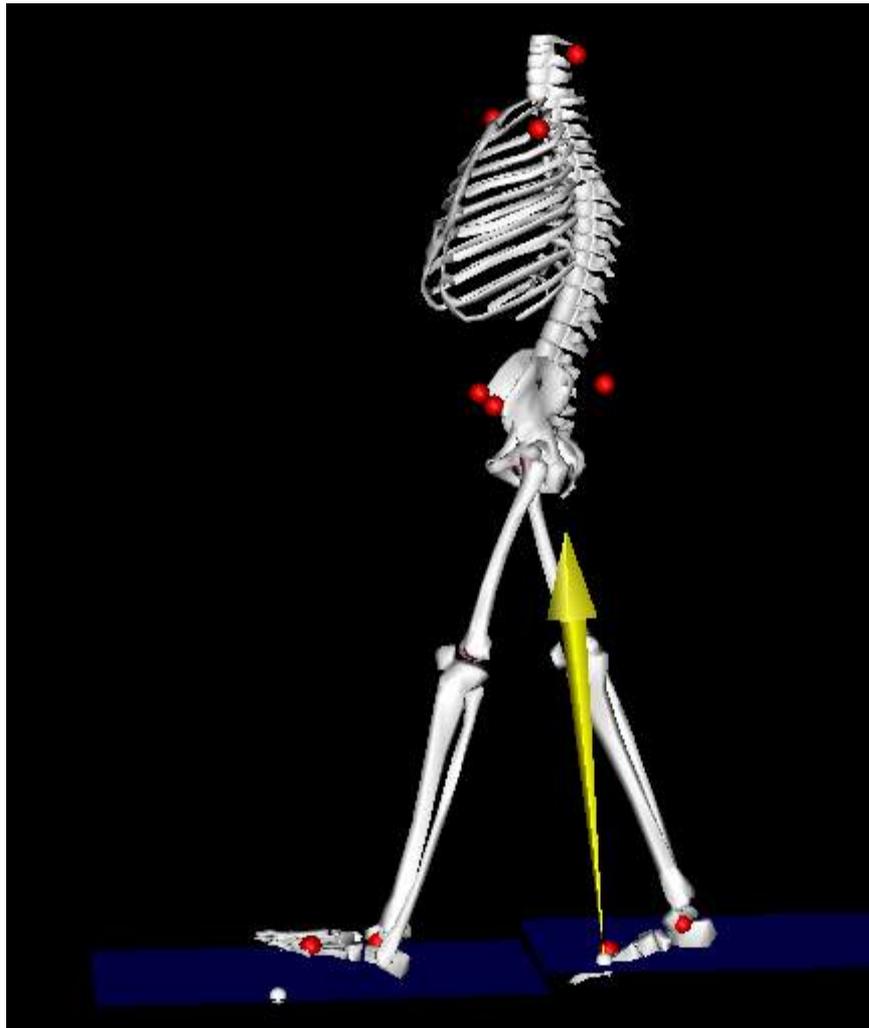
# Piano Sagittale





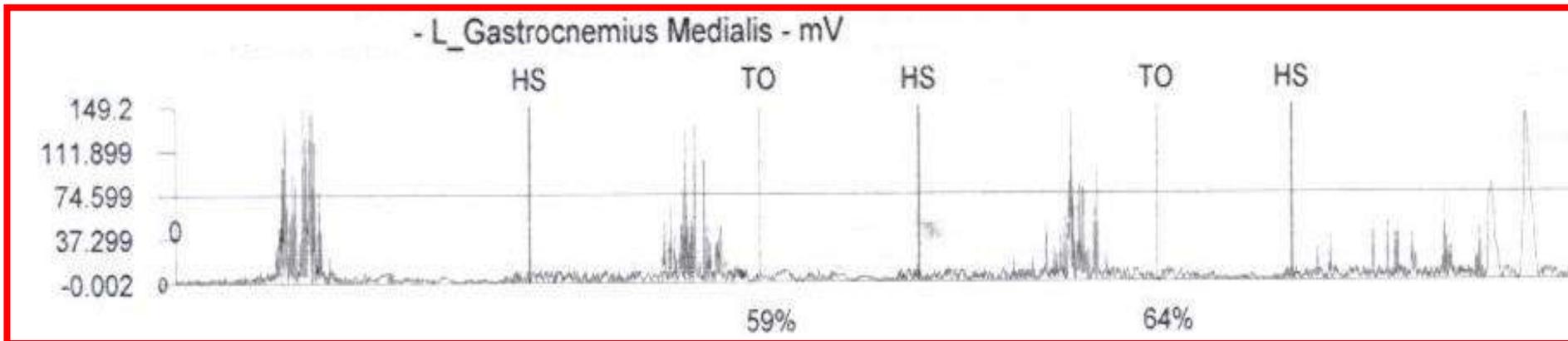






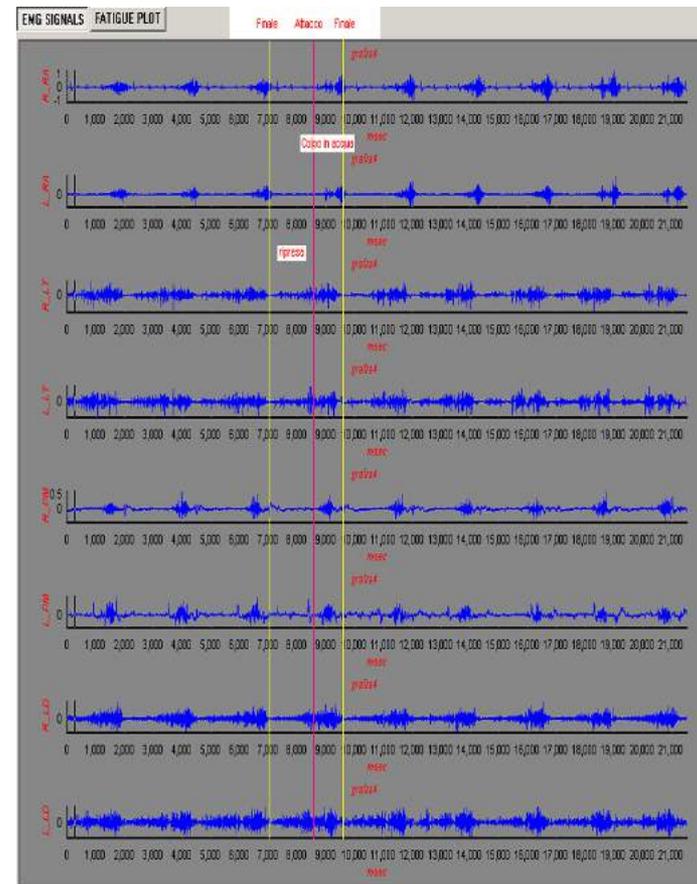
☞ **DATI ELETTROMIOGRAFICI: relativi all'attività dei muscoli bersaglio.**

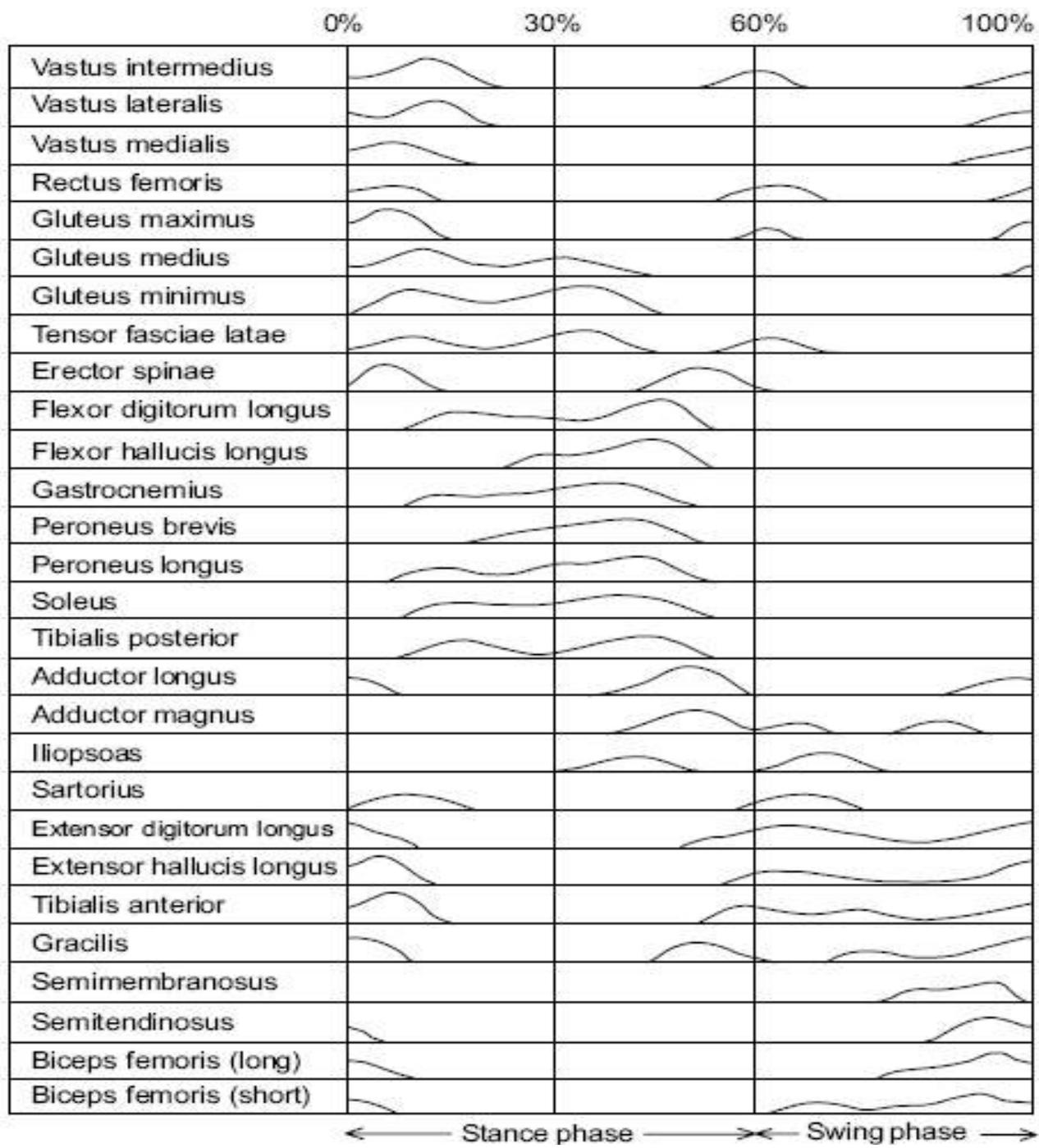
**I dati EMG dipendono dalle caratteristiche geometriche, dalla posizione degli elettrodi di registrazione e dal muscolo**



# Elettromiografia di superficie

Data is thus obtained on the status of muscular activation specific to movement; muscular activity is recorded by detailing sequence, time of activation, duration and, within specific limits, the intensity, noninvasively. Particularly suited to gait analysis, it also provides useful data about the processes of the central nervous system that control the movement of the upper limb.





Primary muscular activity during the gait cycle.

<b>Muscular Activity</b>	<b>Muscles</b>	<b>Period</b>
Shock Absorbers	Quadriceps Dorsiflexors	Weight-Loading
Stabilizers	Gluteus Maximus, Medius, & Minimus Tensor Fascia Lata Erector Spinae	Stance-Phase
Foot Lift Off	Flexor Digitorum Longus Flexor Hallucis Longus Gastrocnemius Peroneus Longus and Brevis Soleus Tibialis Posterior	Weight-Unloading
Accelerators	Adductor Longus and Magnus Iliopsoas Sartorius	Weight-Unloading
Foot Controllers	Extensor Digitorum Longus Extensor Hallucis Longus Tibialis Anterior	Swing-Phase
Decelerators	Gracilis Semimembranosus Semitendinosus Biceps Femoris	Swing-Phase mid-swing to initial-contact



# *Ministero della Salute*

*DIREZIONE GENERALE DELLA PROGRAMMAZIONE SANITARIA, DEI LIVELLI DI  
ASSISTENZA E DEI PRINCIPI ETICI DI SISTEMA*

## **93.05.1**

**ANALISI CINEMATICA DELL' ARTO SUPERIORE O  
INFERIORE O DEL TRONCO**

## **93.05.2**

**ANALISI DINAMOMETRICA DELL' ARTO SUPERIORE O  
INFERIORE O DEL TRONCO**

## **93.08.1**

**ELETTROMIOGRAFIA SEMPLICE [EMG]  
Analisi qualitativa o quantitativa per muscolo**



93.05.6	<p style="text-align: center;"><b>ANALISI DELLA CINEMATICA DELL'ARTO SUPERIORE</b></p> <p>Valutazione della cinematica di una o più articolazioni dell'arto superiore inclusa la misurazione di parametri della velocità e linearità del movimento durante l'esecuzione di movimenti standardizzati</p>
93.05.7	<p style="text-align: center;"><b>ANALISI DELLA CINEMATICA E DELLA DINAMICA DEL PASSO</b></p> <p>Valutazione quantitativa e qualitativa dei parametri spazio-temporali del passo, della cinematica e della dinamica del cammino con l'utilizzo di sistemi optoelettrici e pedane dinamometriche non associabile GAIT ANALYSIS (93.05.8)</p>
93.05.8	<p>GAIT ANALYSIS Valutazione clinica della menomazione degli arti inferiori, EMG dinamica del cammino, valutazione dei parametri spazio-temporali del passo, della cinematica e della dinamica del cammino con l'utilizzo di sistemi optoelettronici e pedane dinamometriche.</p> <p>non associabile a ANALISI DELLA CINEMATICA E DELLA DINAMICA DEL PASSO 93.05.7</p> <p style="text-align: center;"><b>VALUTAZIONE EMG DINAMICA DEL CAMMINO 93.08.E</b></p> <p>EMG DINAMICA DELL'ARTO SUPERIORE (93.08.F). Non ripetibile entro 12 mesi eccetto dopo intervento chirurgico</p>
93.08.E	<p style="text-align: center;"><b>VALUTAZIONE EMG DINAMICA DEL CAMMINO</b></p> <p>Valutazione EMG di superficie o con elettrodi a filo (4 muscoli), associato ad esame basografico per la definizione delle fasi del passo</p> <p>non associabile a ANALISI DELLA CINEMATICA E DELLA DINAMICA DEL PASSO (93.05.7)</p>
93.08.F	<p style="text-align: center;"><b>EMG DINAMICA DELL'ARTO SUPERIORE</b></p> <p>Valutazione EMG di superficie o con elettrodi a filo (4 muscoli)</p>

