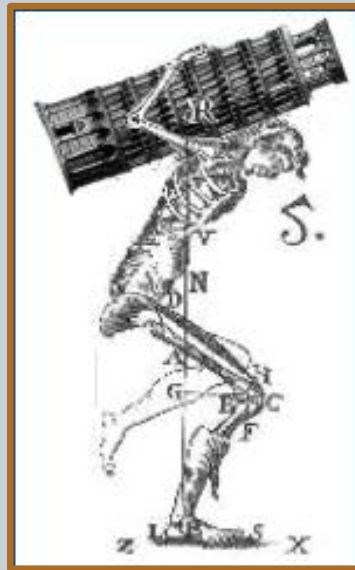


Meccanica Applicata al sistema muscolo-scheletrico

Laboratorio di Analisi del Movimento



Applicazioni dell'analisi del movimento

2



Ortopedia
clinica



ergonomia

animazione



sport



Quantità osservabili



Cinematica di punti cutanei ($p_i(t_k)$)

Forze esterne

Attività muscolare

consumo energetico, freq card...

stereofotogrammetria

dinamometria

EMG

Grandezze misurate

4

- **Cinematica articolare**

determinazione di posizione, velocità e accelerazioni con metodi diretti (elettrogoniometri, accelerometri) e indiretti (analisi dell'immagine);

- **Dinamica del movimento**

determinazione di azioni scambiate con l'ambiente, con dinamometri - piattaforme di forza;

- **Misure fisiologiche**

EMG, ECG, consumo ossigeno etc.

Misure cinematiche

5

SISTEMI DI MISURA, VARIE

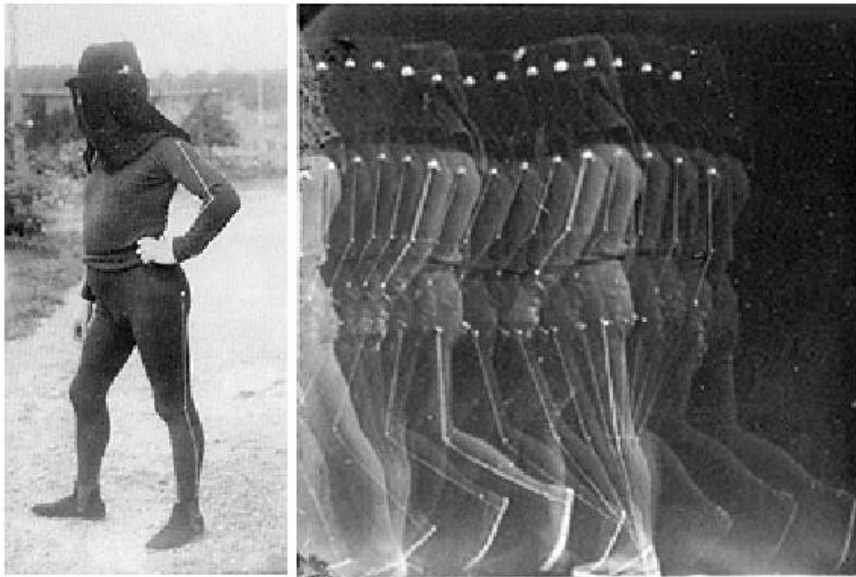
Tipi di misure

6

- Esoscheletri - elettrogoniometri
- stereofotogrammetriografia
- accelerometri, IMU

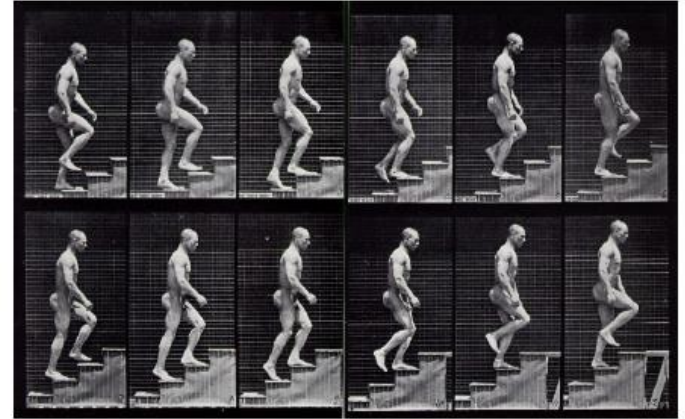
Tecniche di analisi del movimento con immagini

*Loss of depth and motion in
projection to 2D images.*



ETIENNE - JULES MAREY, 1882.

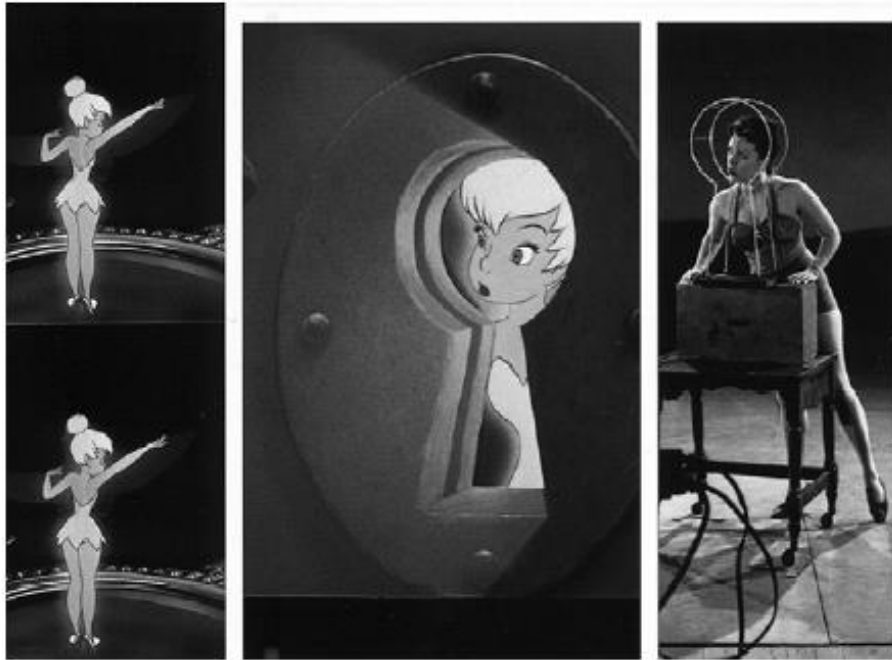
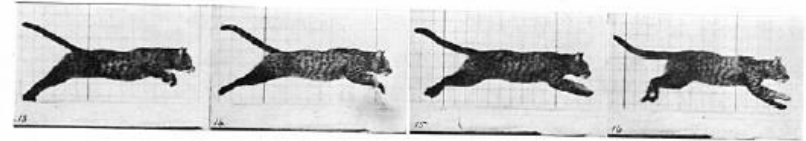
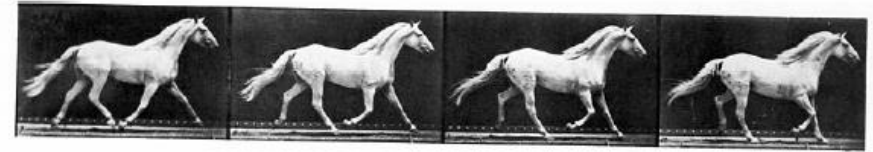
Marker-based tracking



EADWEARD MUYBRIDGE, 1884-5.
Multiple cameras.

Uso delle immagini => nascita della biomeccanica

Dai primi studi sugli animali

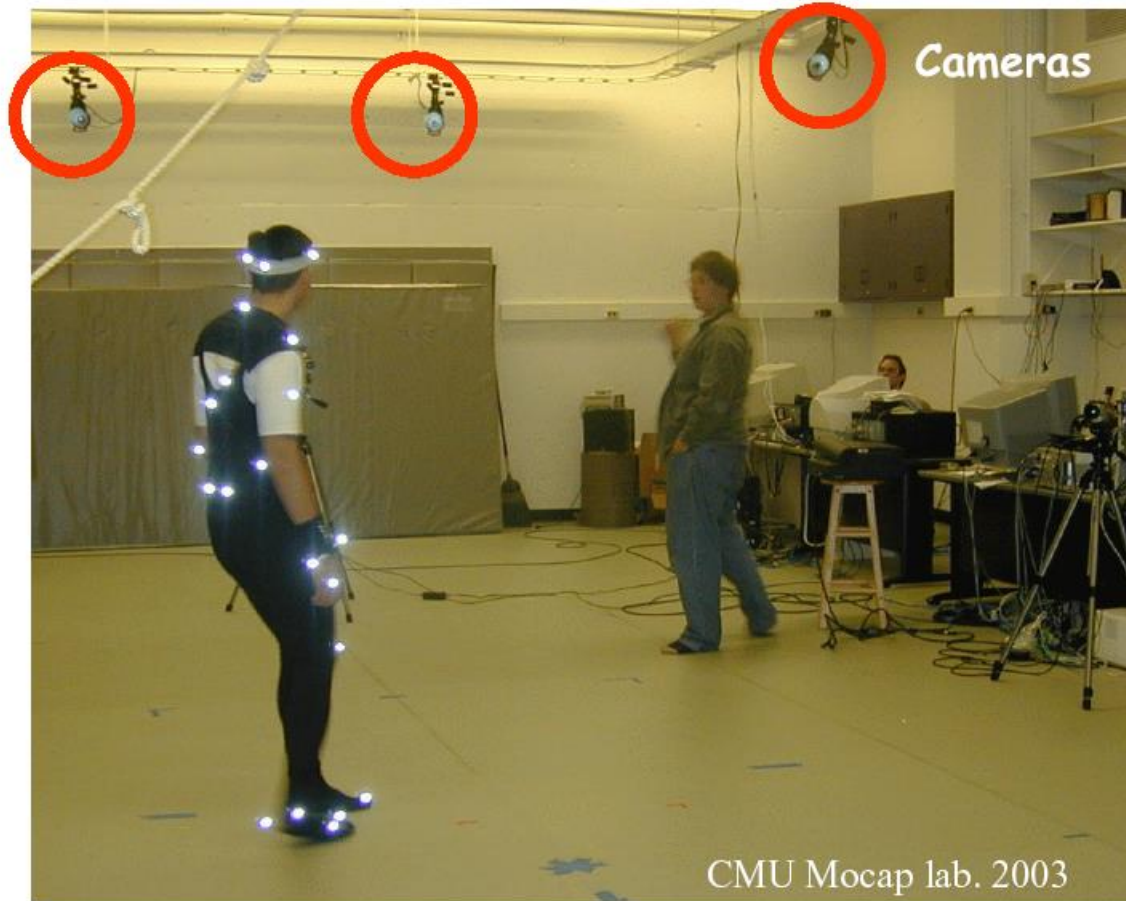


(from "The Illusion of Life" Frank Thomas and Ollie Johnson)

Ai cartoni animati!

Ricostruzione del movimento: Motion capture

“Mocap” Today



Optical Passive

- High resolution, high speed cameras
 - 120-240 Hz, 1000x1000 pixels
 - Infrared or visible light strobe
 - Reflective markers
- Pros
 - High quality
 - Flexible marker placement
 - Not seriously constrained by markers
- Cons
 - Extensive post-processing
 - Controlled environments (Indoor only, no sunlight)
 - Correspondence problem
 - Occlusion



Optical Active

- ReActor, Optitrak, Visualeyuez
- Markers emit electric signal
- No correspondence problem



Electromechanical

- Exoskeleton
- Mechanical skeleton attached on body
- Pros
 - Truly realtime (500 Hz)
 - No range limit
 - No occlusion/correspondence problem
- Cons
 - Restriction of movement
 - Fixed sensor positions
- Sacros, Gypsy



Acustici, elettromagnetici....

Marker Passivi

13

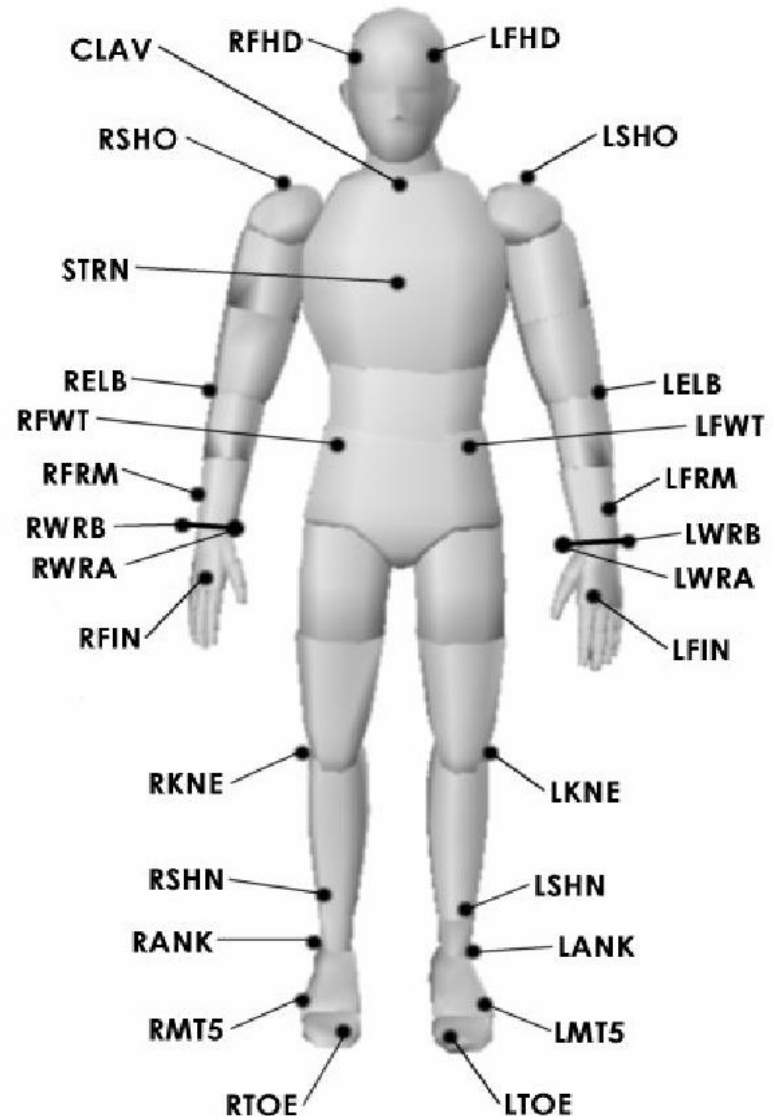
Sfere o dischi di materiale riflettente, riconoscibili in base a forma e dimensione. Se ne va a seguire il centro di massa. Si posizionano in corrispondenza di punti anatomicamente significativi definiti repere anatomici (RA).



Si possono attaccare al corpo fino a 20-30 marker in particolare in corrispondenza delle articolazioni.