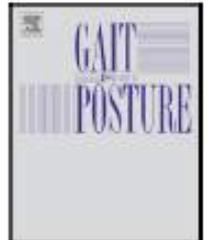


ELSEVIER

Contents lists available at ScienceDirect

## Gait & Posture

journal homepage: [www.elsevier.com/locate/gaitpost](http://www.elsevier.com/locate/gaitpost)



# Unilateral deep brain stimulation of the pedunculopontine tegmental nucleus in idiopathic Parkinson's disease: Effects on gait initiation and performance



P. Mazzone<sup>a,\*</sup>, M. Paoloni<sup>b</sup>, M. Mangone<sup>b</sup>, V. Santilli<sup>b</sup>, A. Insola<sup>c</sup>, M. Fini<sup>d</sup>, E. Scarnati<sup>e</sup>

<sup>a</sup>*Stereotactic and Functional Neurosurgery, CTO Hospital, ASL RMC, Rome, Italy*

<sup>b</sup>*Biomechanics and Movement Analysis Laboratory, Physical Medicine and Rehabilitation, University of Rome La Sapienza, Italy*

<sup>c</sup>*Clinical Neurophysiology, CTO Hospital, ASL RMC, Rome, Italy*

<sup>d</sup>*IRCCS San Raffaele Pisana, Rome, Italy*

<sup>e</sup>*Department of Biotechnological and Applied Clinical Sciences (DISCAB), University of L'Aquila, L'Aquila, Italy*



- The pedunculo pontine tegmental nucleus (PPTg) is a component of the locomotor mesencephalic area. In recent years it has been considered a new surgical site for deep brain stimulation (DBS) in movement disorders.
- Here, using objective kinematic and spatio-temporal gait analysis, we report the impact of low frequency (40 Hz) unilateral PPTg DBS in ten patients suffering from idiopathic Parkinson's disease with drug-resistant gait and axial disabilities
- Patients were studied for gait initiation (GI) and steady-state level walking (LW) under residual drug therapy



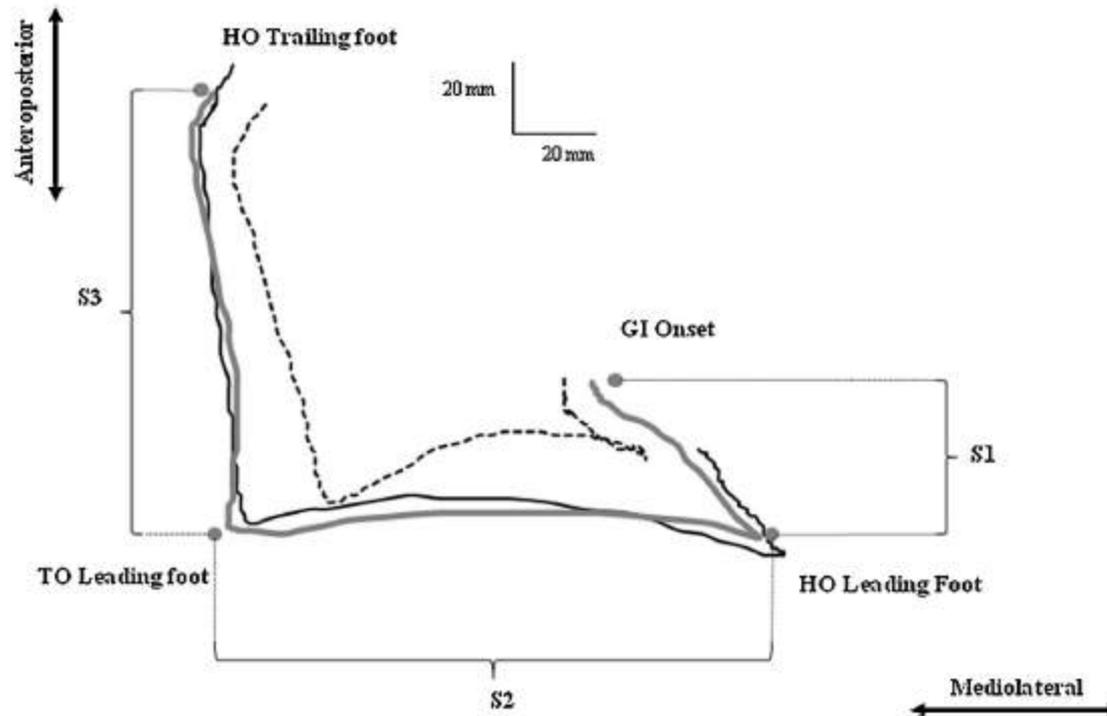
- Gait in idiopathic Parkinson's disease (PD) is characterised by reduced walking speed and step length, start hesitation, freezing and festination; the difficulty in maintaining a stable posture often results in falls
- deep brain stimulation (DBS) of some basal ganglia nuclei has proven to be effective at reducing motor disabilities. The subthalamic nucleus (STN) is a traditional target of DBS in PD; however, the therapeutic benefit of STN DBS for gait and balance may be unsatisfactory
- The rationale for proposing the PPTg was its anatomical input–output relationships with motor structures, location in the locomotor mesencephalic area and involvement in neurodegenerative disorders



- Ten PD male patients (60.2 ± 7.4 years; mean SD, range 43–67), completing one-year follow-up between 2012 and 2013, were studied.
- The electrode implantation was contralateral to the most disabled hemisoma, thus nine patients were implanted in the right PPTg and one in the left PPTg
- The stimulation parameters (40 Hz, pulse width 60 ms, 2.5–3 V) were optimised to obtain the better clinical response, even in the absence of medication



- In the GI task, subjects stood upright for 2 s with both feet on one of the two platforms and started walking as they received a verbal cue that specified which leg they had to move first. Six trials were acquired for each subject and the path of the centre of pressure (CoP) was calculated
- This path, which defined the anticipatory postural adjustment (APA), was divided into S1 (imbalance, from GI onset to heel-off of the leading foot), S2 (unloading, from heel-off to toe-off of the leading foot) and S3 (from toe-off of the leading foot to heel-off of the trailing foot) subphases



**Fig. 1.** Representative trajectories of the CoP during gait initiation when stepping with the right foot in a control health subject (continuous grey line), and in a patient during DBS-OFF (dotted black line) and DBS-ON (continuous black line). The landmarks which are considered to identify the S1, S2, and S3 sub-phases are indicated by the grey circles. During S1, the CoP moves backward and toward the leading foot to produce a forward displacement of the body's centre of mass and, consequently, a postural inclination that allows a more effective propulsion of the body by contraction of the calf muscles; during S2, the CoP moves toward the trailing foot. S3 represents the anterior displacement of the CoP of the supporting foot, while the contralateral one starts swinging. GI: gait initiation; HO: heel off; TO: toe off.



- The backward shift of the CoP during S1, the mediolateral shift of the CoP during S2 (both shifts normalised to subject's height), the durations of S1 and S2, and the peak velocities (i.e. the maximum velocity reached by the displacement of the CoP in each of the three sub-phases), were calculated

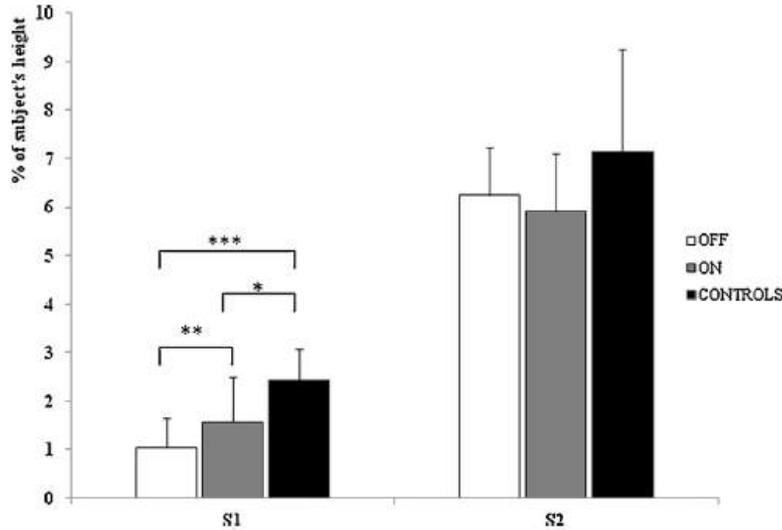


Fig. 2. Mean values and standard deviations of centre of pressure (normalised to subject's height) displacement in S1 and S2 in controls and patients in PPTg OFF and PPTg ON conditions. \* $p < 0.05$ ; \*\* $p < 0.01$ ; \*\*\* $p < 0.001$ .

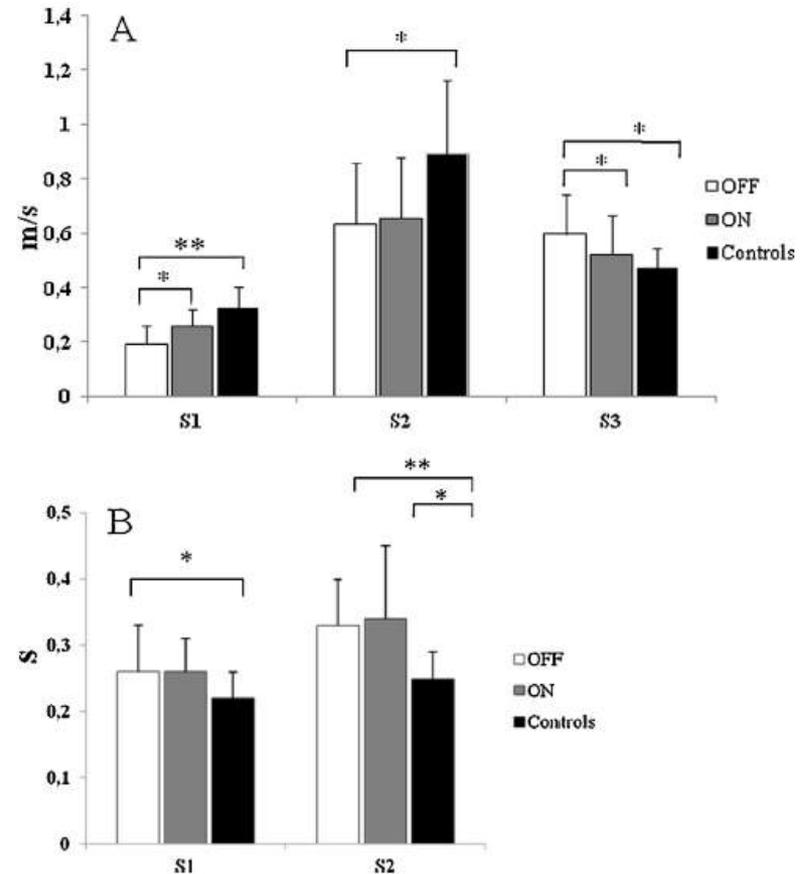


Fig. 3. (A) Mean values and standard deviations of peak velocity of centre of pressure displacement in sub-phases S1, S2 and S3 of the anticipatory postural adjustment phase (APA) in controls and patients in PPTg OFF and PPTg ON conditions. \* $p < 0.05$ ; \*\* $p < 0.01$ ; \*\*\* $p < 0.001$ . (B) Mean values and standard deviations of S1 and S2 duration in controls and patients in PPTg OFF and PPTg ON conditions. \* $p < 0.05$ ; \*\* $p < 0.01$ .



*P. Mazzone et al./Gait & Posture 40 (2014) 357–362*

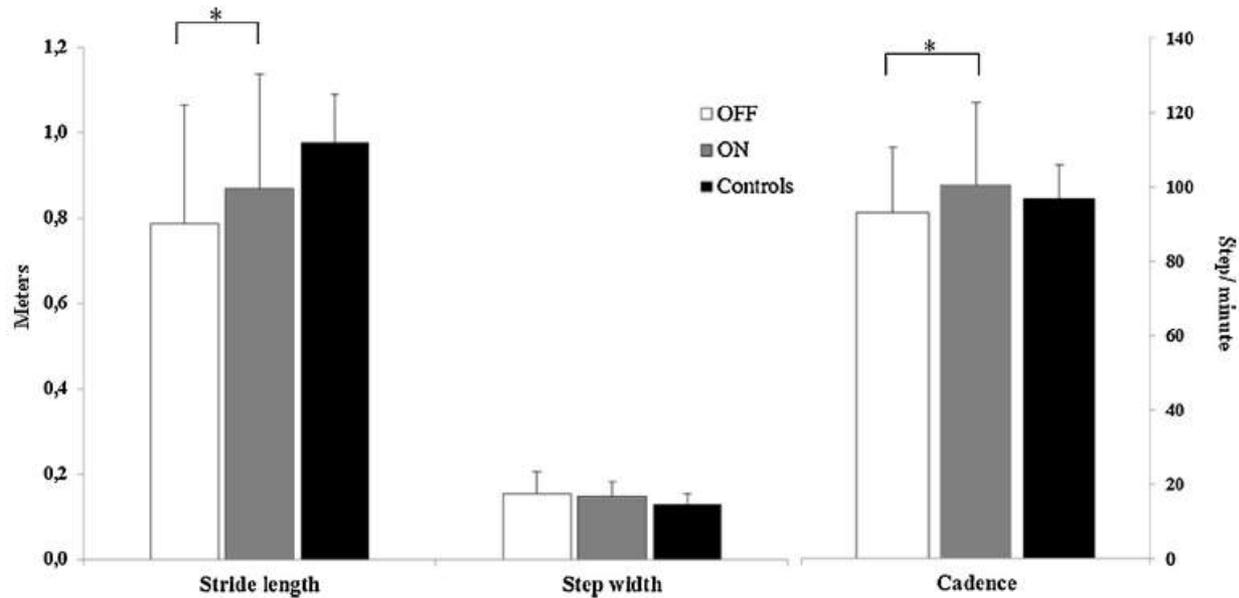


Fig. 4. Mean values and standard deviations of stride length, step width and cadence in healthy controls and patients in PPTg OFF and PPTg ON conditions. \* $p < 0.05$ .



# Modulation of spinal inhibitory reflex responses to cutaneous nociceptive stimuli during upper limb movement

Romildo Don,<sup>1</sup> Francesco Pierelli,<sup>2,3</sup> Alberto Ranavolo,<sup>1</sup> Mariano Serrao,<sup>2,3,4</sup> Massimiliano Mangone,<sup>1</sup> Marco Paoloni,<sup>1</sup> Angelo Cacchio,<sup>1</sup> Giorgio Sandrini<sup>5</sup> and Valter Santilli<sup>1</sup>

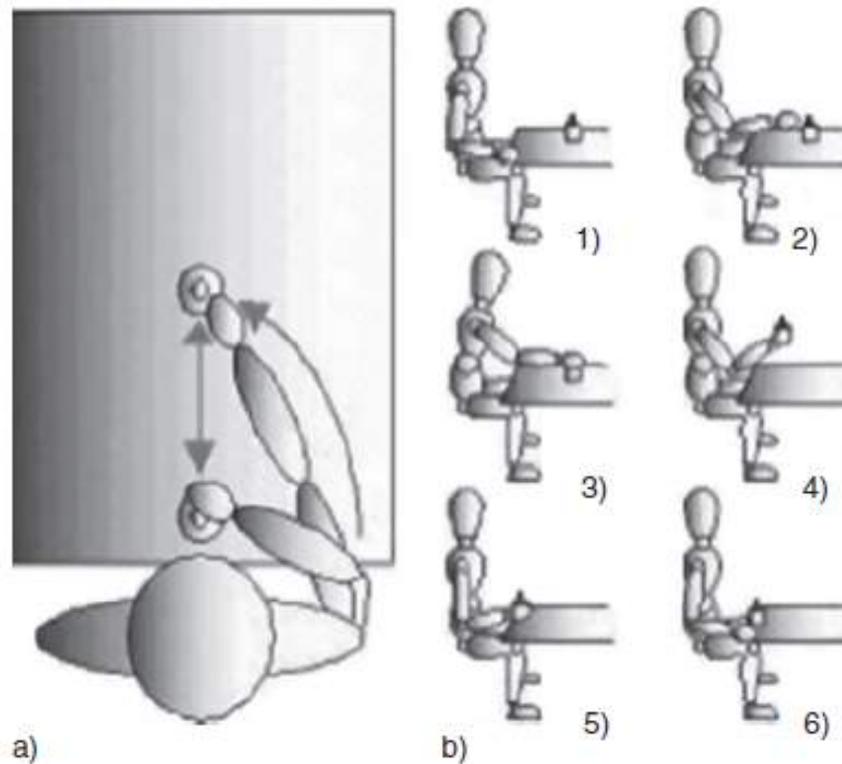
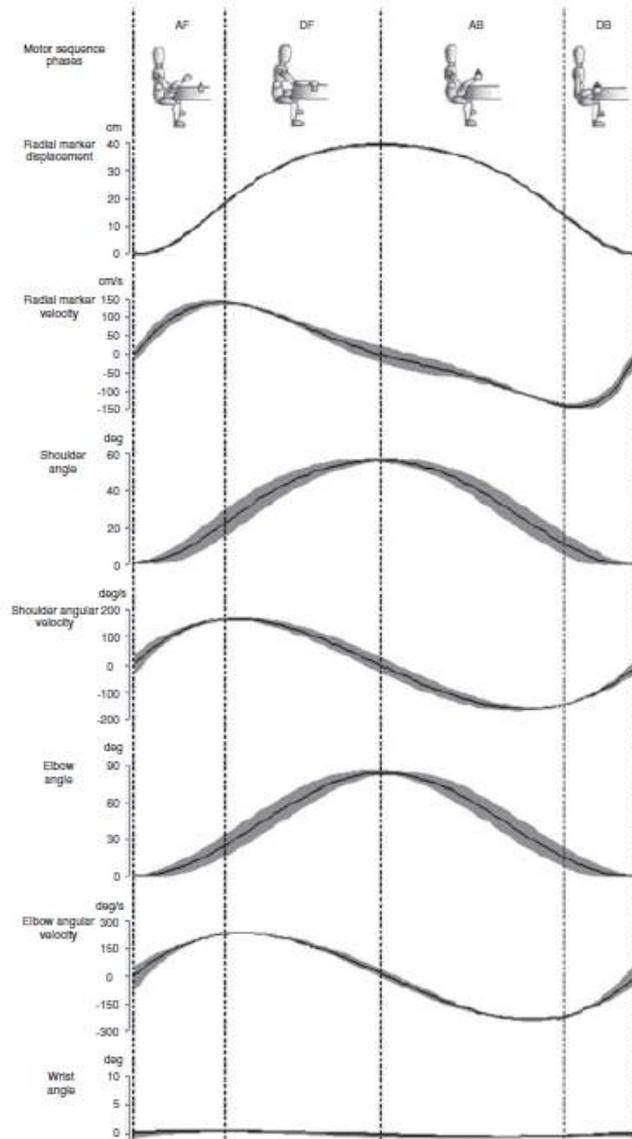


FIG. 1. Schematic representation of the motor sequence: (a) starting position, cylinder position and trajectory followed by the subject to reach for, grasp and lift the cylinder; (b) order of the motor sequence [i.e., (1) starting position, (2) reaching for the cylinder, (3) grasping the cylinder, (4) lifting the cylinder and (5) bringing the cylinder back to (6) the starting position].

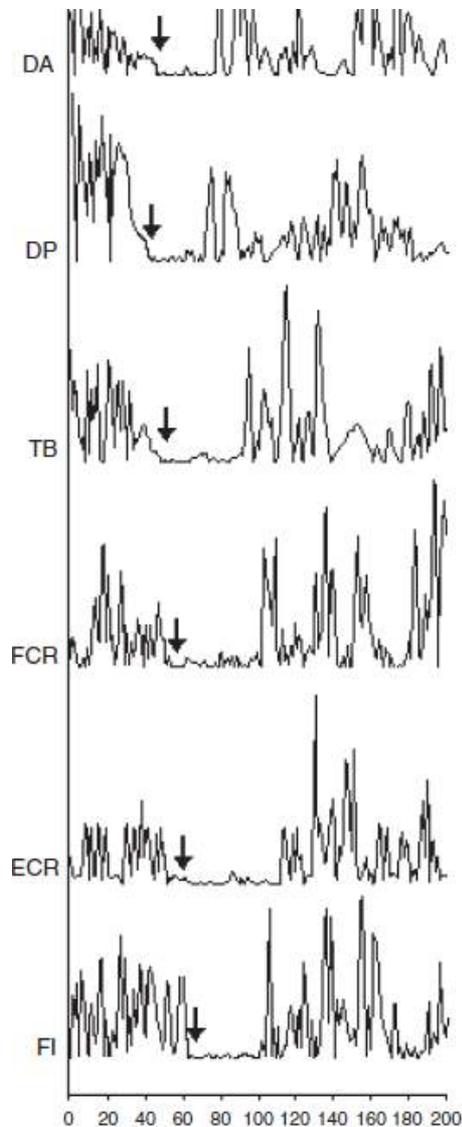


### *Kinematic data analysis*

Data processing was performed using ANALYZER software (BTS).

We used a validated four-segment model of the trunk and upper limb to calculate angle and angular velocity of the wrist, elbow and shoulder joints (Rab *et al.*, 2002). Finger grip aperture was taken as the distance between the thumb and index finger markers.

The displacement and linear velocity of the radial marker in the anterior–posterior direction were used to identify different phases of the motor sequence. Forward movement was defined as the phase during which the subject reached for the cylinder, and backward movement the one during which the subject transported the cylinder. The transition from forward to backward movement corresponded to the point at which the direction of movement of the radial marker reversed. Then, each movement was further divided into an accelerative and a decelerative phase, on the basis of the peaks of radial marker velocity. The whole motor sequence was thus divided into four phases: accelerative forward (AF), decelerative forward (DF), accelerative backward (AB) and decelerative backward (DB; Fig. 2, rows 1–3). We calculated the mean duration of the whole motor sequence and of the four phases in the unperturbed trials.



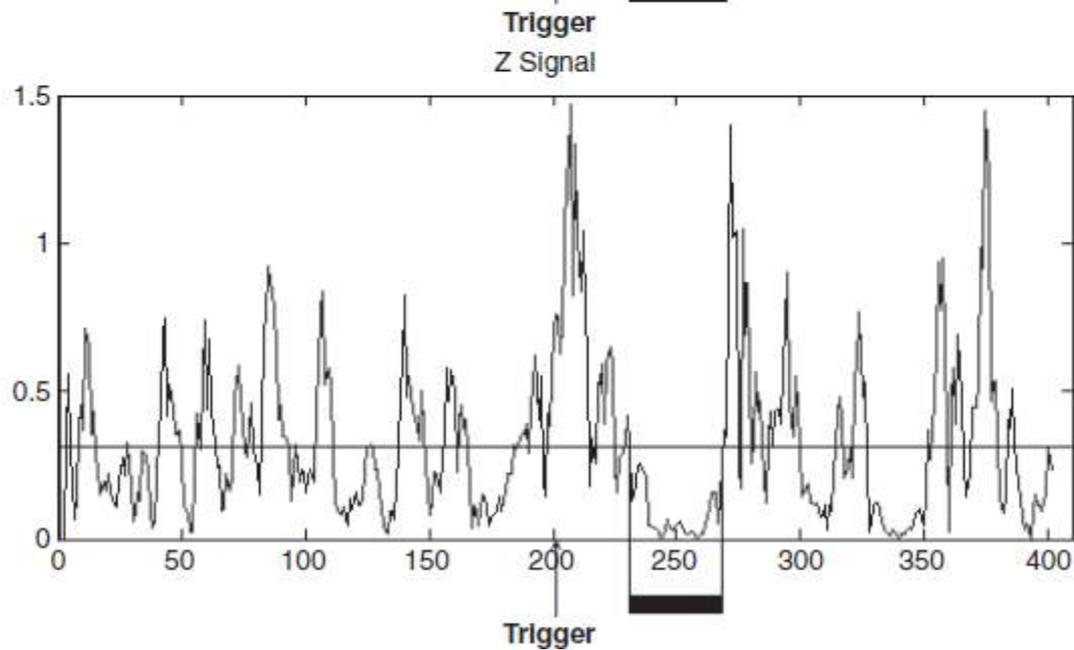
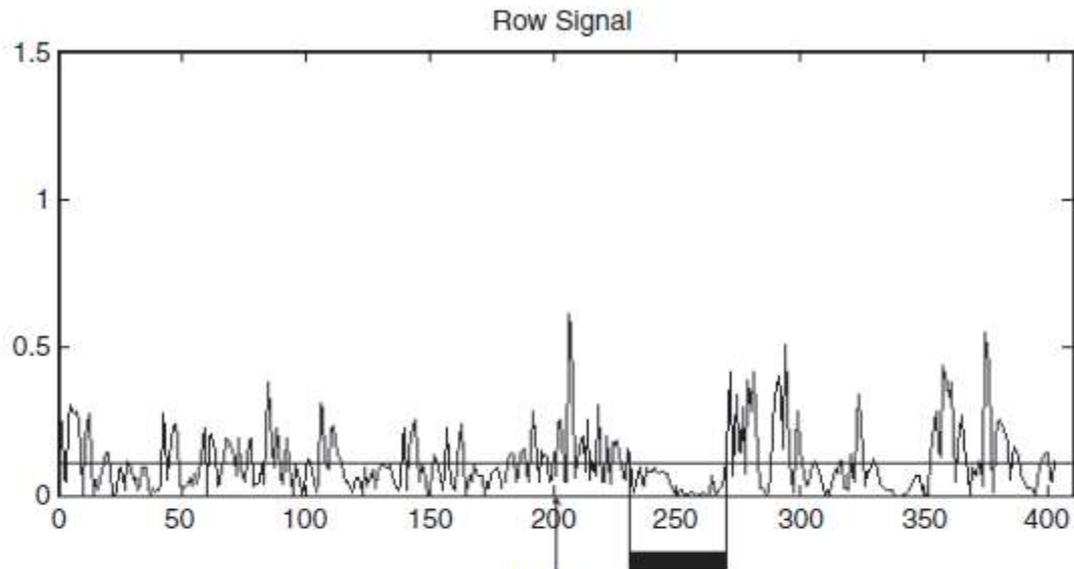
### *EMG data analysis*

Data processing was performed using MATLAB software (Matlab 7.0.4, MathWorks, Natick, MA, USA).