Protocollo GAIT: repere anatomici

LFHD	Left front head
RFHD	Right front head
LBHD	Left back head
RBHD	Right back head
C7	Back of neck
T10	Upper back
CLAV	Clavicle
STRN	Sternum
LSHO	Left shoulder
LELB	Left elbow
LWRA	Left wrist bar thumb side
LWRB	Left wrist bar pinkie side
LFIN	Left hand
RSHO	Right shoulder
RELB	Right elbow
RWRA	Right wrist bar thumb side
RWRB	Right wrist bar pinkie side
RFIN	Right hand
LFWT	Left front waist
RFWT	Right front waist
LBWT	Left back waist
RBWT	Right back waist
LKNE	Left knee
LANK	Left ankle
LHEE	Left heel
LTOE	Left toe
LMT5	Left metatarsal five
RKNE	Right knee
RANK	Right ankle
RHEE	Right heel
RTOE	Right toe
RMT5	Right metatarsal five



Repere anatomici interni

Approccio funzionale

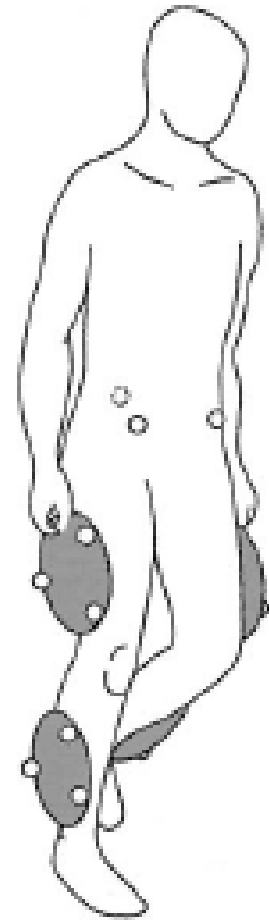
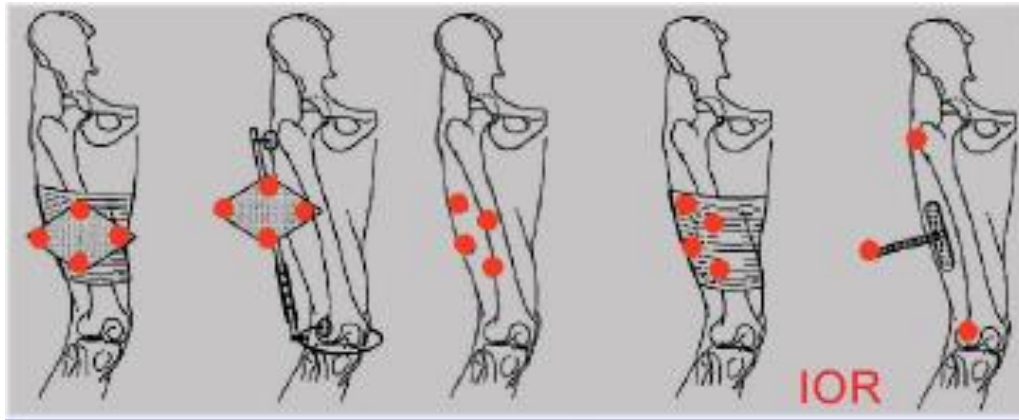


Il centro della testa del femore coincide con il centro di rotazione dell'arto inferiore durante un movimento di pendolazione

Posizione marker su segmento

16

Altri metodi posizionano marker lontano da articolazioni.

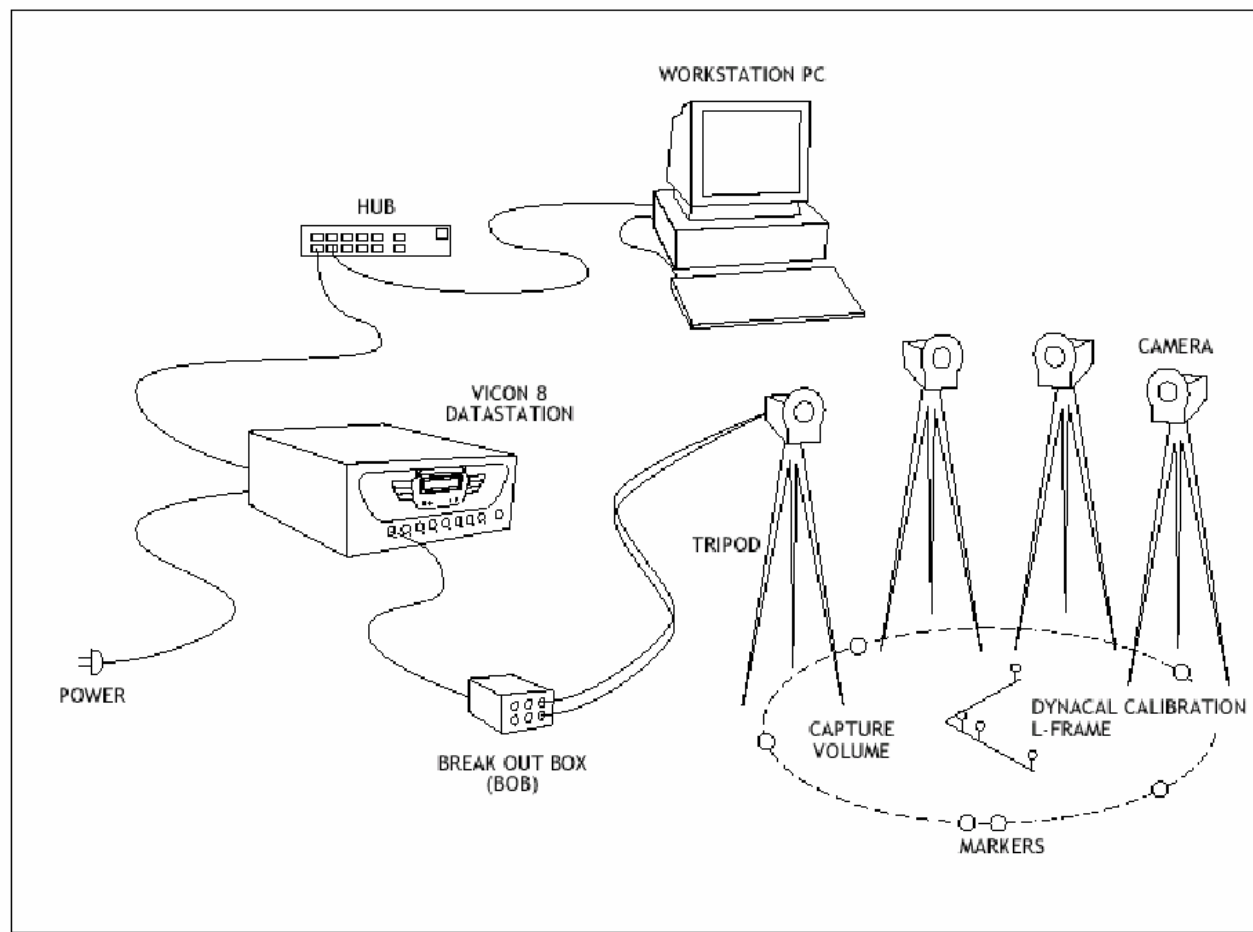


RICORDA:

Almeno **3** punti per ciascun corpo rigido nello spazio

Elementi di stereofotogrammetria

17



Principio delle misure stereofotogrammetriche

Capacità di percepire natura tridimensionale con visione stereoscopica (occhi).

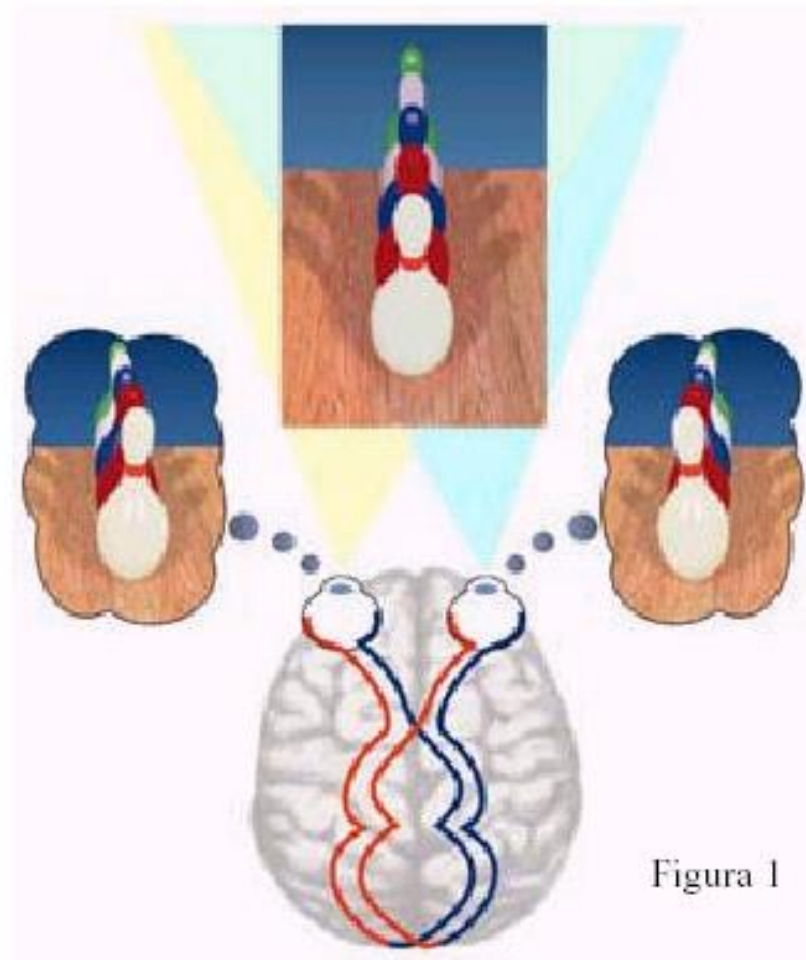
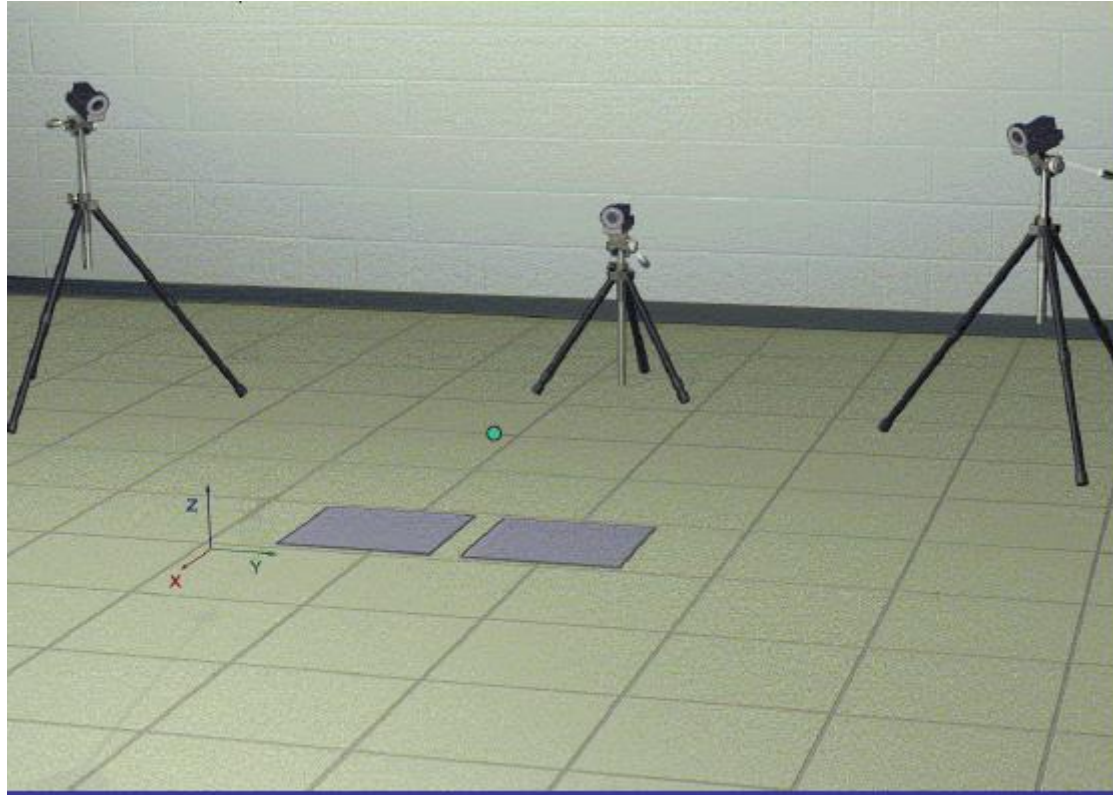
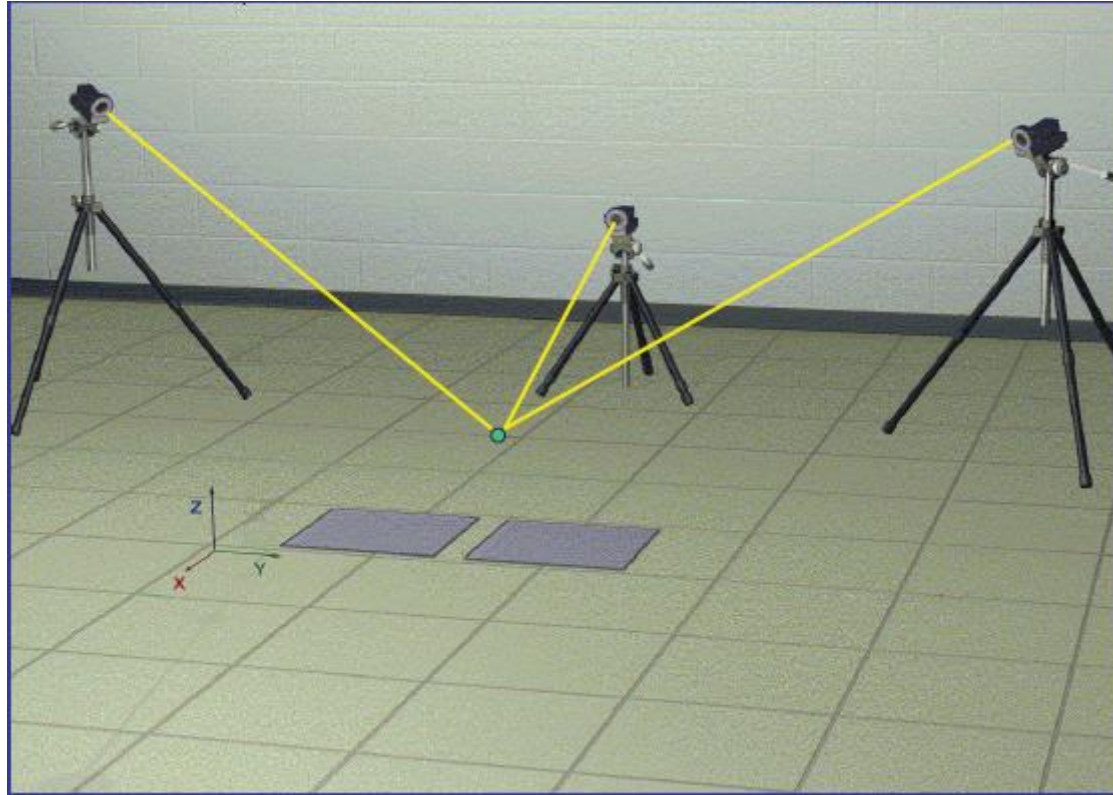