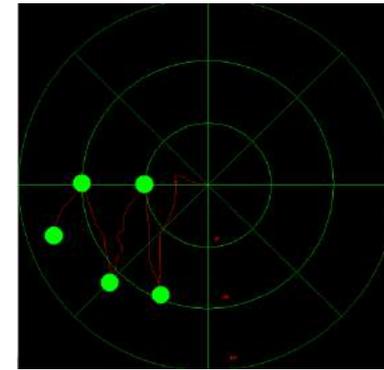
To look for the presence of the inhibitory reflex during the isometric contractions, we considered the 200 ms following the stimulus delivery (reflex window) and used the 200-ms epoch preceding the stimulus for comparison (control window). We applied a commonly used detection algorithm consisting of establishing the reflex threshold as 50% of the average EMG amplitude in the control window (50%-threshold method; Uncini *et al.*, 1991; Serrao *et al.*, 2001). The reflex latency was defined as the delay between the stimulus delivery and the point at which the rectified EMG amplitude dropped below the reflex threshold (Uncini *et al.*, 1991; Serrao *et al.*, 2001). The end of the reflex corresponded to the point at which the amplitude rose above the reflex threshold. The latency and duration of the inhibitory reflexes were also investigated by means of an alternative method fully explained below in relation to the movement session.

With regard to the movement session, the following procedure was followed in order to ensure that the muscle was active in the reflex windows of the perturbed trials: (i) the delay between movement onset and stimulus delivery was expressed as a percentage of the mean duration of the unperturbed trials; (ii) we identified a control window in each of the unperturbed trials, defined as the 200-ms epoch following the percentage time of stimulus delivery; (iii) we rectified and integrated (20-ms moving window) the EMG signal in the control window of each unperturbed trial and normalized it to the highest value of the signals collected during the MVCs; and (iv) we looked for the inhibitory reflex only if the normalized EMG signal was  $> 10\%$  in the control windows of at least 80% of the unperturbed trials.

We then processed the EMG signals by a double differentiation algorithm aimed at amplifying the highest frequencies to enhance the fast amplitude variations, wishing to detect inhibitory periods (which



# SENSORI INERZIALI



## OMNIA



## NUOVE TECNOLOGIE:

- ✓ VALUTAZIONE
- ✓ TRATTAMENTO
- ✓ RIABILITAZIONE

## FORMETRIC



# IMU: Inertial Measurement Unit

- ✓ I **SENSORI INERZIALI** sono dispositivi tecnologicamente avanzati in grado di misurare le variabili cinematiche del movimento di un corpo a cui sono saldamente fissati.
- ✓ Il corpo in questione può essere un oggetto (telefonino, automobile, aereo) oppure il corpo umano o, più nello specifico, un segmento corporeo

- ✓ Nike che ha predisposto un paio di scarpe con integrati dei sensori di movimento

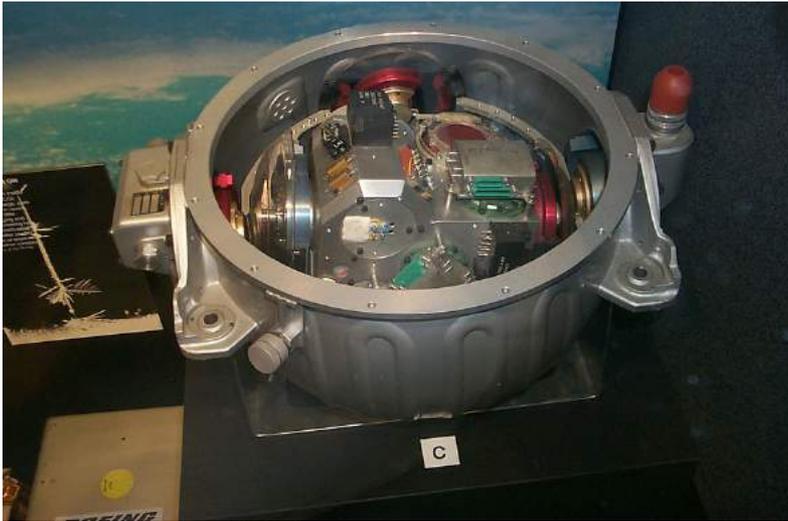


# “Così l'industria militare ha migliorato la nostra vita” Il Giornale



*“Un sistema di navigazione inerziale è un ausilio alla navigazione di un aeromobile composto da computer e sensori, in particolare **GIROSCOPI E ACCELEROMETRI**, al fine di stimare la posizione, la velocità le accelerazioni e l'orientamento dell'aeromobile senza la necessità di riferimenti esterni”*

# MEMS: Micro Electro-Mechanical Systems



- Indica quello che la tecnologia del microscopico ha prodotto (si intende che la dimensione media degli oggetti considerati sia attorno al micrometro), consentendoci di rendere la nanotecnologia una realtà.
- Questi dispositivi sono stati riconosciuti come una delle tecnologie più promettenti del XXI secolo, capaci di rivoluzionare sia il mondo industriale, sia quello dei prodotti di largo consumo.

# IMU: Inertial Measurement Unit

Tipicamente i **DATI RACCOLTI** dai sensori inerziali possono esser **TRASMESSI IN TEMPO REALE** attraverso collegamenti via cavo (es. USB) o wireless (es. bluetooth) **AD UN COMPUTER**, oppure memorizzati in memorie interne (o rimovibili) opportunamente dimensionate

I sensori inerziali trovano molteplici applicazioni nella pratica quotidiana

- ✓ Air-bag,
- ✓ Smartphone,
- ✓ Console di giochi,
- ✓ Tablet,
- ✓ Elicotteri, aerei, navi, automobili



Il **SUCCESSO DEI SENSORI INERZIALI** è stato determinato **DALL'ESTREMO GRADO DI MINIATURIZZAZIONE** che si può raggiungere **con la tecnologia cosiddetta MEMS** attraverso la quale i sensori sono costruiti e il **CROLLO DEI COSTI**.

# IMU: Inertial Measurement Unit

- **ACCELEROMETRI:**

- a. E' possibile ricavare il valore dell'accelerazione lineare a cui il corpo è sottoposto.
- b. Dall'accelerazione si può ricavare una stima della velocità lineare e della posizione

- **GIROSCOPI:**

- a. Misurano la velocità angolare cui un corpo è sottoposto.
- b. ES:  sensore applicato al pendolo di un orologio in grado di quantificare la velocità di rotazione e di stimare l'angolo percorso dal pendolo

- **MAGNETOMETRI**

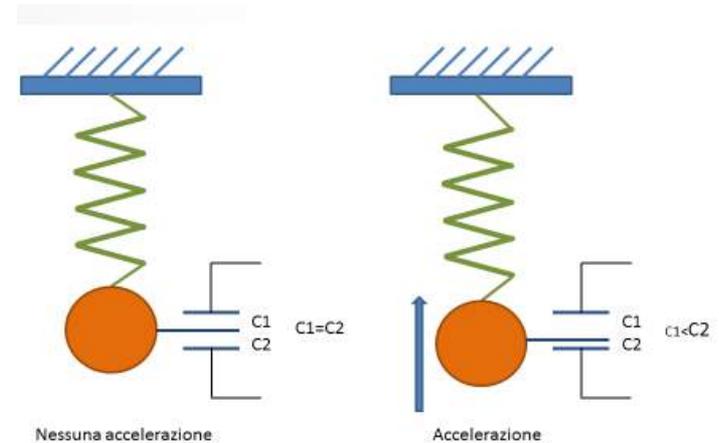
- a. Possono essere considerati come sofisticate bussole in grado di indicare la direzione del nord magnetico terrestre.

# IMU: Inertial Measurement Unit

- A. Un accelerometro inerziale di tipo MEMS consiste in un **SISTEMA MASSA-MOLLA** posizionato nel vuoto.
- B. Se si esercita un'accelerazione sull'accelerometro, il risultato è uno spostamento della massa nel sistema molla.
- C. Lo spostamento della massa dipende dal sistema massa-molla, pertanto è necessaria una taratura.

Gli accelerometri MEMS come la maggior parte dei sensori inerziali sono disponibili nelle versioni

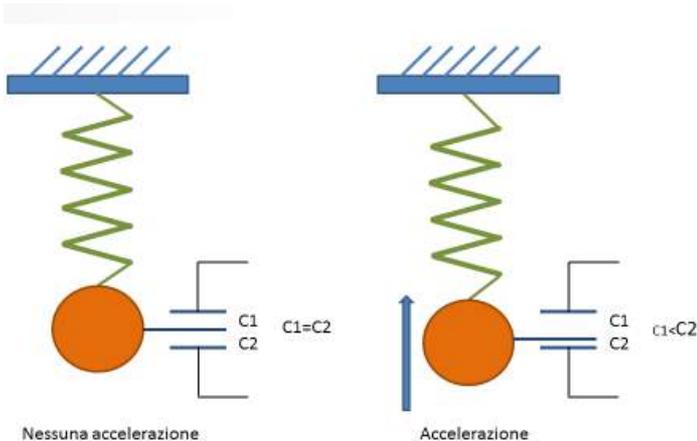
1. Monoassiali
2. Biassiali
3. Triassiali



# IMU: Inertial Measurement Unit

## •Accelerometri

Gli accelerometri misurano le forze di massa agenti sul sensore stesso

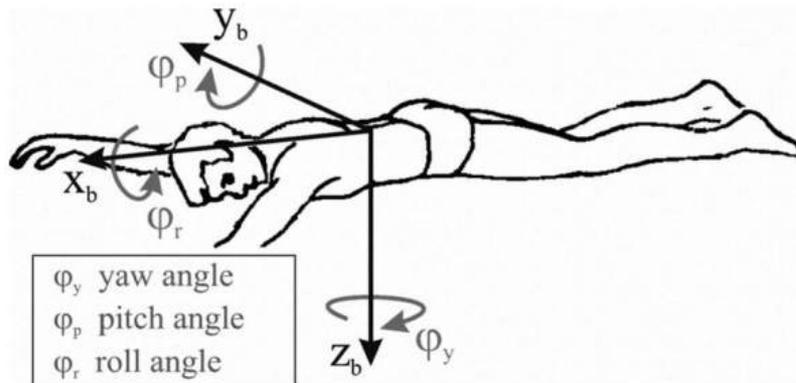


**MEMS** (*Micro-Electro-Mechanical Systems*) è la realizzazione di una **struttura meccanica** che si sposta in qualche modo **in funzione della grandezza fisica** che si intende rilevare.

La struttura meccanica è **allo stesso tempo parte di una struttura elettrica**, ad esempio un **condensatore** o una **resistenza**.

# IMU: Inertial Measurement Unit

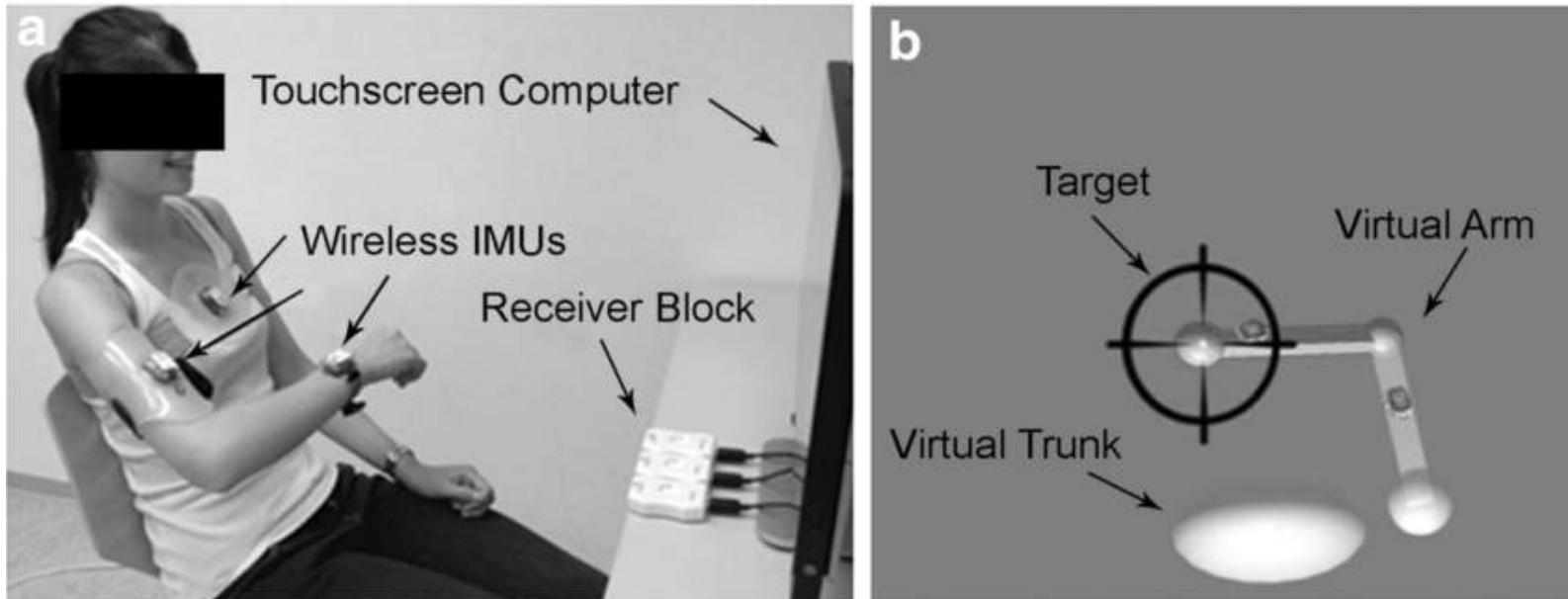
## *MISURAZIONE DELLE VELOCITÀ DI ROTAZIONE ED ORIENTAMENTO CORPOREO: NUOTO*



- Posizionando un giroscopio nella zona lombare è possibile monitorare le velocità di rotazione, da cui le rotazioni, sui tre assi spaziali.
- I tre assi spaziali sono tipicamente rappresentati come in figura e gli angoli assumono rispettivamente i nomi di roll, pitch e yaw.
- L'andamento grafico delle diverse rotazioni permette di individuare lo stile adottato e le diverse fasi della prestazione



# IMU: Inertial Measurement Unit



The patients trained with an inertial measurement unit (IMU)-based virtual-reality system (ArmeoSenso) in their homes for six weeks.