Figura 1

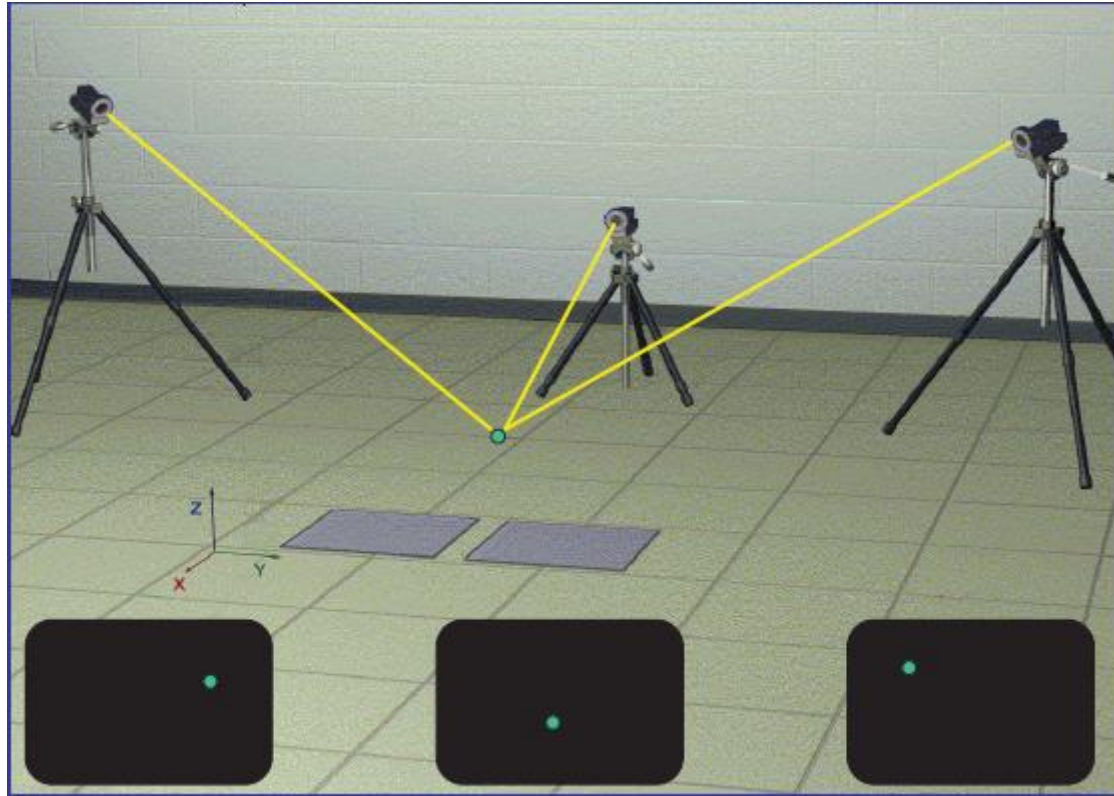
Posizione di un punto nello spazio da più immagini 2D



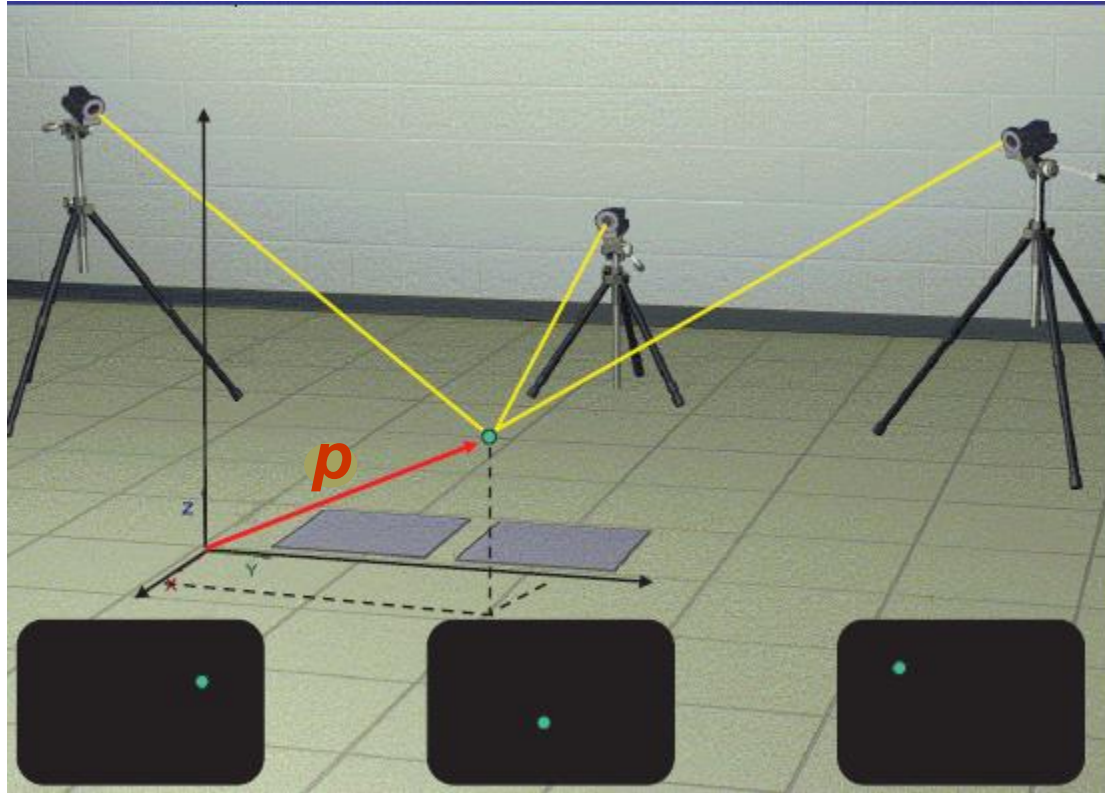
Posizione di un punto nello spazio da più immagini 2D



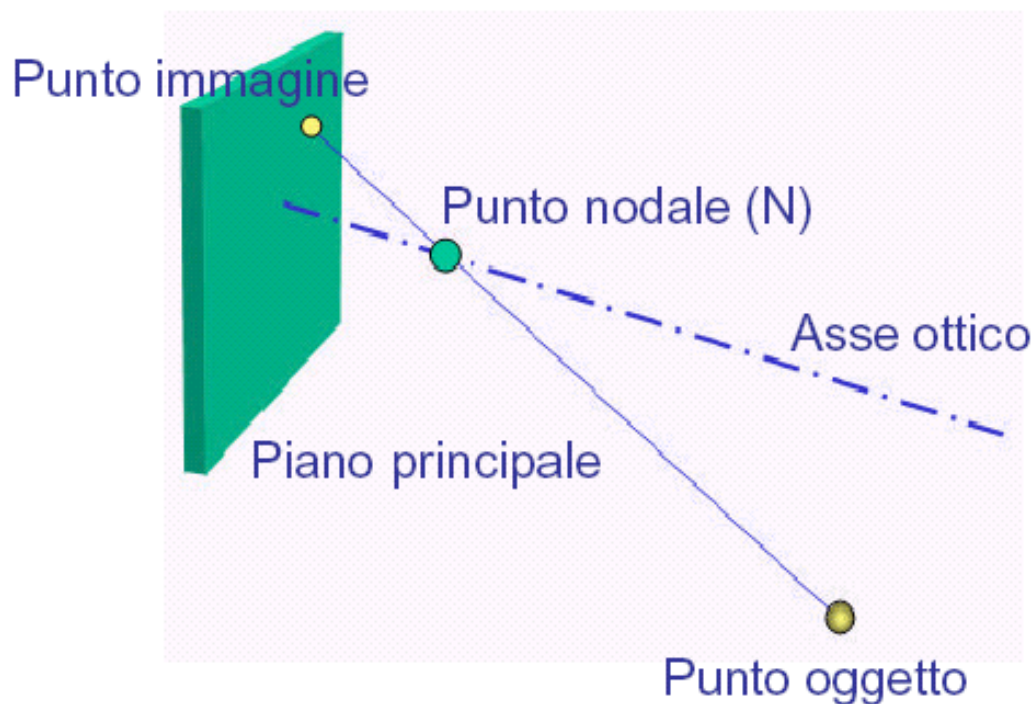
Posizione di un punto nello spazio da più immagini 2D



Posizione di un punto nello spazio da più immagini 2D



1) Punto oggetto - punto immagine



Definizioni:

- piano immagine con elemento foto-sensibile
- asse ottico ortogonale a piano principale
- punto nodale N passaggio luce (*Hyp. Pin-hole*)
- punto oggetto proiettato nel punto immagine attraverso N

Principio generale:

Stesso punto oggetto da 2 telecamere.

Dai punti immagine sui due piani principali è possibile risalire alla posizione del punto nello spazio.

Nota

Possibili errori potrebbero causare una non incidenza delle due rette; problema di compensazione cercando minimo.

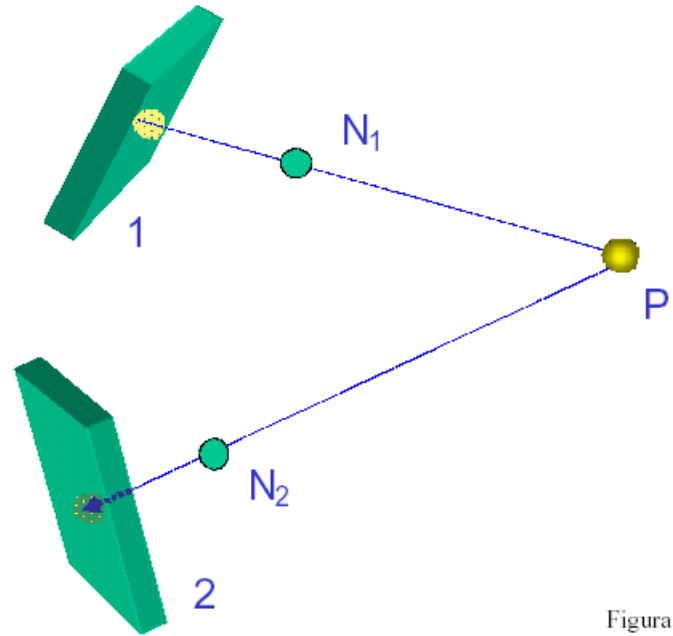
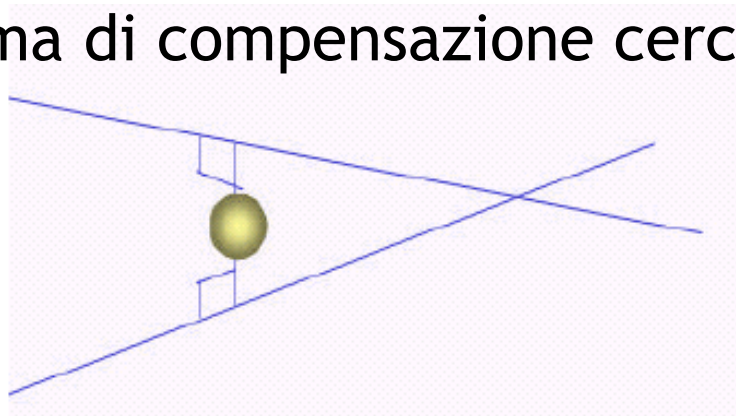


Figura 4



Dati necessari

La ricostruzione geometrica descritta richiede la conoscenza e l'uso di due informazioni:

- la posizione e l'orientamento delle due camere (tempo invarianti - parametri di calibrazione) rispetto sdr lab.
- la posizione delle immagini del punto P sulle camere (variabile misurata)

Parametri di calibrazione per ciascuna telecamera:

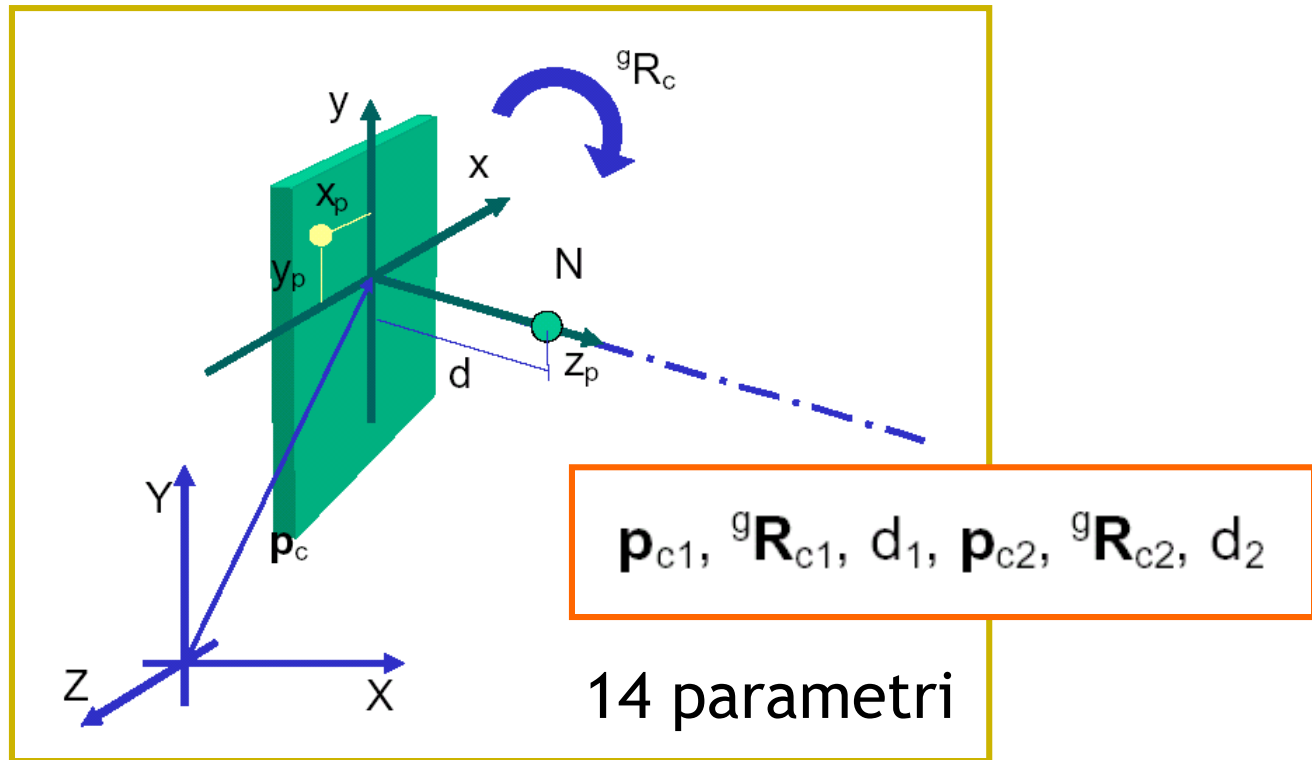
- posizione e orientamento del piano principale rispetto sdr lab
- distanza del punto nodale da piano
- Altre correzioni...

Telecamere come corpi rigidi

Posizione e orientamento con metodo delle matrici

X,Y,Z riferimento di laboratorio

x,y,z riferimento solidale telecamera



Analisi del movimento

$\mathbf{p}_{c1}, {}^g\mathbf{R}_{c1}, d_1, \mathbf{p}_{c2}, {}^g\mathbf{R}_{c2}, d_2$



$x_{p1}, y_{p1}, x_{p2}, y_{p2}$



Stereofotogrammetria
analitica



X, Y, Z

Calibrazione

$\mathbf{p}_{c1}, {}^g\mathbf{R}_{c1}, d_1, \mathbf{p}_{c2}, {}^g\mathbf{R}_{c2}, d_2$



$x_{p1}, y_{p1}, x_{p2}, y_{p2}$



Stereofotogrammetria
analitica



X, Y, Z

Calibrazione con oggetto e punti di controllo, con disposizione nota, nuovo riferimento solidale al corpo.

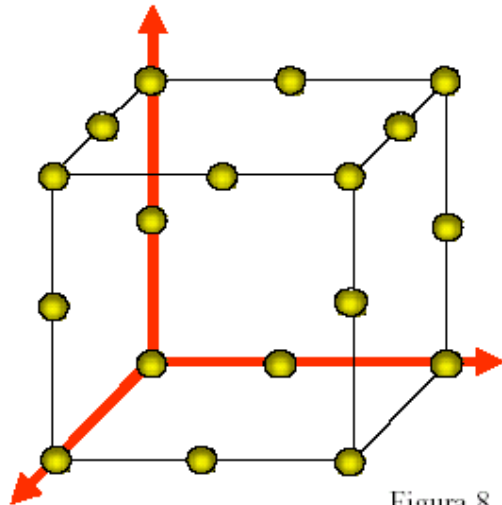


Figura 8

Calibrazione statica

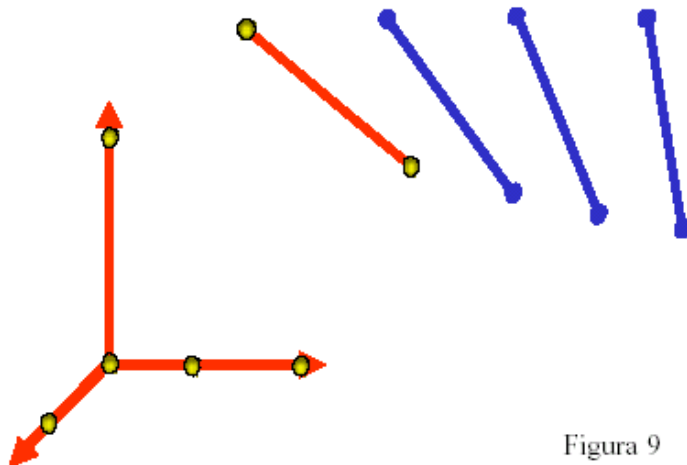


Figura 9

Calibrazione dinamica

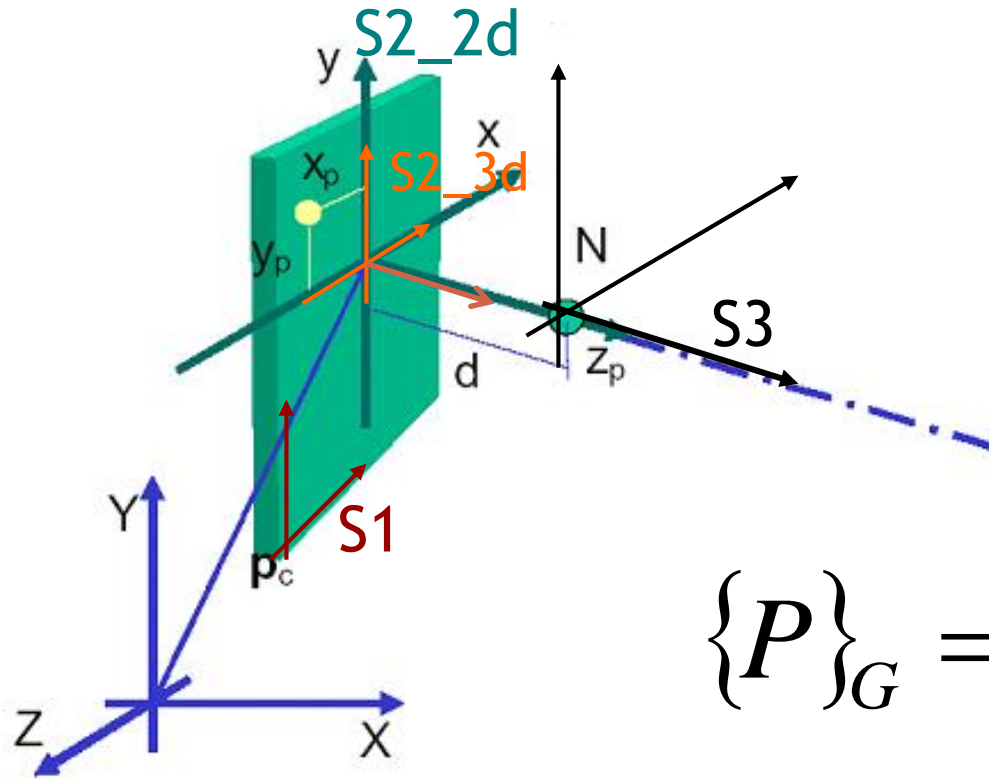
Riferimenti dell'apparecchiatura

- SG fisso, del laboratorio
- SC solidale alla telecamera, con piano xy coincidente con piano immagine e asse z sull'asse ottico;
- SM solidale alla telecamera, traslato rispetto ad SC, con origine in N;
- SP su piano immagine, x y coincidente con SC;
- SS su piano immagine, del sensore, coordinate espresse in pixel, con origine spostata ma ugual orientamento di SP.

Trasformazione tra i vari riferimenti

SG- SC- SM - SP - SS

Rappresentazione dei sistemi di riferimento



$$\{P\}_G = T \{PI\}_{S1_pix}$$

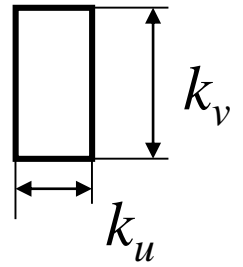
Si vuole ottenere la matrice T di trasformazione tra riferimenti

$S1_pix \rightarrow S1_mm \rightarrow S2_2d \rightarrow S2_3D \rightarrow S3 \rightarrow G$

trasformazione tra i sistemi di riferimento

▪ $S1_pix \rightarrow S1_mm$

$[pi]_{S1_pix} = \begin{bmatrix} u \\ v \end{bmatrix}$ coordinate in $S1$, in pixel
si convertono in mm , note le
dimensioni di un pixel k_u, k_v



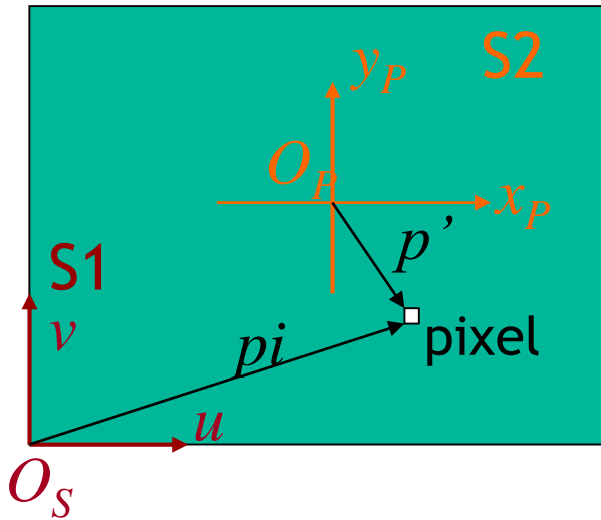
$$[pi]_{S1_mm} = \begin{bmatrix} k_u u \\ k_v v \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} k_u & 0 \\ 0 & k_v \end{bmatrix} \begin{bmatrix} u \\ v \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} k_u & 0 \\ 0 & k_v \end{bmatrix} [pi]_{S1_pix}$$

In coordinate omogenee si ha

$$\left\{ \begin{bmatrix} [pi]_{S1_mm} \\ 1 \end{bmatrix} \right\} = \begin{bmatrix} k_u & 0 & 0 \\ 0 & k_v & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} u \\ v \\ 1 \end{bmatrix} = T_c \begin{bmatrix} u \\ v \\ 1 \end{bmatrix} = T_c \left\{ \begin{bmatrix} [pi]_{S1_pix} \\ 1 \end{bmatrix} \right\}$$

- S1_mm → S2_2d

shift origine



$$[p']_{S2_2d} = [O_S]_{S2_2d} + R_{21} [pi]_{S1_mm}$$

$$R_{21} = I$$

$$\begin{Bmatrix} [p']_{S2_2d} \\ 1 \end{Bmatrix} = \begin{bmatrix} 1 & 0 & -b/2 \\ 0 & 1 & -h/2 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \begin{Bmatrix} [pi]_{S1_mm} \\ 1 \end{Bmatrix}$$

- S2_2d → S2_3d

$$\begin{Bmatrix} [p']_{S2_3d} \\ 1 \end{Bmatrix} = \begin{Bmatrix} x \\ y \\ z \\ 1 \end{Bmatrix} = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & z \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \begin{Bmatrix} x \\ y \\ 1 \end{Bmatrix} = T_{\text{dim}} \begin{Bmatrix} [p']_{S2_2d} \\ 1 \end{Bmatrix}$$

Punti piano immagine hanno z=0

- $S2_3d \rightarrow S3$ shift origine in N

$$\begin{Bmatrix} [p']_{S3} \\ 1 \end{Bmatrix} = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & -d \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \begin{Bmatrix} [p']_{S2_3d} \\ 1 \end{Bmatrix} = T_{32} \begin{Bmatrix} [p']_{S2_3d} \\ 1 \end{Bmatrix}$$

- $S3 \rightarrow G$

Matrice di trasformazione omogenea generica T_{G3}
(ottenuta da calibrazione del sistema)

Da cui trasformazione completa

$$\begin{Bmatrix} [P]_G \\ 1 \end{Bmatrix} = T_{G3} T_{32} T_{\text{dim}} T_{21} T_c \begin{bmatrix} u \\ v \\ 1 \end{bmatrix} = T \begin{Bmatrix} [pi]_{S1_pix} \\ 1 \end{Bmatrix}$$

Ricorda: i punti piano immagine hanno $z=0$

T_{G3} dipende da posizione e orientazione telecamera
 $[N]_G \quad R_{G3}$

T_{32} dipende da posizione piano immagine rispetto N
e individua una retta

d

T_{21} dipendono da caratteristiche del sensore

$T_c \quad k_u, k_v, b, h$

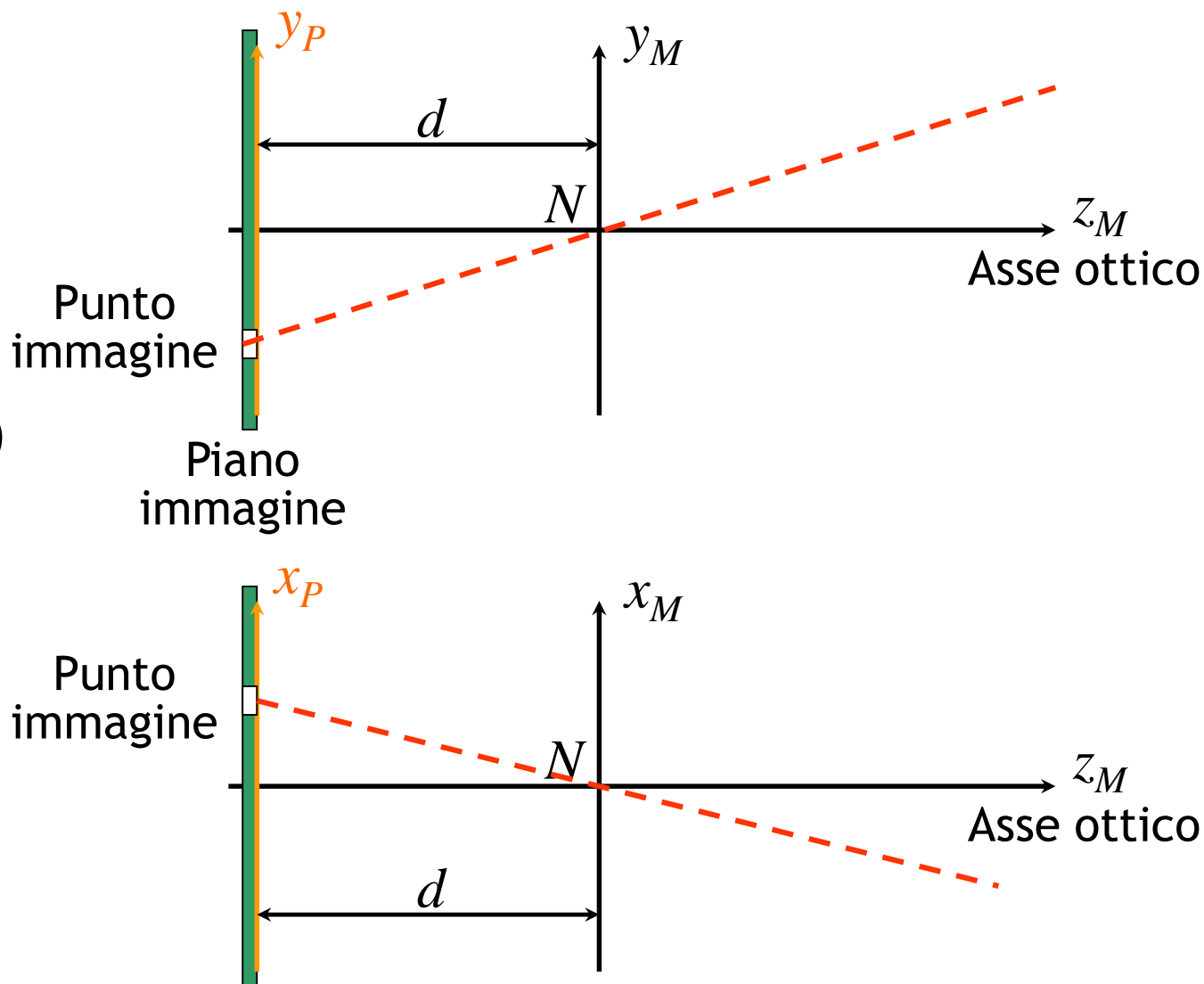
Con calibrazione e datasheet telecamera si determinano tutti i parametri; per ciascuna telecamera c'è una matrice T

I punti R dello spazio che corrispondono al pixel in P , stanno sulla retta per P e N ; in forma vettoriale

$$\overrightarrow{NR} = -\lambda \overrightarrow{NP}$$

si esprimere in componenti in un sdr comune alle Telecamere (G)

$$\left[\overrightarrow{NR} \right]_G = -\lambda \left[\overrightarrow{NP} \right]_G$$



$$\left[\overrightarrow{NP} \right]_G = -\lambda \left[\overrightarrow{NR} \right]_G$$

E' una relazione vettoriale; si esprime o fra le componenti cartesiane dei vettori o sottraendo i punti in coordinate omogenee

$$\left\{ \begin{bmatrix} \overrightarrow{NP} \\ 0 \end{bmatrix}_G \right\} = \left\{ \begin{bmatrix} P \\ 1 \end{bmatrix}_G \right\} - \left\{ \begin{bmatrix} N \\ 1 \end{bmatrix}_G \right\} = T \left\{ \begin{bmatrix} P \\ 1 \end{bmatrix}_{S_1 - px} \right\} - T_{G3} \left\{ \begin{bmatrix} N \\ 1 \end{bmatrix}_3 \right\} = T \begin{bmatrix} u \\ v \\ 1 \end{bmatrix} - T_{G3} \begin{bmatrix} 0 \\ 0 \\ 0 \\ 1 \end{bmatrix}$$