The **Fugl-Meyer Assessment of the upper extremity (FMA-UE)**, the Wolf Motor Function Test (WMFT) and IMU-derived kinematic metrics were used to assess arm function, training intensity and trunk movement.

*Self-directed arm therapy at home after stroke with a sensor-based virtual reality training system. Wittmann F et al. 2016*

# IMU: Inertial Measurement Unit

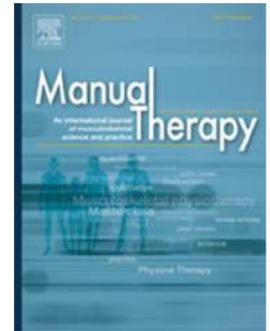
- *The arm function of these patients improved significantly by 4.1 points ( $p = 0.003$ ) in the FMA-UE.*
- *ArmeoSenso based metrics showed an improvement in arm function, a high number of reaching movements (387 per session), and minimal compensatory movements of the trunk while training.*

## **Conclusions:**

- ✓ Self-directed home therapy with an IMU-based home therapy system is safe and can provide a high dose of rehabilitative therapy.
- ✓ The assessments integrated into the system allow daily therapy monitoring, difficulty adaptation and detection of maladaptive motor patterns such as trunk movements during reaching.

Technical and measurement report

## Reliability of lumbar movement dysfunction tests for chronic low back pain patients



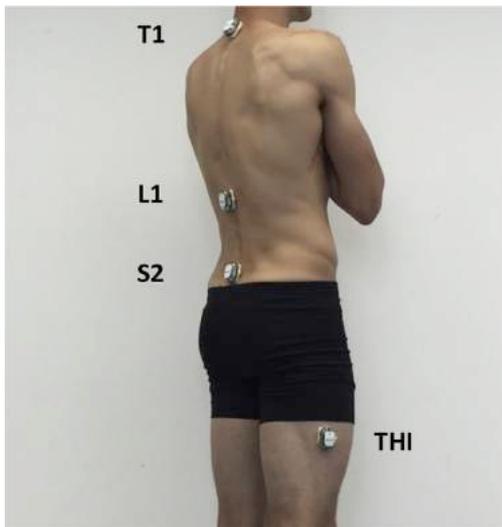
Christoph Michael Bauer <sup>a, b, \*, 1</sup>, Martin Heimgartner <sup>a, c, 1</sup>, Fabian Marcel Rast <sup>a</sup>, Markus Josef Ernst <sup>a</sup>, Sarah Oetiker <sup>a</sup>, Jan Kool <sup>d</sup>

<sup>a</sup> Institute of Physiotherapy, Department of Health, Zurich University of Applied Sciences, Technikumstrasse 71, 8400 Winterthur, Switzerland

<sup>b</sup> University of Tampere, School of Medicine, Kalevantie 4, FI-33014 University of Tampere, Tampere, Finland

<sup>c</sup> SaarReha Schinznach, Fachklinik für Rehabilitation, Rheumatologie und Osteoporose, 5116 Schinznach-Bad, Switzerland

<sup>d</sup> Rehabilitationszentrum Valens, 7317 Valens, Switzerland



### A B S T R A C T

Assessment of lumbar movement dysfunction commonly comprises trunk range of motion (ROM), movement or control impairment (MCI), and reposition error (RE). Those assessments are typically based on visual observation. Consequently it is not possible to reliably quantify back movements for inter-subject comparisons, or for monitoring changes before and after an intervention. Inertial measurement unit (IMU)-systems could be used to quantify these movement dysfunctions in clinical settings. The aim of this study was to evaluate the reliability of movement dysfunction tests when measured with a novel IMU-system. The reliability of eleven movement dysfunction tests (four ROM, six MCI and one RE tests) were analysed using generalizability-theory and minimal detectable change, measuring 21 chronic low back pain patients in seven trials on two days. Reliability varied across tests and variables. Four ROM and selected MCI tests and variables were identified as reliable. On average, ROM test were more reliable, compared to MCI and RE tests. An attempt should be made to improve the reliability of MCI and RE measures, for example through better standardizations. Subsequently these measures should be studied further for intersubject comparisons and monitoring changes after an intervention.

© 2016 Elsevier Ltd. All rights reserved.

E' possibile valutare i ROM del tratto toraco-lombare della colonna vertebrale, ottenendo dati affidabili e precisi

Possibilità di valutare l'effetto di un trattamento manipolativo

# FISIOCOMPUTER OMNIA 31



- ✓ Dispositivo isocinetico/dinamico multifunzionale per la riabilitazione degli arti superiori e inferiori
- ✓ Modalità assistita
- ✓ Dotato di un dinamometro interno



# FISIOCOMPUTER OMNIA 31

Il **CONTROLLO DEL MOVIMENTO** è effettuato da **UN'ELETTRONICA INTERNA** basata su un **MICRO-CONTROLLORE** e **CONTROLLATA DAL FIRMWARE**

L'INTERFACCIA CON L'OPERATORE ED IL PAZIENTE SONO GESTITI TRAMITE UN NOTEBOOK

Questi applicativi permettono all'operatore la selezione di parametri:

- Modalità operativa
- Limiti degli angoli di rotazione
- Forze
- Velocità angolari

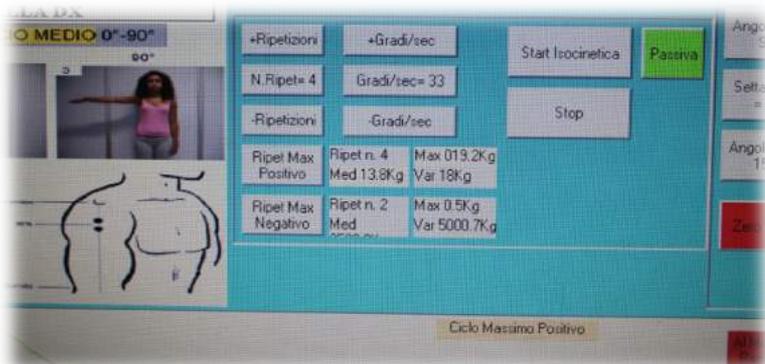


Possibile introduzione manuale o richiamo di programmi preimpostati

# FISIOCOMPUTER OMNIA 31

- Esecuzione degli esercizi con l'utilizzo di tecniche di tipo **BIOFEEDBACK** con stimolo **visivo** (sul display dedicato al paziente) **e/o sonoro**

- Tutti gli **ESERCIZI** effettuati vengono **MEMORIZZATI**, in forma grafica e numerica per poi essere associati all'anagrafica del paziente



# FISIOCOMPUTER OMNIA 31

Per l'esecuzione dell'esercizio bisogna considerare l'opportuna combinazione tra:

1. **ANGOLI DI ROTAZIONE DEL SEGMENTO ARTICOLARE**
2. **VELOCITÀ**
3. **RESISTENZA**



# FISIOCOMPUTER OMNIA 31

## MODALITÀ OPERATIVA

### A. ESERCIZIO ISOMETRICO

- ✓ Il muscolo si contrae e produce forza senza produrre lavoro meccanico
- ✓ Lunghezza del muscolo e movimento articolare costanti



# FISIOCOMPUTER OMNIA 31

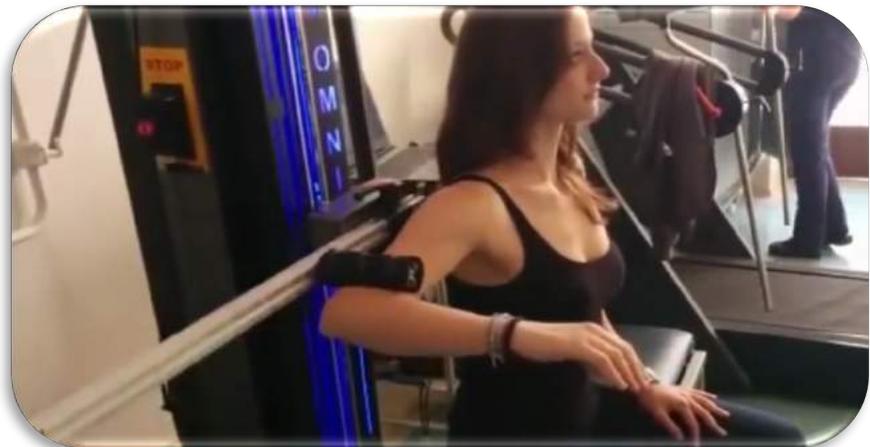
## MODALITÀ OPERATIVA

### A. ISOCINETICA

- ✓ La velocità di accorciamento e allungamento muscolare viene preimpostata attraverso il dinamometro isocinetico
- ✓ L'attuatore regola e mantiene costante nel tempo la velocità di accorciamento/allungamento

## VELOCITÀ DI ALLENAMENTO

1. ISOMETRICA:  $0^\circ/\text{sec}$
2. BASSA,  $v=30^\circ-60^\circ/\text{sec}$
3. MEDIA,  $60^\circ-180^\circ/\text{sec}$
4. ALTA,  $180^\circ-360^\circ$

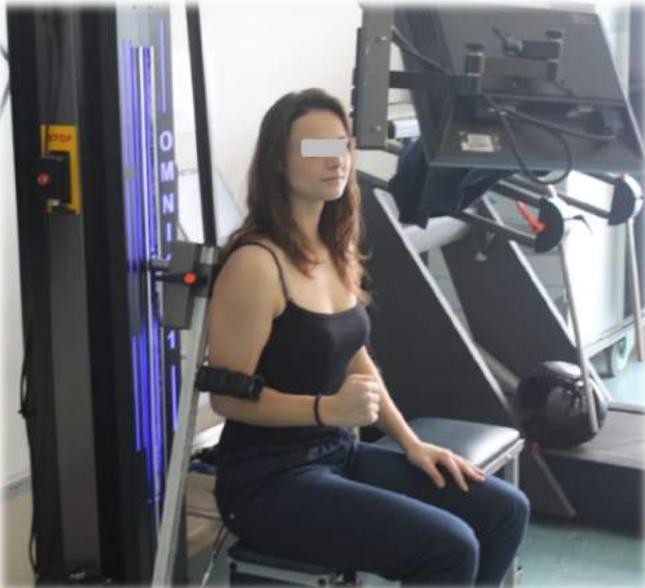


# FISIOCOMPUTER OMNIA 31

## MODALITÀ OPERATIVA

### B. DINAMICA

- ✓ **CONCENTRICA:** accorciamento in lunghezza delle fibre muscolari (tensione sviluppata maggiore della resistenza)
- ✓ **ECCENTRICA:** allungamento in lunghezza delle fibre muscolari (tensione sviluppata minore della resistenza)



# FISIOCOMPUTER OMNIA 31

## VANTAGGI

- ✓ Compattezza
  - ✓ Trasportabilità
  - ✓ Economica
- 
- ✓ E' possibile stabilire l'angolo in corrispondenza del quale inizia l'asservimento come farebbe un terapeuta nella valutazione dei ROM passivi