Il punto R sta sulla retta per N parallela a NP, la cui equazione parametrica è la seguente:

$$\left\{ \begin{bmatrix} R \\ 1 \end{bmatrix}_G \right\} = \left\{ \begin{bmatrix} N \\ 1 \end{bmatrix}_G \right\} - \lambda \left\{ \begin{bmatrix} \overrightarrow{NP} \\ 0 \end{bmatrix}_G \right\}$$

Il punto R nello spazio è individuato dall'intersezione di due rette proiettate da due piani immagini di videocamere distinte, identificate dai pedici

- Vc 1: $N_1, P_1, u_1, v_1, \lambda_1$
- Vc 2: $N_2, P_2, u_2, v_2, \lambda_2$

Le equazioni delle rette sono

$$\begin{cases} [R]_G \\ 1 \end{cases} = \begin{cases} [N_1]_G \\ 1 \end{cases} - \lambda_1 \begin{cases} [\overrightarrow{N_1 P_1}]_G \\ 0 \end{cases}$$

da cui si ottiene l'equazione per determinare R

$$\begin{cases} [R]_G \\ 1 \end{cases} = \begin{cases} [N_2]_G \\ 1 \end{cases} - \lambda_2 \begin{cases} [\overrightarrow{N_2 P_2}]_G \\ 0 \end{cases}$$

$$\begin{Bmatrix} [N_1]_G \\ 1 \end{Bmatrix} - \lambda_1 \begin{Bmatrix} [\overrightarrow{N_1 P_1}]_G \\ 0 \end{Bmatrix} = \begin{Bmatrix} [N_2]_G \\ 1 \end{Bmatrix} - \lambda_2 \begin{Bmatrix} [\overrightarrow{N_2 P_2}]_G \\ 0 \end{Bmatrix}$$

nelle incognite λ_1, λ_2

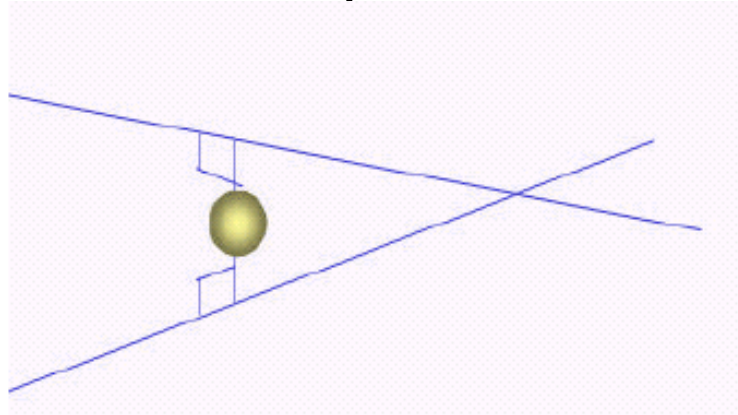
$$\begin{Bmatrix} [N_1]_G \\ 1 \end{Bmatrix} - \lambda_1 \begin{Bmatrix} [\overrightarrow{N_1 P_1}]_G \\ 0 \end{Bmatrix} = \begin{Bmatrix} [N_2]_G \\ 1 \end{Bmatrix} - \lambda_2 \begin{Bmatrix} [\overrightarrow{N_2 P_2}]_G \\ 0 \end{Bmatrix}$$

sistema di 4 equazioni in 2 incognite (λ_1, λ_2)

La quarta equazione è un'identità $1=1$;

sistema di 3 equazioni in 2 incognite.

Richiamo teorema Rouché-Capelli su esistenza della soluzione. In generale si presenta la situazione già anticipata:



si risolve con retta di minima distanza

il sistema si può anche scrivere come

$$\begin{bmatrix} -\left[\overrightarrow{N_1 P_1}\right]_G & \left[\overrightarrow{N_2 P_2}\right]_G \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \lambda_1 \\ \lambda_2 \end{bmatrix} = \left[N_2 - N_1\right]_G$$

se le rette sono incidenti

$$\det \begin{bmatrix} \left[\overrightarrow{N_1 P_1}\right]_G & \left[\overrightarrow{N_2 P_2}\right]_G & \left[\overrightarrow{N_1 N_2}\right]_G \end{bmatrix} = 0$$

Altrimenti si cerca retta di minima distanza, ortogonale ad entrambe

$$\mathbf{r1} = -\frac{\overrightarrow{N_1 P_1}}{|\overrightarrow{N_1 P_1}|} \quad \mathbf{r2} = -\frac{\overrightarrow{N_2 P_2}}{|\overrightarrow{N_2 P_2}|}$$

con versore

$$\mathbf{m} = \frac{\mathbf{r1} \wedge \mathbf{r2}}{|\mathbf{r1} \wedge \mathbf{r2}|}$$

ed il sistema da risolvere diviene

$$\begin{Bmatrix} [N_1]_G \\ 1 \end{Bmatrix} - \lambda_1 \begin{Bmatrix} [\overrightarrow{N_1 P_1}]_G \\ 0 \end{Bmatrix} + c \mathbf{m} = \begin{Bmatrix} [N_2]_G \\ 1 \end{Bmatrix} - \lambda_2 \begin{Bmatrix} [\overrightarrow{N_2 P_2}]_G \\ 0 \end{Bmatrix}$$

nelle tre incognite λ_1 , λ_2 e c

$$\begin{bmatrix} -[\overrightarrow{N_1 P_1}]_G & [\overrightarrow{N_2 P_2}]_G & \mathbf{m} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \lambda_1 \\ \lambda_2 \\ c \end{bmatrix} = [\overrightarrow{N_1 N_2}]_G$$

Per la calibrazione si deve eseguire la procedura inversa
ossia dalle coordinate globali ai pixel

Provare come esercizio

Per la calibrazione si può anche considerare un cambio di riferimento tra sistema solidale tel1 e tel2.

$$[P]_{M2} = [N_1]_{M2} + R_{21}[P]_{M1}$$

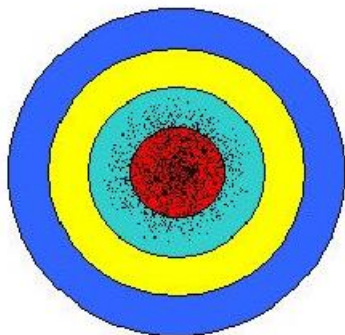
$$[P]_{M1} = R_{21}^T ([P]_{M2} - [N_1]_{M2})$$

P, N1 e N2 stanno sullo stesso piano

Si arriva a definire una matrice fondamentale F

$$\begin{bmatrix} u_2 \\ v_2 \\ 1 \end{bmatrix}^T F \begin{bmatrix} u_1 \\ v_1 \\ 1 \end{bmatrix} = 0$$

Caratteristiche del sistema



- accuratezza

Sistema accurato ma impreciso, misura disperse attorno al valore corretto. Si migliora con media.



- precisione

Sistema preciso ma non accurato, misura ripetibile ma lontana da valore corretto.

- risoluzione

Minima variazione della grandezza da misurare percepibile dallo strumento.

Fonti di errore

- stima dei parametri nella procedura di calibrazione;
 - distorsioni (utilizzo di funzioni di correzione) - modello con punto focale approssimato;
 - numero e posizionamento telecamere;
 - dimensioni del volume di misura;
 - dimensioni e forma dell'oggetto di calibrazione;
 - condizioni di luce.
-
- Accuratezza posizione marker
 - 1:3000 diagonale del volume di lavoro (venditori)
stima lunghezze 0.09% - 1.77%

Prima della prova effettuare test di verifica:
“spot checks” - MAL

MAL test

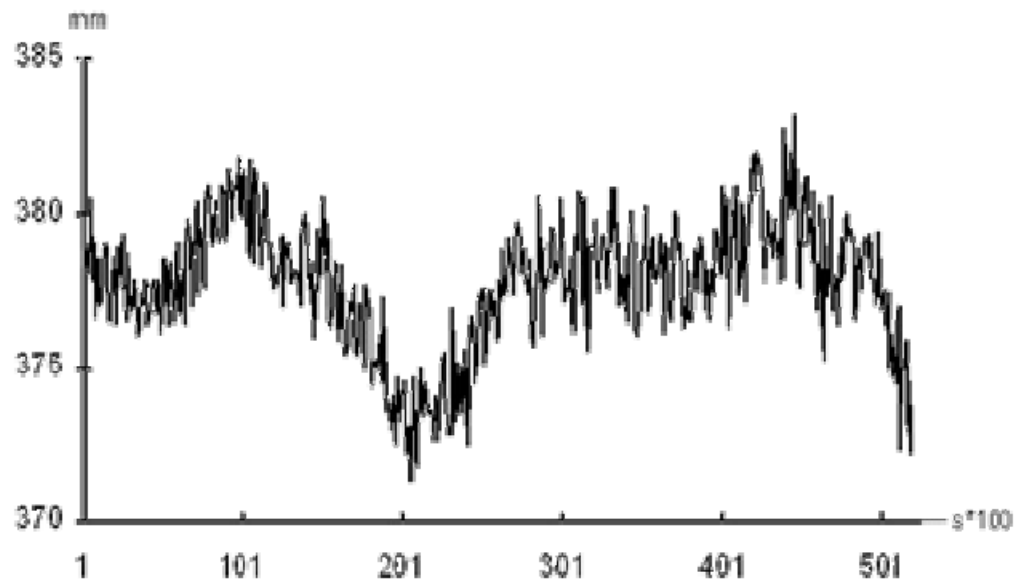
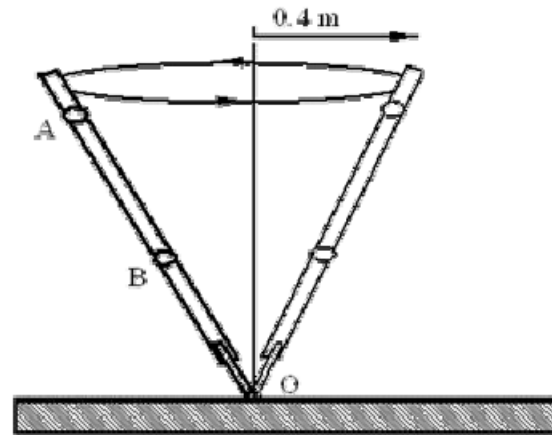
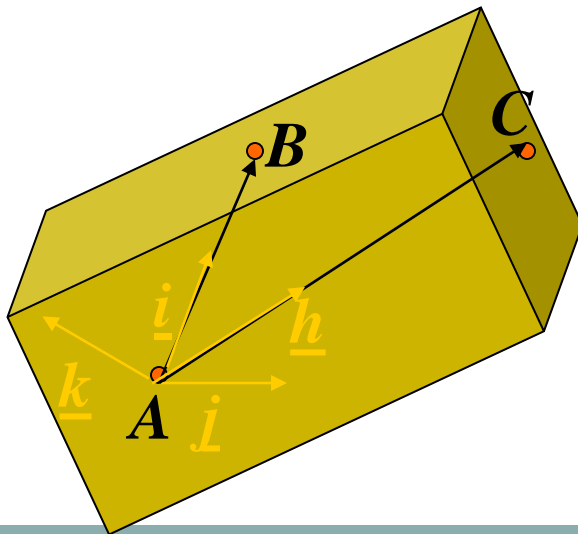


Figura 2: Traiettoria ricostruita della coordinata y del punto O in funzione del tempo

Definizione del sdr solidale al corpo

Quanti punti servono per definire una terna locale?

- nel piano 2
- nello spazio 3 non allineati A, B e C



$$\underline{i} = \frac{\overrightarrow{AB}}{|\overrightarrow{AB}|}$$

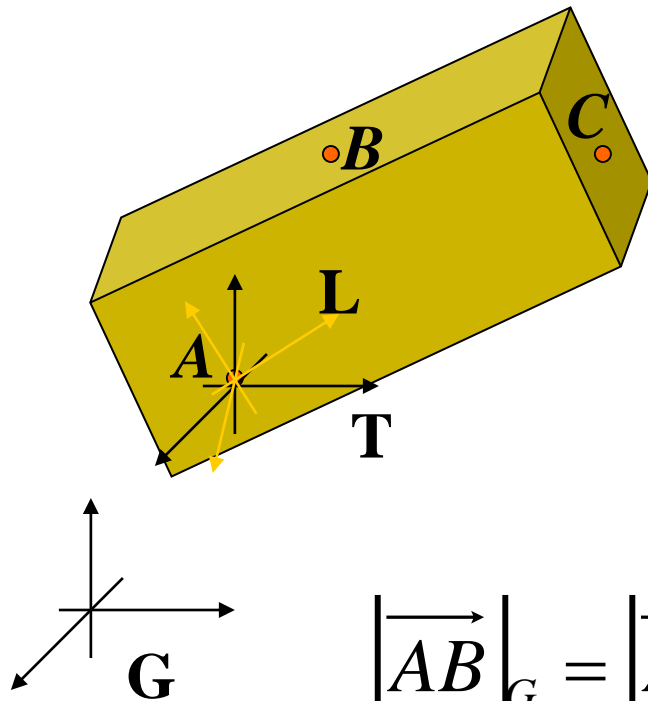
$$\underline{h} = \frac{\overrightarrow{AC}}{|\overrightarrow{AC}|}$$

$$\underline{j} = \frac{\underline{i} \wedge \underline{h}}{|\underline{i} \wedge \underline{h}|}$$

$$\underline{k} = \underline{i} \wedge \underline{j}$$

Matrice di rotazione STC dai dati sperimentali

Determinazione della posizione di un segmento con *markers*



G terna globale

T terna ausiliaria -trasl

L terna locale solidale

$$[p]_G = [a]_G + \mathbf{R}_G [p']_L$$

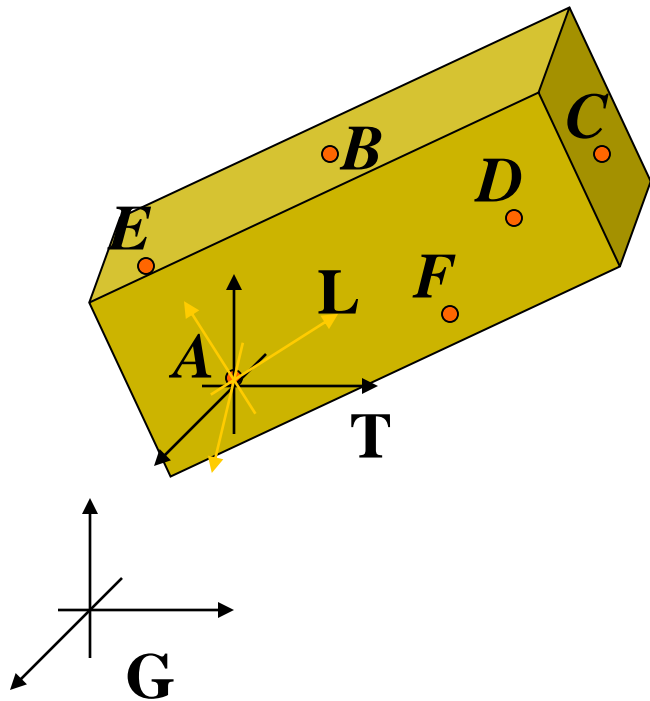
$$[p]_G - [a]_G = \mathbf{R}_G [p']_L$$

$$\left[\overrightarrow{AB} \right]_G = \left[\overrightarrow{AB} \right]_T = \mathbf{R}_G \left[\overrightarrow{AB} \right]_L$$

6 equazioni
3-4 incognite

$$\left[\overrightarrow{AC} \right]_G = \left[\overrightarrow{AC} \right]_T = \mathbf{R}_G \left[\overrightarrow{AC} \right]_L$$

Per correggere errori di misura si usano più punti, le cui coordinate in L sono raccolte in matrice \mathbf{P}'_L ($3 \times n$), coordinate in G in \mathbf{P}_G , origine in \mathbf{O}_G



$$\mathbf{P}_G = \mathbf{O}_G + \mathbf{R}_G \mathbf{P}'_L$$

$$\mathbf{Q}_G = \mathbf{P}_G - \mathbf{O}_G = \mathbf{R}_G \mathbf{P}'_L$$

Minimi quadrati

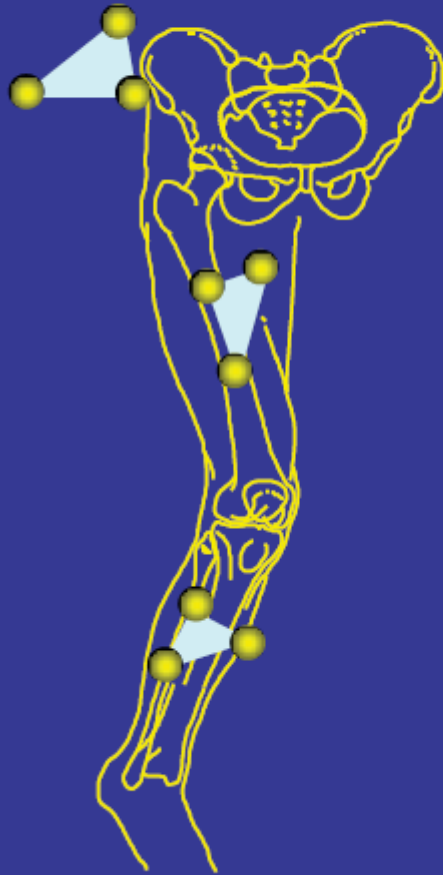
$$\mathbf{R}_G = \mathbf{Q}_G \mathbf{P}'_L{}^T \left(\mathbf{P}'_L \mathbf{P}'_L{}^T \right)^{-1}$$

Pseudo-inversa Moore Penrose

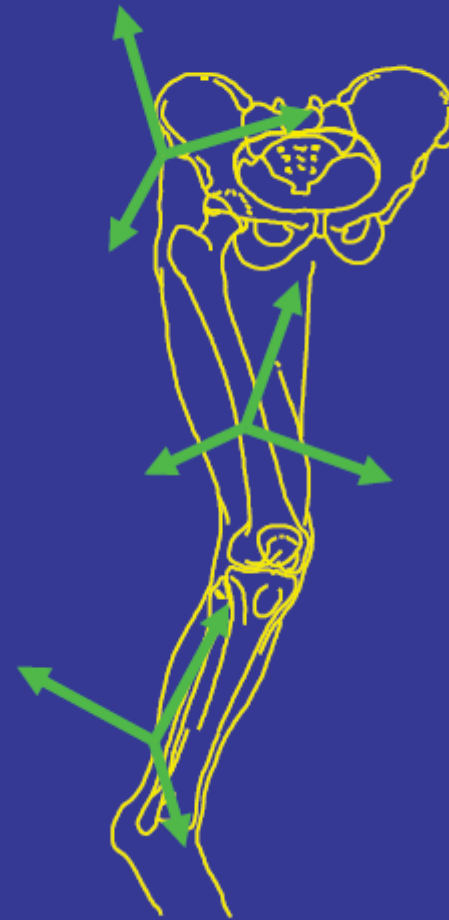
$$\mathbf{P}'_L{}^T \left(\mathbf{P}'_L \mathbf{P}'_L{}^T \right)^{-1}$$

I sistemi di riferimento tecnici

● cluster di marker cutanei

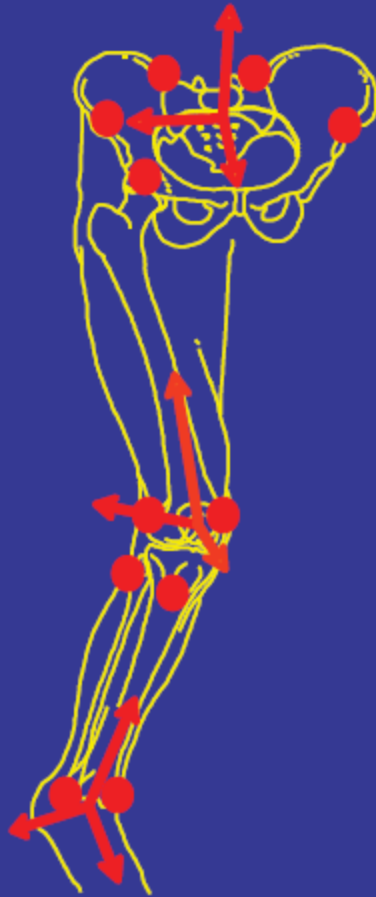


Assi dei riferimenti tecnici

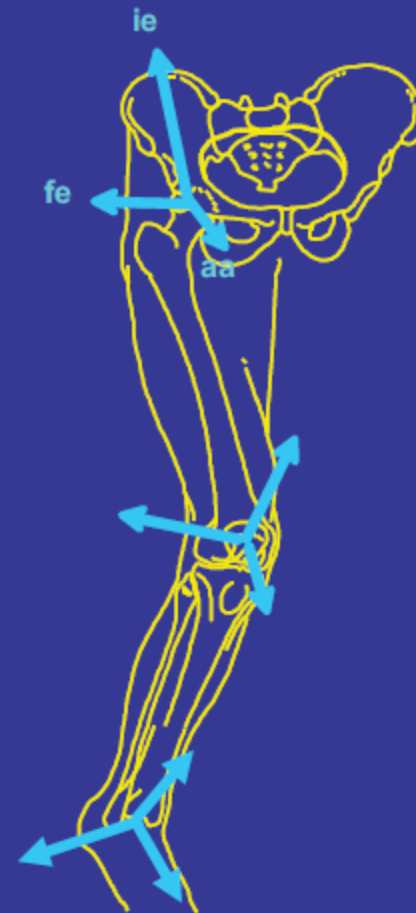


Assi articolari

Sistemi di riferimento anatomici



Assi di riferimento articolari



Ulteriori cause di errore

- calibrazione anatomica (individuazione del SA rispetto STC);

Repere anatomici: sottocutanei (palpabili)

- non punti ma superfici
- tessuto morbido frapposto
- identificazione per palpazione dipende da persona etc. (per gran trocantere errore fino a 18mm)

Repere anatomici: interni

- centro della testa del femore (fino a 12 mm)

- artefatti da tessuto molle (ATM)

Fissatori esterni, radiofotogrammetria, ...

Calibrazione multipla (diverse posizioni)

Ricostruzione della traiettoria (tracking)

Posizionato i marker, determino la loro posizione a diversi istanti

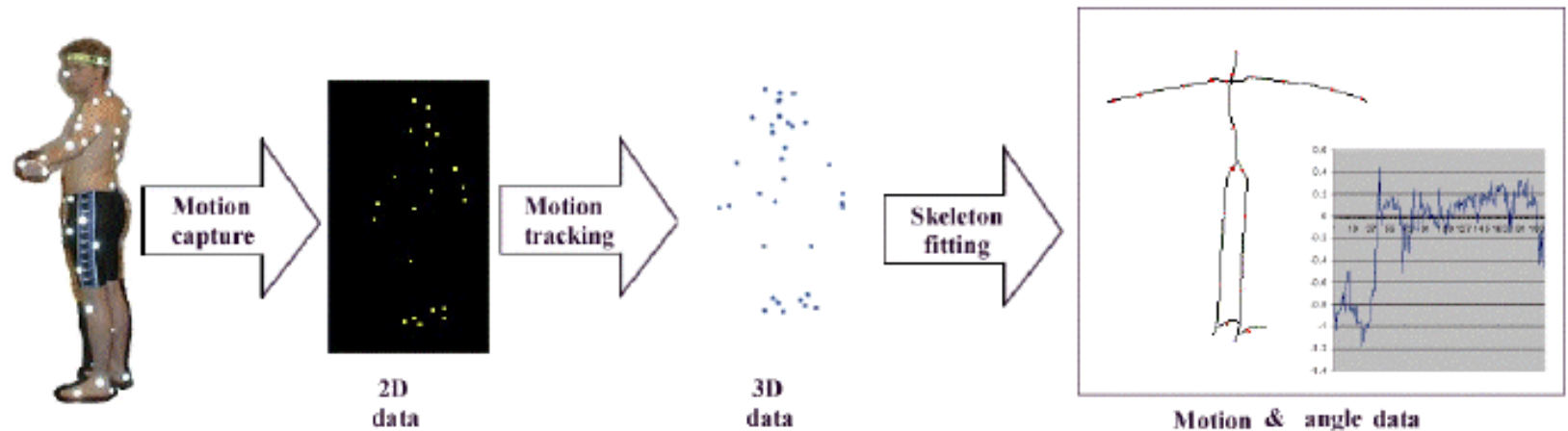


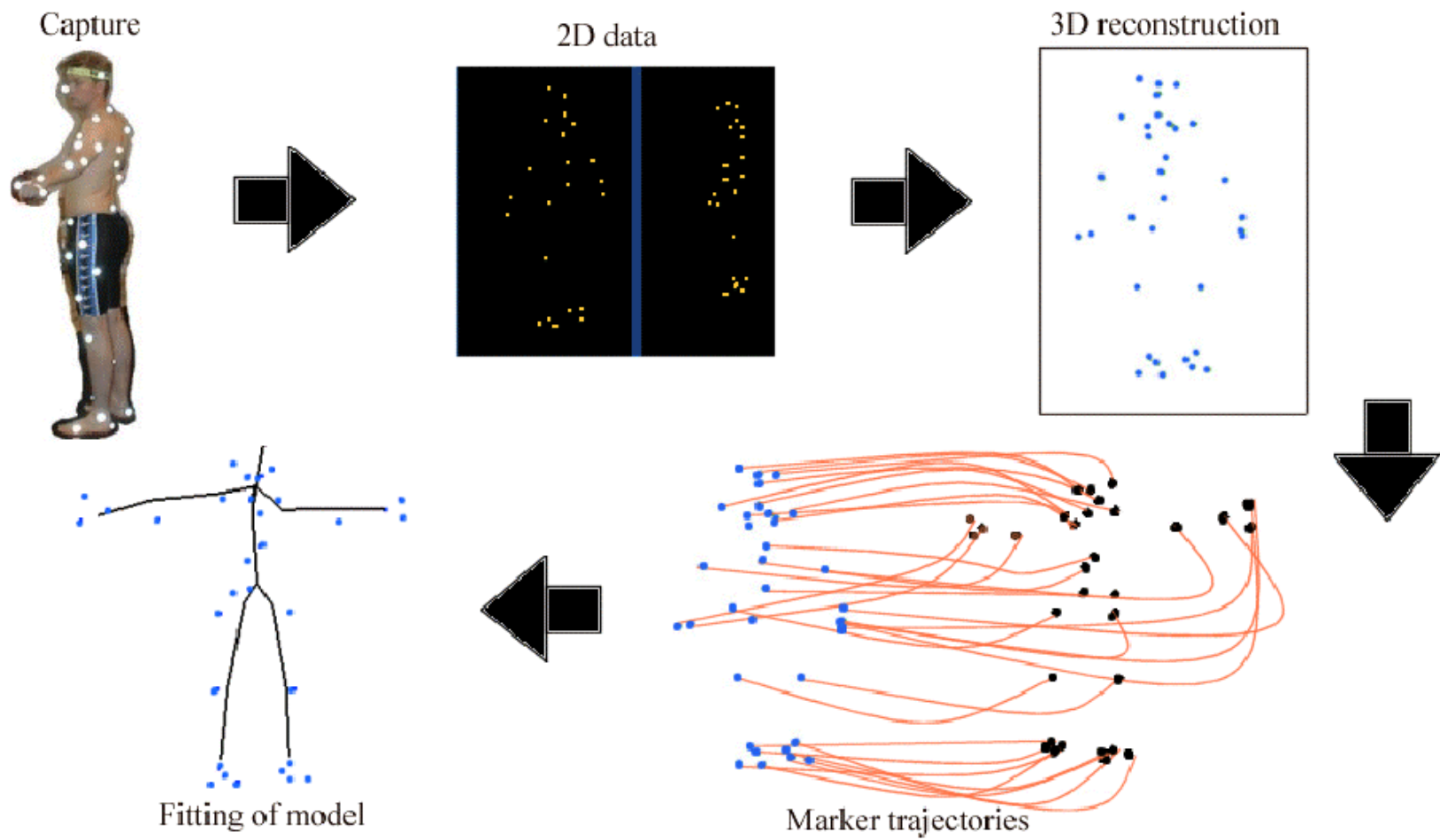
Insieme dei marker come “nuvola di mosche”, come riconoscerli?

Come seguirli?

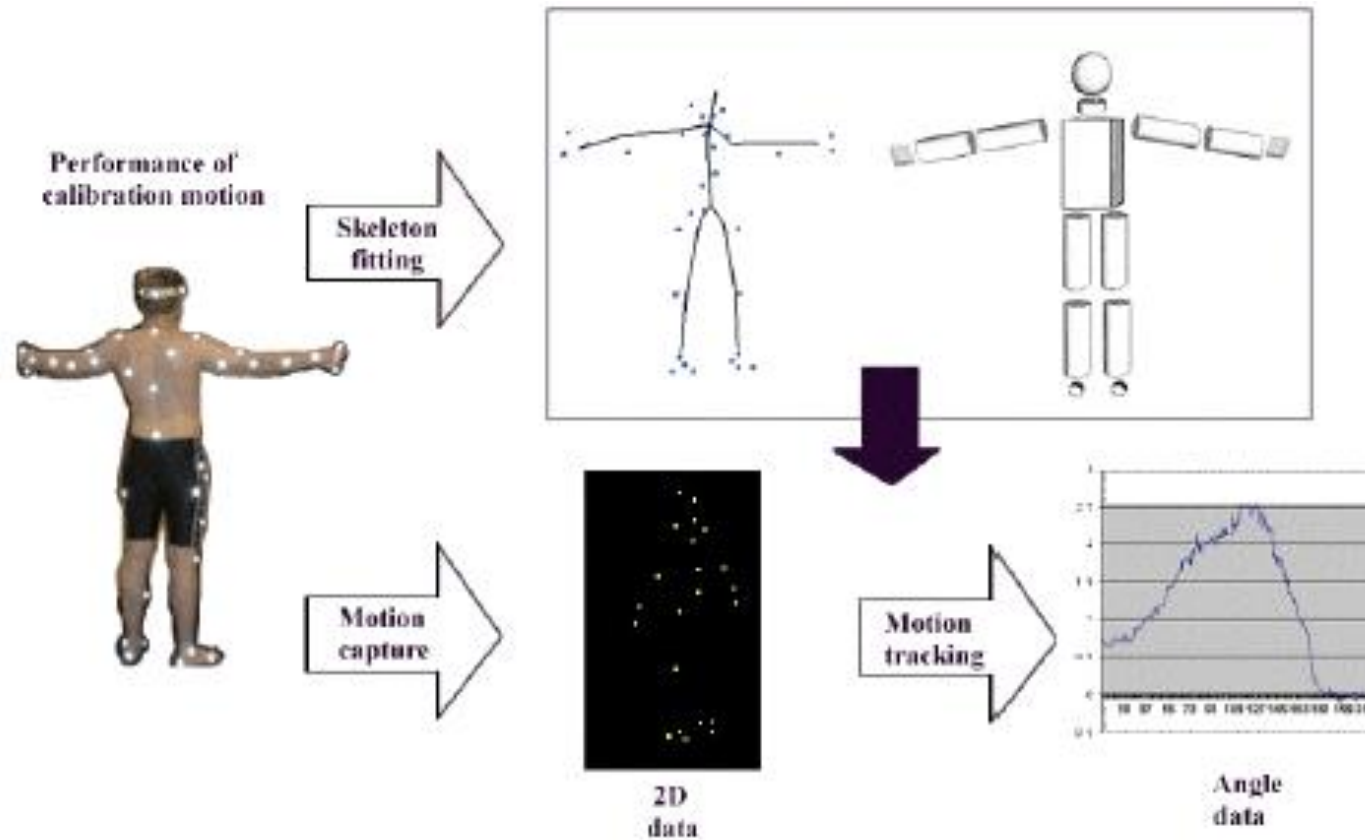
⌘ Processing steps:

- ☒ 3-D reconstruction of markers.
- ☒ Marker identification by tracking.
- ☒ Posture estimation from marker trajectories.
- ☒ Angular data of model joints.