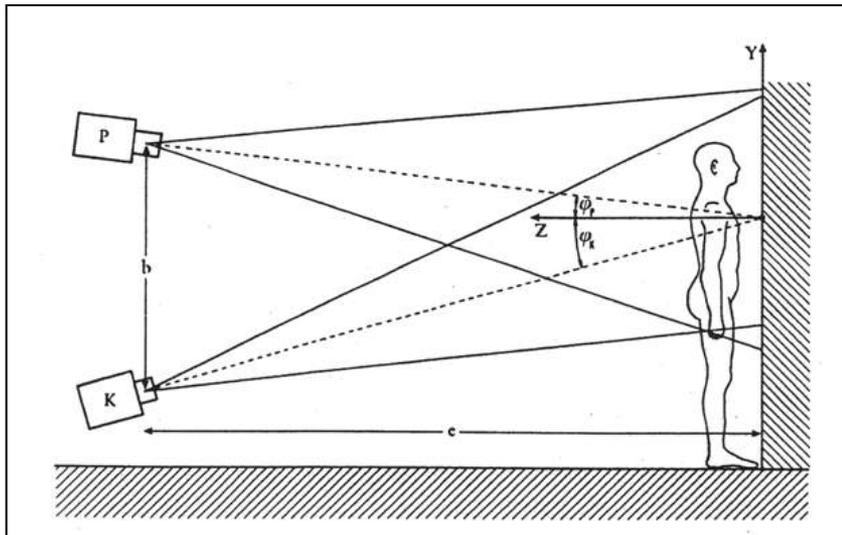
# SPINOMETRIA FORMETRIC

- Sistema di indagine di superficie basato sul principio della **RASTERSTEREOGRAFIA.**

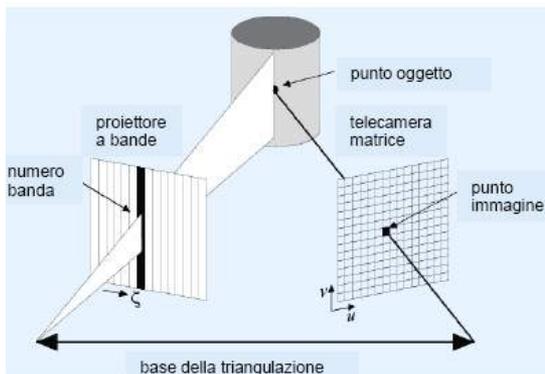


- Nel 1994 il metodo è stato introdotto nella diagnostica di routine delle deformità del rachide presso il Policlinico di Ortopedia Generale di Münster.
- Il fondamento metodologico dell'analisi morfologica dorsale è basata sul principio della triangolazione.
- **Possibilità di definire automaticamente un rapporto di tipo spaziale tra morfologia dorsale e scheletro osseo.**
- La metodica non si propone di sostituire l'esame radiologico ma di affiancarlo nella comune pratica clinica

# RAPPRESENTAZIONE TRIDIMENSIONALE DELLA COLONNA VERTEBRALE MEDIANTE L'UTILIZZO DI UNA LUCE ALOGENA PROIETTATA SUL DORSO DEL PAZIENTE



1. **Profilo sagittale** della colonna
2. **Deviazione laterale** delle vertebre sul piano frontale
3. **Rotazione** delle vertebre sul piano trasversale



## **SPINOMETRIA VS RX**

- **Assenza di Radiazioni:**

Su indicazione di esperti specialisti, le scoliosi e le cifosi idiopatiche vengono sottoposte a controllo radiologico almeno due volte l'anno.

L'esposizione alle radiazioni che ne deriva può raggiungere una dose superficiale pari a 350 mGy/cm<sup>2</sup> per ciascuna radiografia della colonna completa.

(Reduction of radiation exposure in full spine images in youth Bernau A, Seeger W. Z Orthop Ihre Grenzgeb. 1996 Jul-Aug;134(4):302-4. German.)

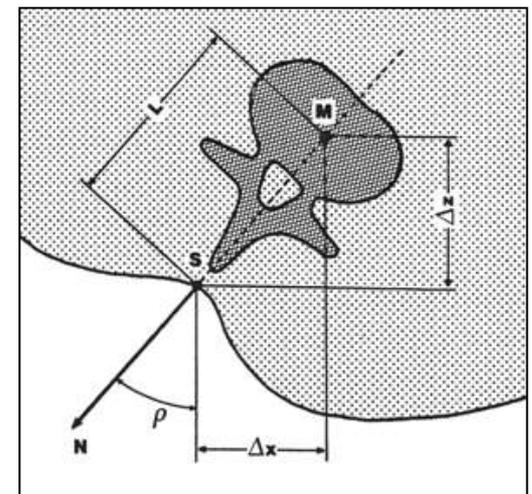
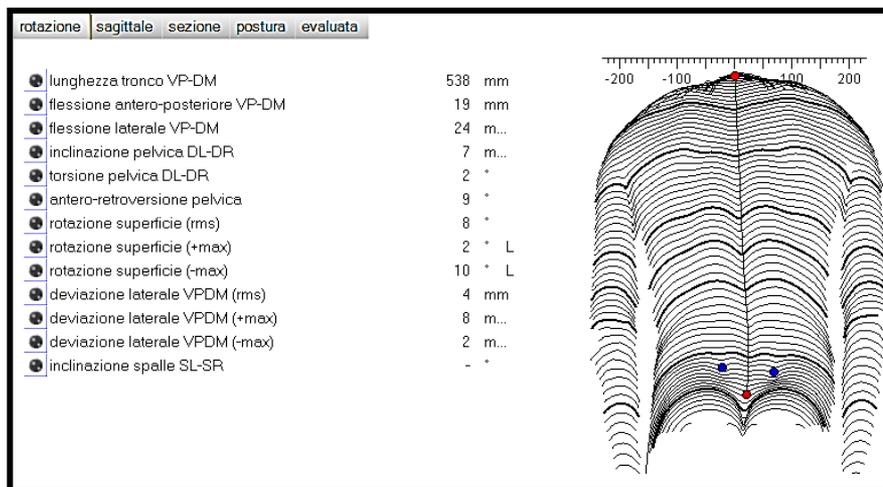
# SPINOMETRIA FORMETRIC

- Nella rasterstereografia la linea dei processi spinosi viene determinata matematicamente mediante il calcolo della cosiddetta **linea di simmetria**

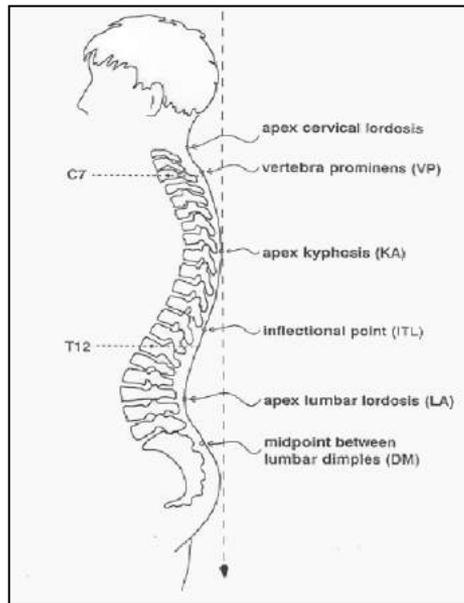
## ROTAZIONE VERTEBRALE:

viene equiparata alla rotazione ( $\rho$ ) della superficie dorsale in corrispondenza del processo spinoso, ossia della linea di simmetria.

**La precisione della misura è di circa 3°**



# SPINOMETRIA FORMETRIC: PARAMETRI

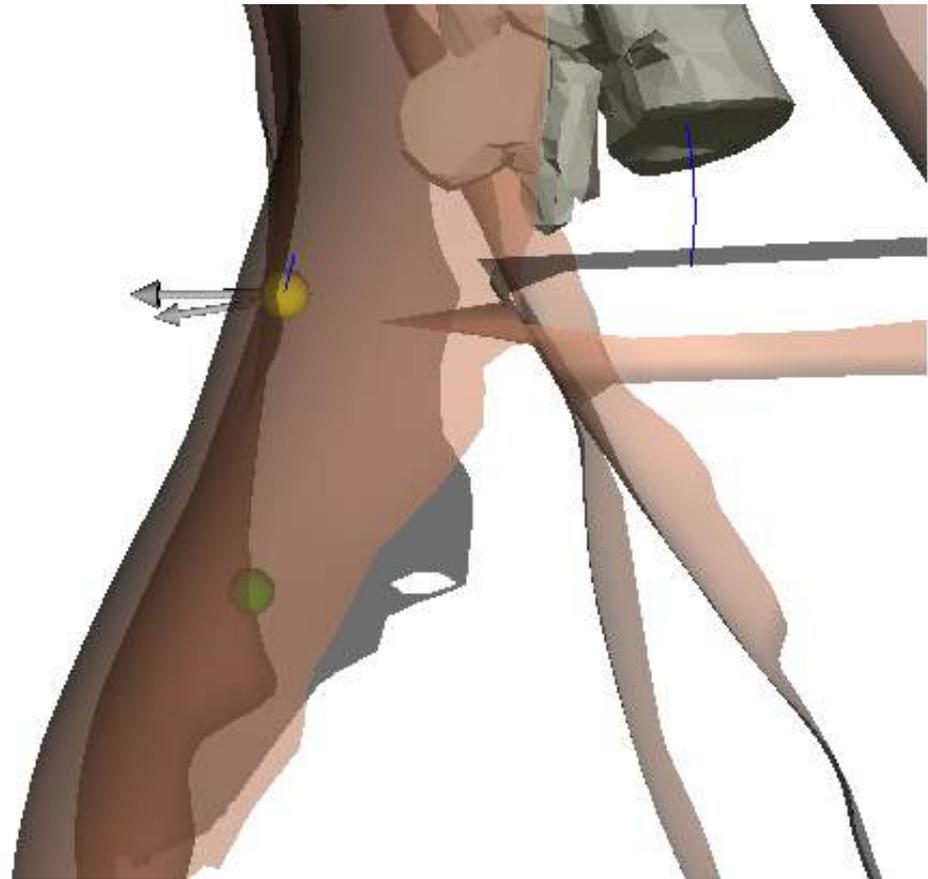
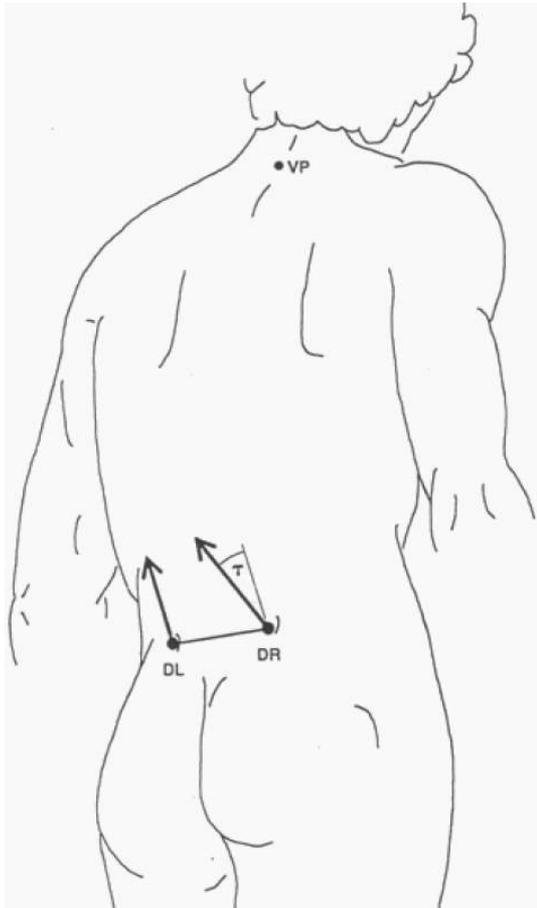


## PIANO SAGITTALE

- **VP** = vertebra prominens (apofisi spinosa di C7)
- **DR e DL** = fossetta lombare dx e sx (fossette di Michaelis)
- **DM** = punto medio del segmento che congiunge DR e DL
- **ICT** = inversione cervico-toracica (cerniera cervico-dorsale)
- **ITL** = inversione toraco-lombare (cerniera dorso-lombare)
- **ILS** = inversione lombo-sacrale (cerniera lombo-sacrale)
- **KA** = apice cifosi (max curvatura della cifosi dorsale)
- **LA** = apice lordosi (max curvatura della lordosi lombare)

# PIANO TRASVERSALE

**Torsione emibacini DL-DR:** angolo formato dalle perpendicolari alla superficie uscenti da DL e DR (“-” indica anteversione dell'emibacino sx rispetto al dx)

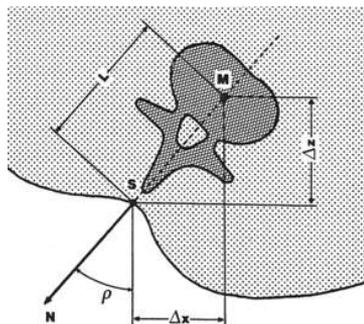


# PIANO FRONTALE

Deviazione laterale VPDM (-max)

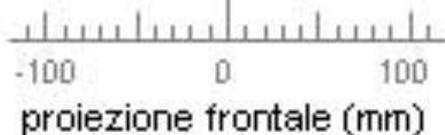
**Deviazione laterale VPDM (+max):** max deviazione a Dx

**Deviazione laterale VPDM (-max):** max deviazione a Sn



- **Deviazione laterale VP-DM:** sul piano frontale, **deviazione laterale orizzontale dei centri dei corpi vertebrali rispetto alla retta congiungente VP-DM** (rms = media quadratica, max = valore massimo)

Deviazione laterale VPDM (+max)



# SPINOMETRIA FORMETRIC

## LIMITI DELLA METODICA:

- Vertebra non deformata
- I punti anatomici fissi si calcolano dall'analisi delle curvature
- Rotazione nel piano più profondo della spinosa
- Utilizzo di tabelle antropometriche
- Basso spessore sottocutaneo nella regione del dorso

## LIMITI DELLA METODICA: ERRORI DI RILEVAZIONE

- $3^\circ$  sul Movimento di Rotazione Vertebrale
- $\pm 2$  mm sulla Determinazione della Posizione del centro vertebrale
- $\leq 1$ mm sulla Determinazione della Posizione dei Punti di Repere