Procedura basata su modello:



Why is it Difficult?

The appearance of people can vary dramatically.



Bones and joints are *unobservable* (muscle, skin, clothing hide the underlying structure).

Why is it Difficult?



Loss of 3D in 2D projection

Unusual poses

Self occlusion

Low contrast

Ambiguities

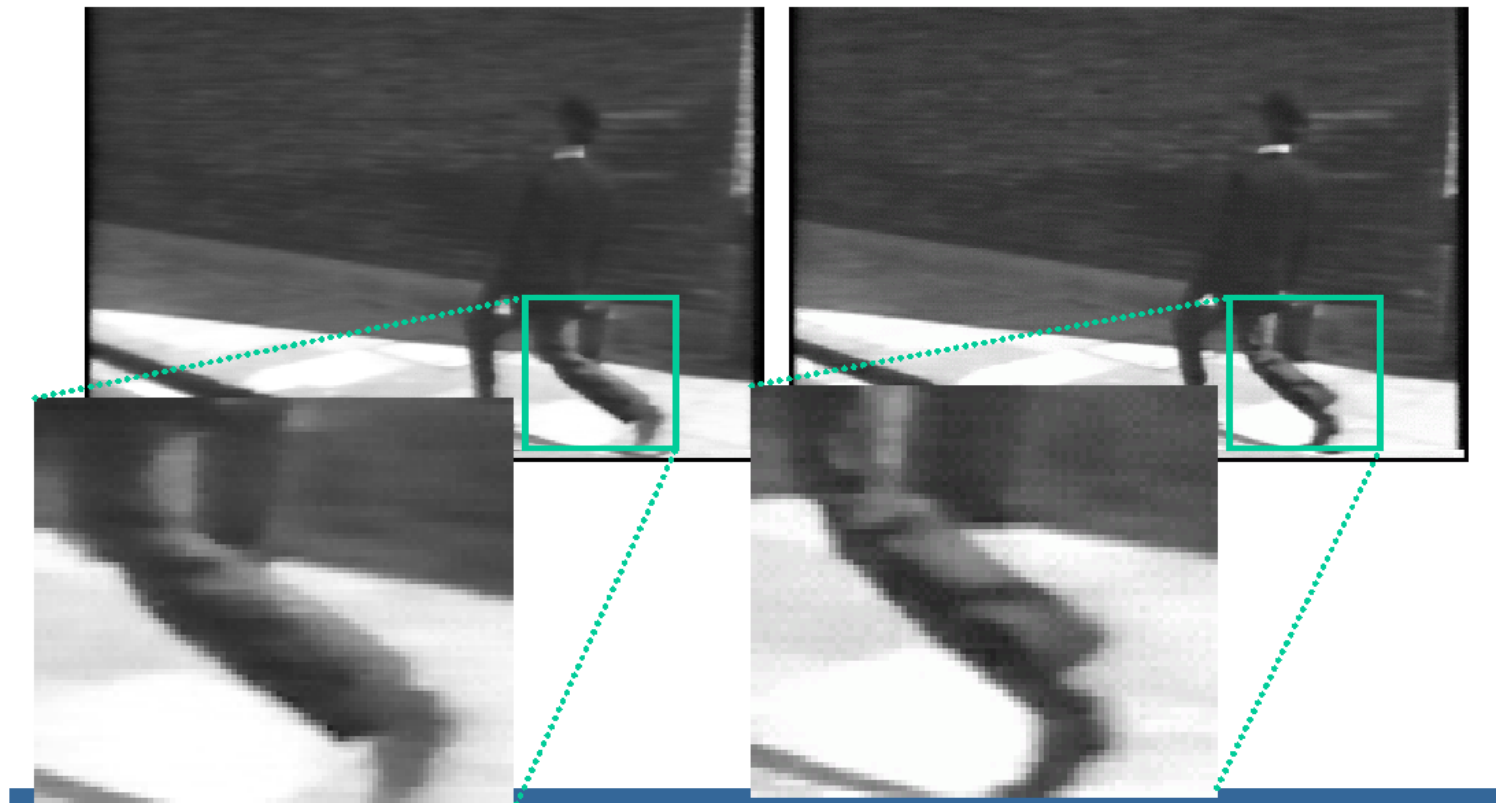


Ambiguous matches



Self occlusion

Clothing and Lighting



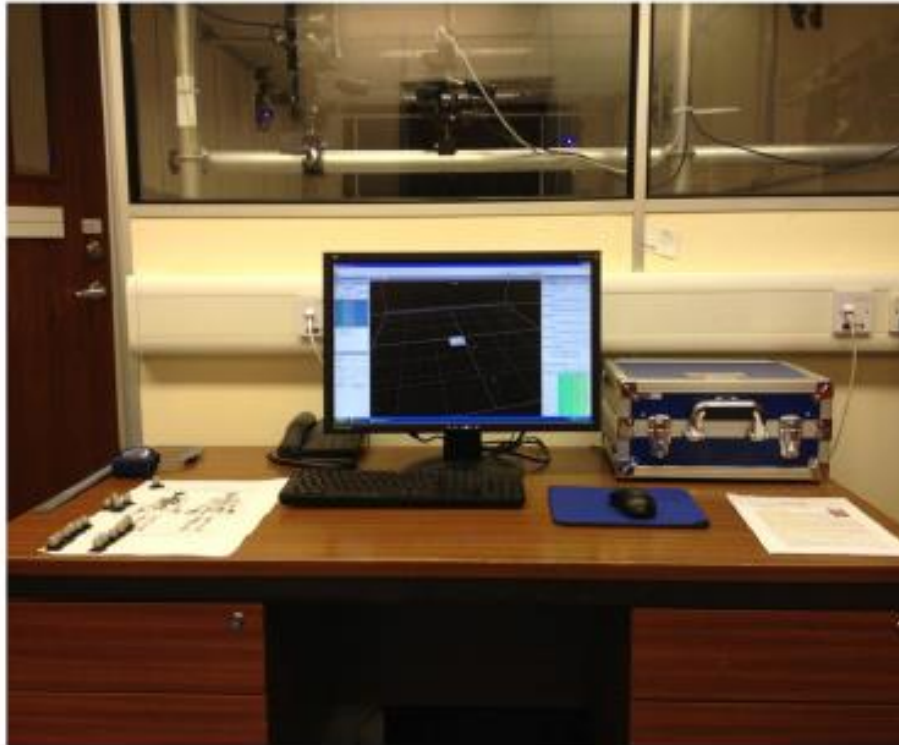
Elaborazione

60

ANGELINI
VEDI ANCHE PAPER HUMAN MOVEMENT

Data acquisition

- ☐ Laboratory configuration
- ☐ Ambient noise
- ☐ Marker placement
- ☐ Calibration
- ☐ Subject measurements
- ☐ File C3D

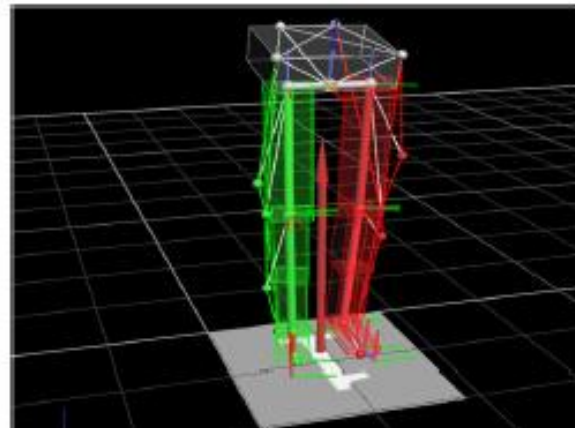
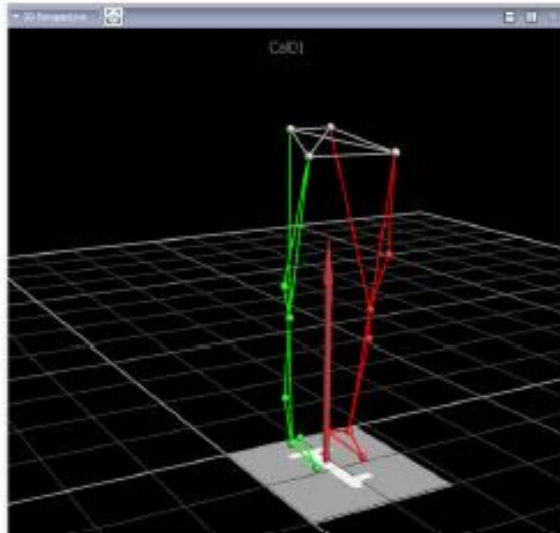


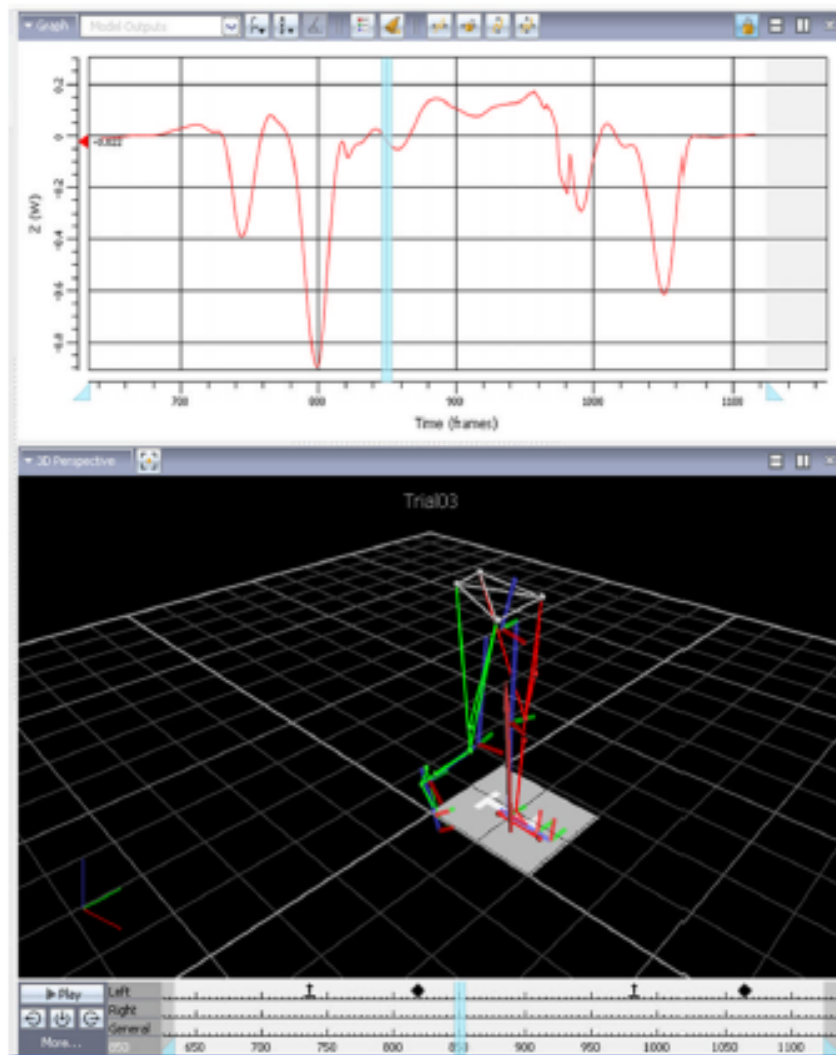
- ✓ The MX cameras 'see' the reflective markers placed on objects or people.
- ✓ The system then tracks these markers in time and 3D space.
- ✓ If the reflection of a marker appears in three or more camera shots then its position can be calculated.

- ✓ The force plate provides the *Ground Reaction Force* (GRF) of the subject and this provides the external force on the body.
- ✓ The DV cameras permit the capture of video footage of any trials run in the Gait Lab in a way that is synchronised with the rest of the system.

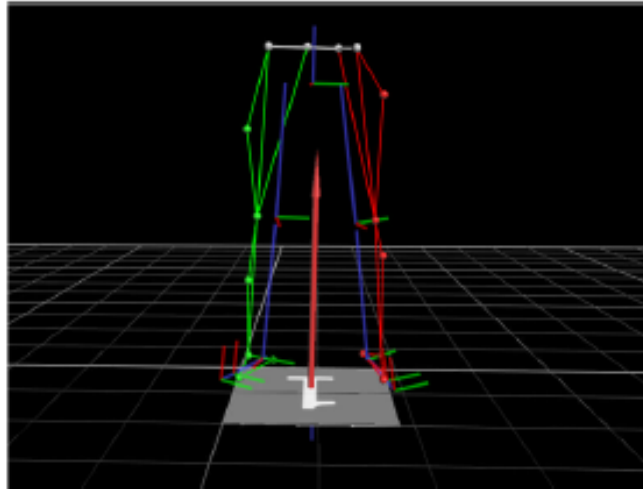


- Reflective markers are attached to the subject (shown here wearing a professional gait lab suit)
- A *static trial* is performed to scale the underlying model appropriately for the subject.
- The markers are automatically reconstructed and labelled according to the Plug-in-Gait marker set.
- Vicon's static gait model is applied and calibrated for the subject.