## The Validity of Rasterstereography: A Systematic Review

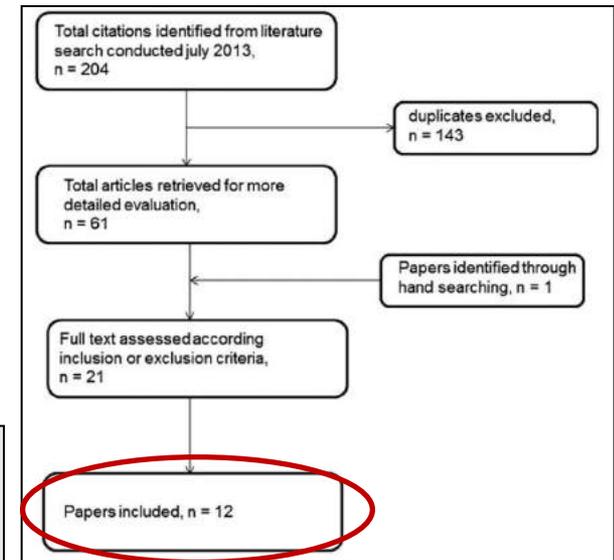
Melvin Mohokum,<sup>01</sup> Samuel Schülein,<sup>2</sup> and Adrian Skwara<sup>3</sup>

[Author information](#) ▶ [Article notes](#) ▶ [Copyright and License information](#) ▶

**Table 2. Parameters investigated in the primary studies.**

	Vertebral rotation - surface rotation	Cobb angle	Torso overhang	Pelvic balance	Lateral deviation of splne	Kyphosis angle	Lumbar lordosis angle	Thoracic scoliosis	Apex height	Lumbar scoliosis	Total
Drerup <i>et al.</i> <sup>34</sup>	1	1			1				1		4
Liljenqvist <i>et al.</i> <sup>26</sup>	1	1	1	1		1	1				6
Hackenberg <i>et al.</i> <sup>20</sup>	1										1
Hackenberg <i>et al.</i> <sup>22</sup>	1				1						2
Hackenberg <i>et al.</i> <sup>23</sup>	1				1						2
Hackenberg <i>et al.</i> <sup>24</sup>	1				1						2
Schulte <i>et al.</i> <sup>29</sup>	1										1
Schulte <i>et al.</i> <sup>28</sup>	1	1			1						3
Weiss <i>et al.</i> <sup>31</sup>						1 <sup>a</sup>					1
Crawford <i>et al.</i> <sup>43</sup>							1 <sup>b</sup>				1
Frerich <i>et al.</i> <sup>33</sup>						1	1	1		1	4
Mangone <i>et al.</i> <sup>32</sup>	1 <sup>c</sup>										1
Total	9	3	1	1	5	3	3	1	1	1	

<sup>a</sup>According to Stagnara;<sup>41</sup> <sup>b</sup>via modified Cobb method;<sup>26</sup> <sup>c</sup>via Raimondi method.<sup>38</sup>



**Rasterstereography** facilitates clinical practice by **examining the spinal column**. It is **completely radiation free** and could help to **monitor scoliosis progression**. It can be used for **screening examinations** as well as for follow-ups and a diagnostic method for **spinal scoliosis**.

# Vertebral rotation in adolescent idiopathic scoliosis calculated by radiograph and back surface analysis-based methods: correlation between the Raimondi method and rasterstereography

Massimiliano Mangone · Paolo Raimondi · Marco Paoloni · Sabina Pellanera ·  
Alessandra Di Michele · Sara Di Renzo · Mariangela Vanadia · Mauro Dimaggio ·  
Massimiliano Murgia · Valter Santilli

Esiste una correlazione positiva tra le rotazioni vertebrali calcolate mediante rasterstereografia e radiografia

La rasterstereografia offre un metodo veloce per calcolare il grado di rotazione delle singole vertebre

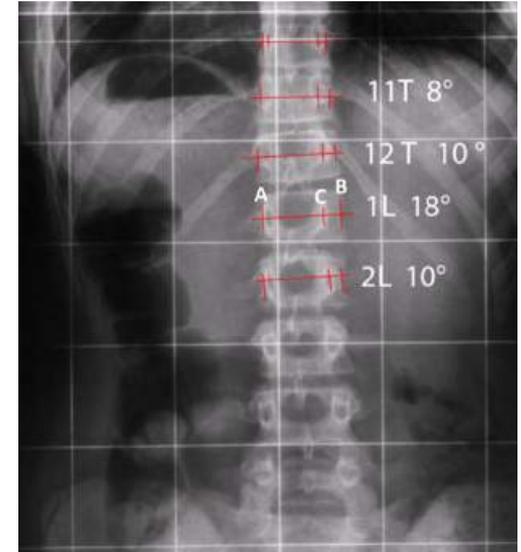


Table 4. Comparison between x-ray measurement and rasterstereography.

Study	Outcomes
Drerup <i>et al.</i> <sup>24</sup>	RMS deviation of the spinal midline (frontal) 3.6 mm (4.6 mm), RMS deviation of rotation 2.7 degrees (3.1°), SD of lateral curve amplitude 4.0 mm, SD of rotation amplitude 2.5, difference in apex height -4.6 mm, SD of Cobb angle 7.5°
Liljenqvist <i>et al.</i> <sup>25</sup>	Cobb angle: double-major scoliosis upper curvature 7.1° RMS, lower curvature 8.2°, thoracic scoliosis 7.8° RMS, thoracic and lumbar scoliosis 6.9° RMS, scoliotic malposition 7.4° RMS. Thoracic kyphosis with Scheuermann's disease 5.6° RMS. Lumbar lordosis with Scheuermann's disease 14.0° RMS. Torso overhang mean statistical spread 1.07 cm. Pelvic balance mean statistical spread 0.65 cm. Rotation of apical vertebra on average 7.0° RMS (depends on type of scoliosis)
Hackenberg <i>et al.</i> <sup>26</sup>	Radiography apical vertebral rotation 29.2° preoperatively, 16.7° postoperatively, rasterstereography max. surface rotation 16.5° preoperatively, 10.8° postoperatively, RMS preoperatively 14.8°
Hackenberg <i>et al.</i> <sup>27</sup>	Average RMS difference of lateral deviation 5.8 mm, for vertebral and surface rotation curves 4.4°
Hackenberg <i>et al.</i> <sup>28</sup>	Lateral deviation RMS difference 6.4 mm preoperatively, 3.4 mm postoperatively. Vertebral rotation (VR) without correction of trunk torsion RMS difference 5.3° preoperatively, 4.1° postoperatively, with correction of trunk torsion the RMS difference 4.5° preoperatively, 3.2° postoperatively
Hackenberg <i>et al.</i> <sup>29</sup>	Lateral deviation RMS difference 5.8 mm preoperatively, 4.5 mm postoperatively. Vertebral rotation without correction of torsion RMS difference of 5.5° preoperatively, 5.2° without correction of torsion postoperatively, vertebral rotation with correction of torsion RMS 4.8° preoperatively, 4.3° with correction of torsion RMS postoperatively.
Schulte <i>et al.</i> <sup>30</sup>	Group 1: Radiography maximum thoracic vertebral rotation 12.7° preoperatively, 6.8° follow-up. Secondary lumbar curve rotation 12.7° preoperatively, 10.9° at follow-up. Rasterstereography thoracic vertebral rotation 10.5° preoperatively, 10.4° follow-up. Secondary lumbar curve 2.6° preoperatively, 4.5° follow-up. Group 2: Radiography maximum lumbar vertebral rotation 21.9° preoperatively, 9.8° follow-up. Secondary thoracic curve vertebral rotation 5.0° preoperatively, 6.5° follow-up. Rasterstereography lumbar vertebral rotation 15.5° preoperatively, 6.0° postoperatively, secondary thoracic curve rotation 8.3° preoperatively, 11.3° postoperatively.
Schulte <i>et al.</i> <sup>31</sup>	RMS differences 2.2 mm for vertebral lateral deviation and 2.5 degrees for vertebral rotation. Correlation coefficient Cobb angle radiography and lateral deviation RMS 0.7 rasterstereography and rotation RMS 0.5 rasterstereography.
Weiss <i>et al.</i> <sup>32</sup>	Average kyphosis angle radiography 40°, SD 17°, rasterstereography 65°, SD 13°. Pearson correlation of 0.78, significant difference of 14 degrees in the t-test (1.95 P<0.001).
Crawford <i>et al.</i> <sup>33</sup>	Lumbar lordosis radiography at baseline mean 56.4°, SD 10.7° preoperatively, mean 53.5°, SD 12.1° six week follow-up. Lumbar lordosis rasterstereography baseline mean preoperatively 46.2°, SD 11.5, mean postoperatively 6-week follow up 43.1°, SD 7.8. Lumbar lordosis rasterstereography and radiography correlation preoperatively, P=0.28 (not significant), postoperatively, P=0.26 (not significant).
Frerich <i>et al.</i> <sup>34</sup>	Lumbar curve average difference 9.41 degrees, range of difference 4.22, r=0.758 Thoracic curve average difference 7.89 degrees, range of difference 0.10, r=0.872, Thoracic kyphosis average difference 10.6 degrees, range of difference 1.24, r=0.799, Lumbar lordosis average difference 8 degrees, range of difference 0.31, r=0.813
Mangone <i>et al.</i> <sup>35</sup>	Vertebral rotation (VR) by x-ray mean 5.93, SD 5.38, mean by RS 4.99, SD 3.50, t-test significant (t=10.48, P<0.0001). Lumbar VR by x-ray mean ± SD 3.18, SD 3.33, by RS mean 5.52, SD 3.01. Thoracic VR by x-ray mean 10.18, SD 5.96, by RS mean 4.81, SD 3.55, r=0.52 entire spine, r=0.47, Cobb angle <30° (subgroup) r=0.42 Cobb angle >30° (subgroup) r=0.30 lumbar vertebral rotation (subgroup) r=0.40 thoracic vertebral rotation (subgroup)

SD, Standard deviation; RMS, root mean square.

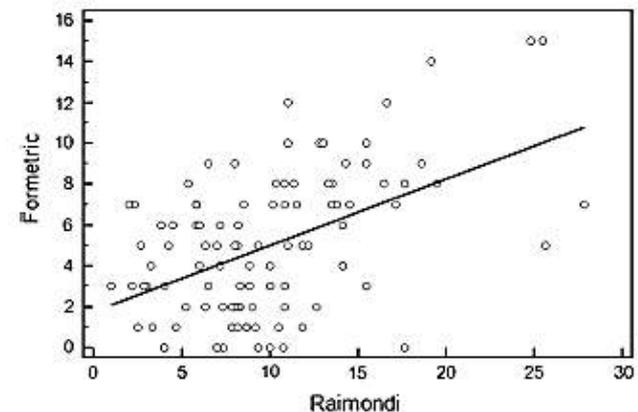


Fig. 3 Diagram plot showing the correlation of vertebral rotation values as calculated by both methods for each patient

## Valutazione posturale del paziente dorsolombalgico trattato con manipolazione vertebrale tramite scansione ottica luminosa con luce alogena del dorso

M. GROPPI

U.O.S. Recupero e Rieducazione Funzionale, Az. USL 9, Grosseto

bora la griglia proiettata, e produce in automatico l'immagine tridimensionale del dorso, oltre ad individuare i principali reperi anatomici, quali l'apofisi spinosa della settima vertebra cervicale, le spine iliache superiori posteriori, il sacro.

Con questo sistema è possibile calcolare automaticamente i valori angolari di inclinazione e rotazione del bacino, le angolazioni delle curve lordotiche e in cifosi, la linea interscapolare, nonché i gradi di rotazione delle singole vertebre sul proprio asse; i dati così ottenuti permettono di ottenere una visualizzazione grafica del rachide dorsolombare sul piano frontale, con le inclinazioni e le rotazioni di ogni singola vertebra.

Il paziente viene posto in piedi senza e calzature in una camera oscurata, a torso nudo fino a metà gluteo, ad una distanza di mt. 2,30 dall'apparecchio; l'esame completo viene eseguito in 8 minuti circa.

Un gruppo di 15 pazienti, di cui 11 maschi e 4 femmine, di età compresa tra i 14 ed i 55 anni (età media 26,3), ai quali è stata riscontrata diagnosi di lombalgia di origine dorsale di Maigne a decorso cronico e non in fase di acuzie, è stato sottoposto a valutazione posturale del rachide attraverso scansioni ottiche di luce alogena con FORMETRIC II 3D, tra il Settembre 2003 ed il Dicembre 2005 presso il Centro di Biomeccanica delle Officine Ortopediche Giuliani Vetralla (VT).

I pazienti esaminati sono stati suddivisi in 2 gruppi: un gruppo di controllo di 5 pazienti, è stato sottoposto a due misurazioni a distanza di circa 15 minuti l'una dall'altra; un secondo gruppo di dieci pazienti è stato sottoposto ad una prima misurazione, dopodiché ad una seduta di manipolazione vertebrale del passaggio dorso lombare in decubito laterale<sup>3</sup>, e poi nuovamente sottoposto a misurazione.

È stata eseguita la comparazione delle due misurazioni, sia con la valutazione delle differenze della visualizzazione grafica del rachide sul piano frontale<sup>4</sup>, sia nella valutazione delle differenze relative ad alcuni parametri<sup>5</sup>, quali:

### 1. Inclinazione pelvica DL-DR

È riferita alla differenza dell'altezza tra la Spina Iliaca Posteriore Destra (DR) e quella Sinistra (DL) relativa al piano orizzontale; un valore positivo indica che la spina iliaca destra è più alta della sinistra.

## Conclusioni

Dai risultati ottenuti con le due misurazioni si mette in evidenza che nel gruppo di controllo si riscontra una sostanziale stabilità dei valori riferiti ai parametri presi in considerazione, tra la prima e la seconda misurazione; in particolare almeno tre su cinque dei parametri considerati non varia nella seconda lettura in tutti i soggetti considerati.

Nello specifico si riscontra stabilità nella inclinazione pelvica e nella deviazione laterale, che risultano non variate nella seconda valutazione strumentale; l'angolo cifotico e l'angolo lordotico risultano a volte modificati, mentre la torsione pelvica è variata in tutti i casi.

Si può concludere che nei soggetti del gruppo di controllo non ci sono modificazioni posturali evidenti tra il primo ed il secondo esame.

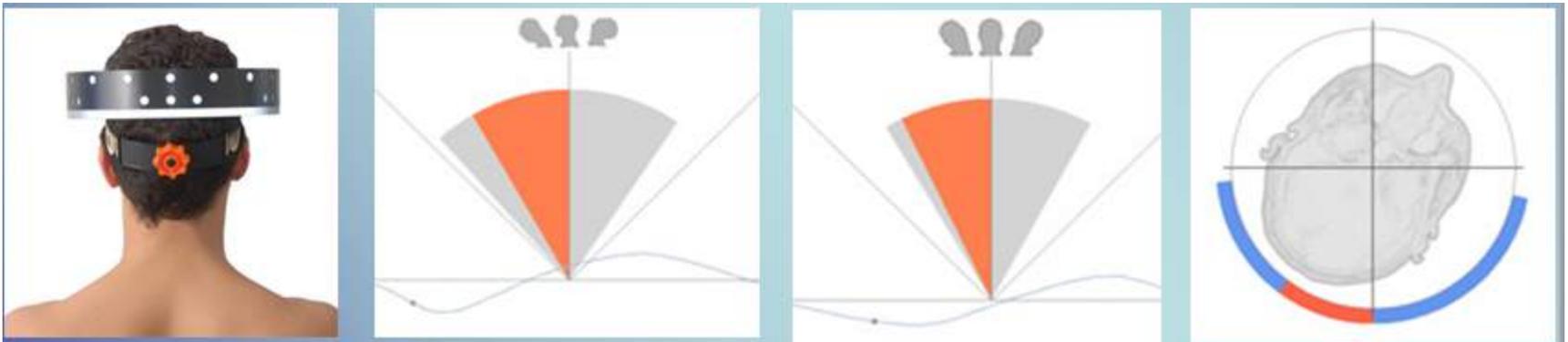
# INTRODUZIONE

- **La valutazione dei range articolari del tratto cervicale (ROM) è utile nella quantificazione delle menomazioni muscolo-scheletriche e nella valutazione dell'efficacia degli interventi terapeutici in pazienti con cervicalgia;**
- **Le revisioni sistematiche della letteratura evidenziano che le strumentazioni utilizzate fino ad oggi mostrano importanti limiti in termini di affidabilità e validità;**
- **I sistemi di analisi del movimento tridimensionali sono in grado di registrare, calcolare e visualizzare la posizione spaziale della testa.**



# CERVICAL SPINE

- Sistema di valutazione della cinematica del tratto cervicale della colonna
- Si basa sulla rilevazione di marker sensibili a luce infrarossa
- Permette una rilevazione del movimento sui tre piani dello spazio



- Uno dei requisiti che uno strumento di misura deve avere è rappresentato dall'affidabilità, misurata attraverso la riproducibilità, ovvero la concordanza tra misure ottenute con lo stesso metodo, ma in condizioni diverse.

# OBIETTIVI

- **VALUTARE L’AFFIDABILITÀ DELLA STRUMENTAZIONE**
  1. **INTER-OPERATORE**
  2. **INTRA-OPERATORE**
- **VALUTARE LE DIFFERENZE NEL RANGE DI MOVIMENTO AL FINE DI VERIFICARE SE LA STRUMENTAZIONE SIA IN GRADO DI DISCRIMINARE UN MOVIMENTO FISIOLÓGICO DA UNO PATOLOGICO**

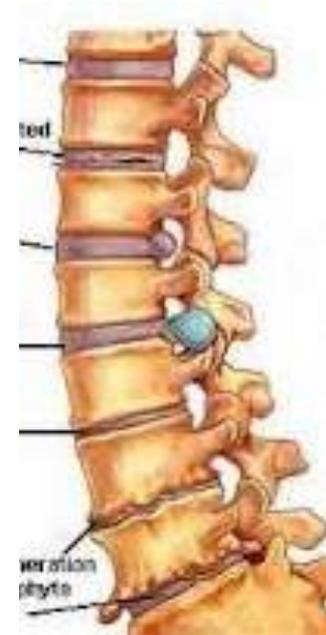
# METODI

## CRITERI DI INCLUSIONE:

- **40 pazienti affetti da cervicalgia;**
- **40 soggetti sani (assenza di dolore cervicale da almeno 1 anno);**

## CRITERI DI ESCLUSIONE:

- **Stenosi spinale,**
- **Instabilità o anomalie del collo e della colonna vertebrale,**
- **Fibromialgia,**
- **Malattie infiammatorie articolari,**
- **Artrosi**



# PROTOCOLLO

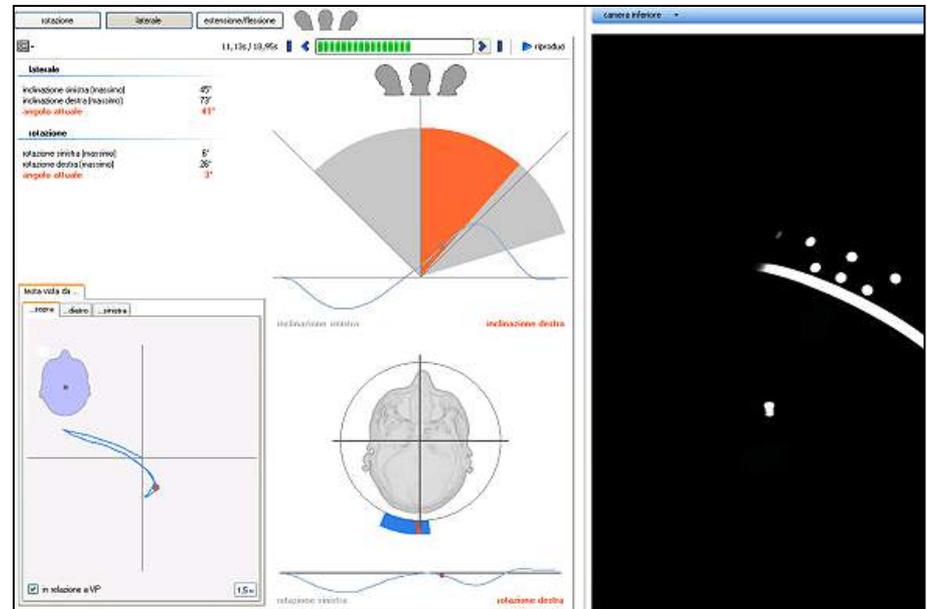
- **La rilevazione della cinematica del tratto cervicale si ottiene attraverso l'acquisizione da parte di un sistema opto-elettronico in grado di ricostruire istante per istante la posizione nello spazio di markers sensibili alla luce infrarossa.**
- **I markers utilizzati sono stati disposti su una corona posta sul capo del paziente e solidale con i suoi movimenti, sulla prominenza della settima vertebra cervicale e sull'osso mastoide.**



# ACQUISIZIONE

- CIASCUN SOGGETTO È STATO VALUTATO NEI MOVIMENTI DI:

- FLESSO-ESTENSIONE
- ROTAZIONE
- INCLINAZIONE LATERALE



# ACQUISIZIONE

- **PER SODDISFARE I CRITERI DI RIPRODUCIBILITÀ LA MISURAZIONE È STATA FATTA IN MODO INDIPENDENTE DA DUE ESAMINATORI DIVERSI (OPERATORE 1 E OPERATORE 2);**
- **SI È COSÌ TESTATO QUANTO I PUNTEGGI OTTENUTI DA UN ESAMINATORE SIANO SOVRAPPONIBILI A QUELLI REGISTRATI DA UN SECONDO ESAMINATORE;**
- **CIASCUNA PROVA È STATA RIPETUTA 3 VOLTE DA DUE OPERATORI DIVERSI AL FINE DI VALUTARE LA VARIABILITÀ INTER ED INTRA-OPERATORE.**

# ANALISI STATISTICA

- **Per misurare la validità del costrutto della strumentazione abbiamo utilizzato il coefficiente di correlazione intraclassa (ICC), il quale può assumere valori che vanno da  $-1.00$  (correlazione perfetta negativa) e  $+1.00$  (correlazione perfetta positiva). Il coefficiente di correlazione intraclassa (detto anche *rho*) misura il grado di omogeneità/disomogeneità entro i gruppi.**
- **Abbiamo calcolato l'errore standard della media (SEM) che quantifica il grado di certezza col quale la media calcolata da un campione casuale stima la vera media della popolazione da cui il campione è tratto. **Descrive l'incertezza della stima della media.****
- **Abbiamo calcolato lo small detectable difference (SDD) che individua il il valore più piccolo della popolazione in esame**

# RISULTATI

## INTRA-OPERATORE

	ICC	SEM	SDD
ROTAZIONE DX	<b>0,75</b>	1,04	1,06
ROTAZIONE SN	<b>0,81</b>	0,85	1,95
INCLINAZIONE DX	<b>0,61</b>	0,94	1,50
INCLINAZIONE SN	<b>0,67</b>	0,94	1,63
FLESSIONE	<b>0,79</b>	1,41	2,07
ESTENSIONE	<b>0,72</b>	1,67	3,15

## INTER-OPERATORE

	ICC	SEM	SDD
ROTAZIONE DX	<b>0,59</b>	0,65	0,67
ROTAZIONE SN	<b>0,73</b>	0,79	1,8
INCLINAZIONE DX	<b>0,70</b>	0,67	1,07
INCLINAZIONE SN	<b>0,72</b>	0,66	1,15
FLESSIONE	<b>0,63</b>	0,96	1,41
ESTENSIONE	<b>0,71</b>	1,17	2,21

# RISULTATI

INCLINAZIONE DESTRA					
	N	MEDIA	SD	F-TEST	Test-t
Gruppo Sperimentale	40	<b>41</b>	7.53	p=0.229	<b>p=0.0082</b>
Gruppo Controllo	40	<b>33</b>	10.19		

ESTENSIONE					
	N	MEDIA	SD	F-TEST	Test-t
Gruppo Sperimentale	40	<b>55.81</b>	16.26	p=0.343	<b>p=0.0113</b>
Gruppo Controllo	40	<b>39.5</b>	11.47		

- **Esistono differenze statisticamente significative tra i due gruppi in termini di inclinazione destra ed estensione**

# RISULTATI

<b>CORRELAZIONE INCLINAZIONE</b>		
	<b>GRUPPO SPERIMENTALE</b>	<b>GRUPPO CONTROLLO</b>
<b>GRUPPO SPERIMENTALE</b>		
• Pearson Correlation	1	<b>0.768</b>
• Sig. (2-tailed)	-	<b>0.0015</b>
• N	40	40

<b>CORRELAZIONE ESTENSIONE</b>		
	<b>GRUPPO SPERIMENTALE</b>	<b>GRUPPO CONTROLLO</b>
<b>GRUPPO SPERIMENTALE</b>		
• Pearson Correlation	1	<b>0.847</b>
• Sig. (2-tailed)	-	<b>0.006</b>
• N	40	40

- **Esiste una correlazione lineare positiva tra i valori dell'inclinazione e dell'estensione del gruppo sperimentale e del gruppo di controllo;**
- **I valori medi dell'inclinazione e dell'estensione dei due gruppi aumentano in modo direttamente proporzionale.**

# RISULTATI

VAS				
	N	MEDIA	SD	Test-t
Gruppo Sperimentale	40	<b>6.94</b>	1.90	<b>p&lt;0.001</b>
Gruppo Controllo	40	<b>0.59</b>	0.70	

<b>CORRELATIONS</b>		
	GRUPPO SPERIMENTALE	GRUPPO CONTROLLO
<b>GRUPPO SPERIMENTALE</b>		
• Pearson Correlation	<b>1</b>	<b>-,804</b>
• Sig. (2-tailed)	<b>-</b>	<b>0.005</b>
• N	<b>40</b>	<b>40</b>

- **Esistono differenze statisticamente significative tra i due gruppi in termini di intensità del dolore;**
- **Esiste una correlazione lineare negativa tra il valore della VAS del gruppo sperimentale e quello del gruppo di controllo;**
- **Il valore della VAS del gruppo sperimentale aumenta al diminuire del valore della VAS del gruppo di controllo**

# CONCLUSIONI

- **Il cervical spine è una strumentazione affidabile nella valutazione della cinematica del rachide cervicale;**
- **I coefficienti di correlazione hanno dimostrato che le misurazioni sono ripetibili nel tempo e da parte di operatori diversi;**
- **Lo studio ha inoltre evidenziato che esistono differenze statisticamente significative tra i due gruppi in termini di range articolare e intensità del dolore.**