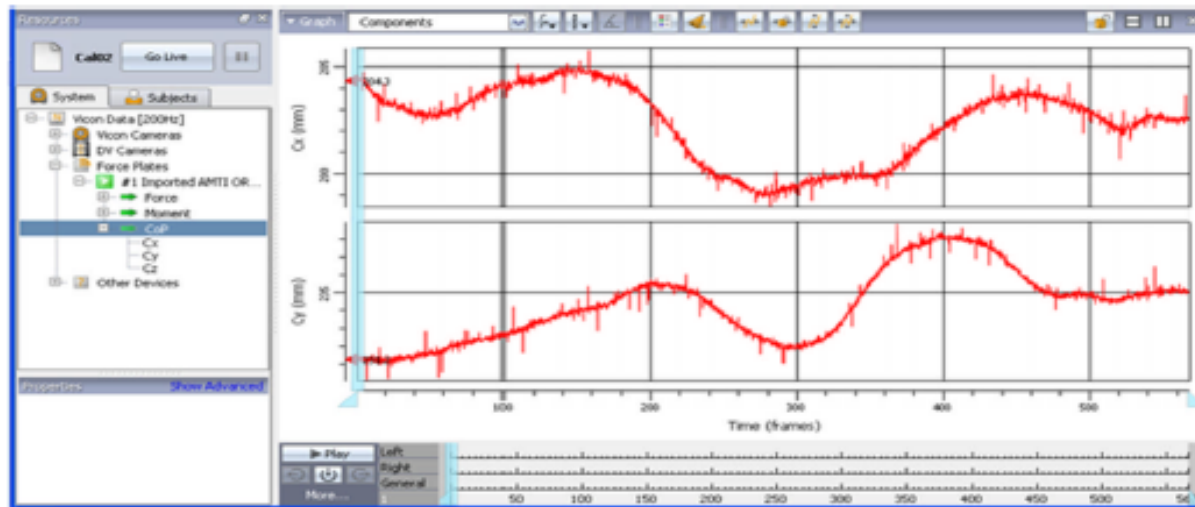




- ❖ Dynamic data are captured for the subject performing required activities.
- ❖ Markers are automatically reconstructed and labelled.
- ❖ Can investigate joint angles, torques, forces and powers etc. during the dynamic (walking) trial. Can plot first and second derivatives and view desired coordinate directions.



- In static balance studies the *Centre of Pressure* (CoP), the point where the GRF is assumed to originate, is used. If the *Centre of Mass* is not directly above the CoP then there is a torque on the body because of gravity—an unstable inverted pendulum type scenario.
- This can be used to assess an individual's balance and motor control (postural sway)
- For example, can generate x and y coordinate information of the CoP during a static trial.



Laboratory configuration

Compromise



- Optimum camera placement
- Available space

A dedicated laboratory:
Subject and operator
concentration
< interruptions

Cameras' number > 2 to
minimize marker
dropout

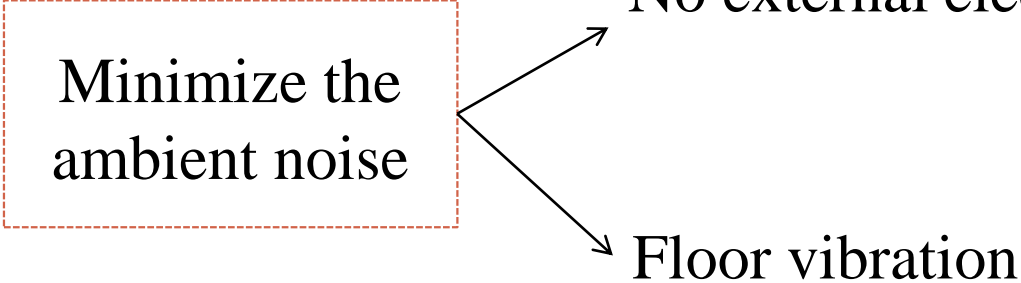
Data collection
accuracy

Camera placement
must ensure that a
minimum of two
cameras capture the
markers during
movement

Camera placement should
avoid shining their lights
directly into another
camera and out of the
way to minimize
knocking after calibration

Ambient noise

Minimize the
ambient noise



```
graph LR; A[Minimize the ambient noise] --> B[No external electromagnetic signal generation]; A --> C[Floor vibration]
```

No external electromagnetic signal generation

Floor vibration

Other factors that might interfere with the laboratory equipment

Systematic noise or error can be solved with filtering

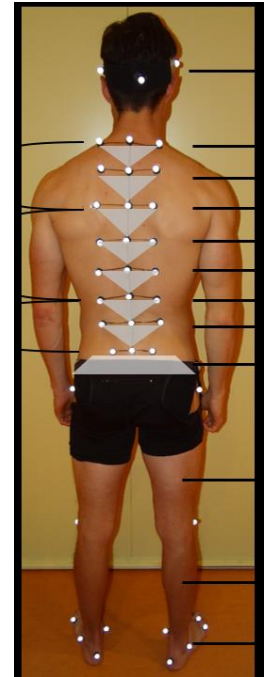
Marker placement

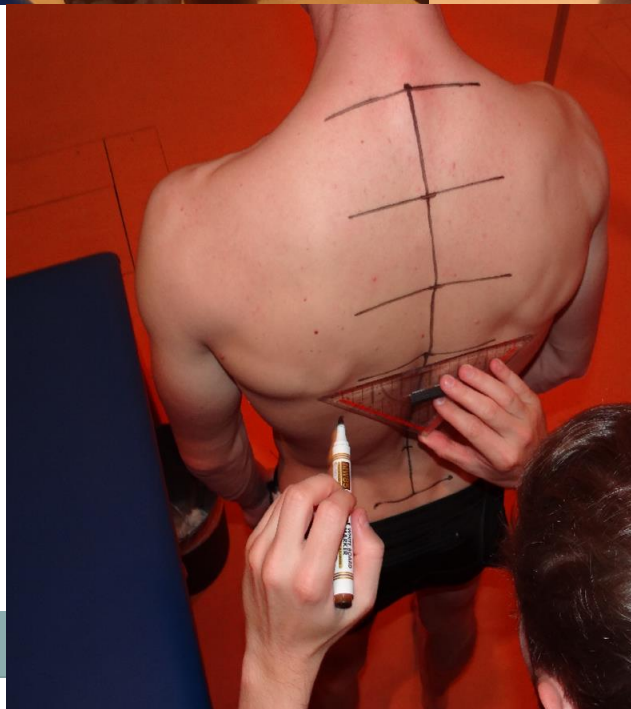
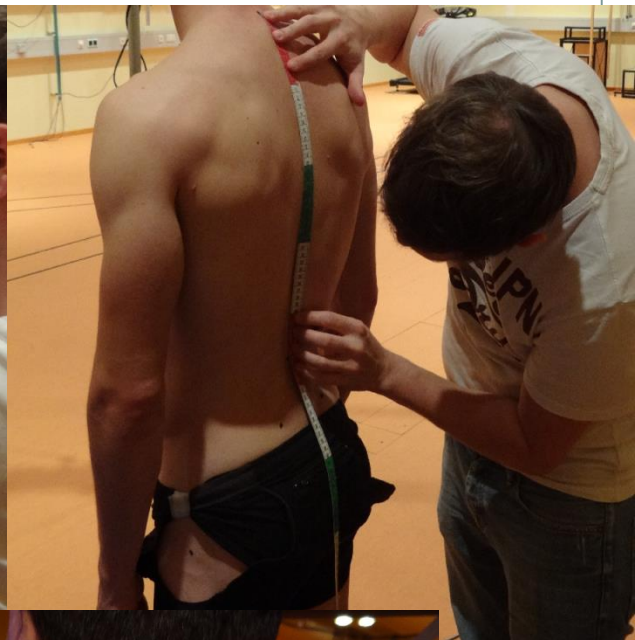
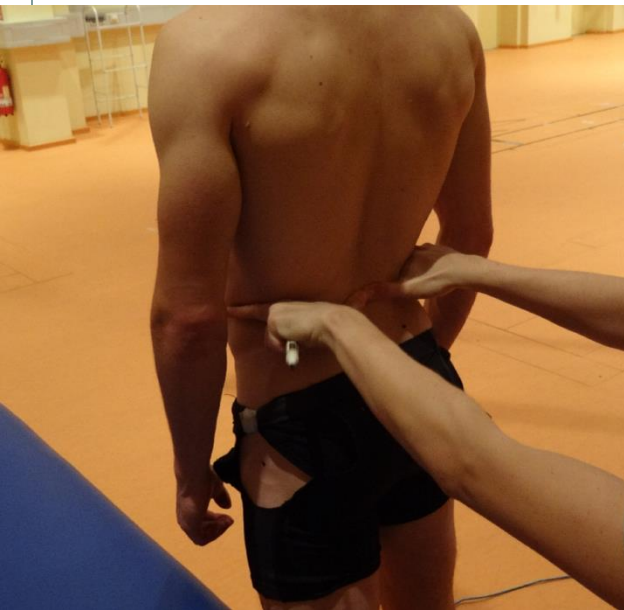
Markers are fixed to the skin of the subject

A large source of potential error:

Need a excellent palpation skills to orient markers to bone anatomy

A good understanding of the principles of joint center estimation





Errori

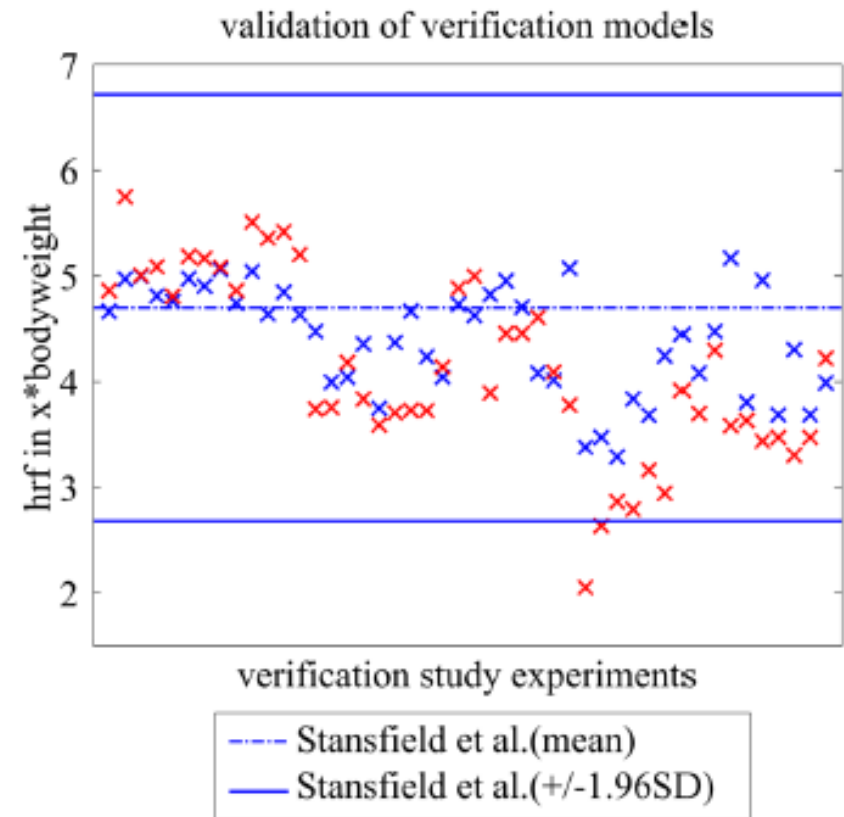
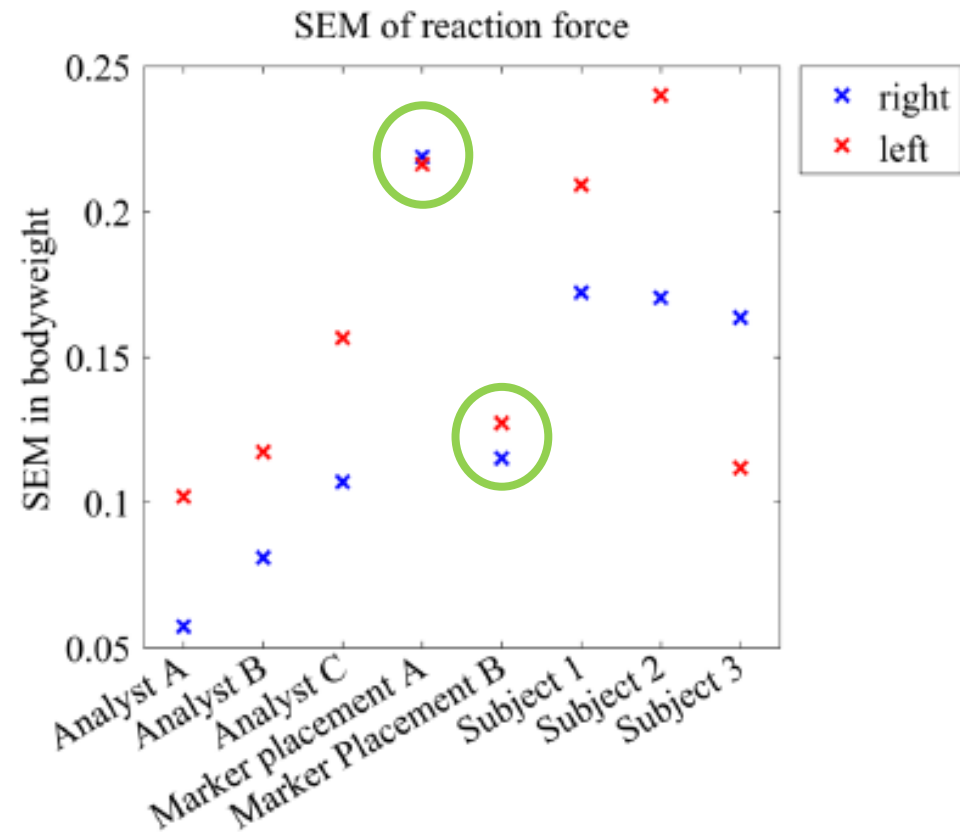
Research question	Source of variance	Study	Target parameter
Is the result obtained dependent on the MoCap Analyst?	MoCap Analyst	1 healthy subject (S1), 1 gait analysis, evaluated 10 times by 3 different examiners: A(experienced), B(experienced), C(not-experienced)	Standard error of mean (SEM) of hrf - HRF_{SEM}
How big is the influence of marker-placement on the results obtained	MoCap – marker placement	1 healthy subject (S1), 10 gait analysis, application of marker set in alternating manner by 2 analysts: A(experienced), B(experienced)	HRF_{SEM}
Is the method robust enough to produce repeatable results?	Measurement chain	3 healthy subjects (S1,S2,S3), 10 gait analysis, evaluation by 1 experienced analyst (A)	HRF_{SEM}

SEM : standard error of the mean

$$SEM(\bar{X}) = \frac{\sigma}{\sqrt{n}}$$

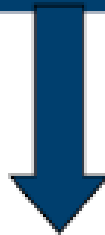
*σ : standard deviation
 n : sample size*

Error



- Hrf accuracy: $2 \cdot \max_{SEM} \sim 0.5BW$

**Accuratezza della cinematica articolare
ricostruita è fondamentale per l'utilizzo dei
risultati in condizione operative come
nel processo di decisione clinica**

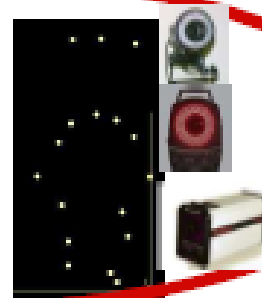


Quali errori possono inficiare l'accuratezza??

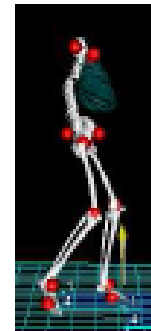
Diverse tipologie di errori

Errori

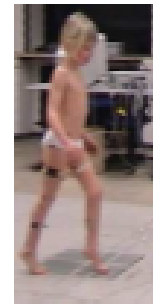
Errori strumentali



Errori nella determinazione
delle coordinate locali
dei repere anatomici

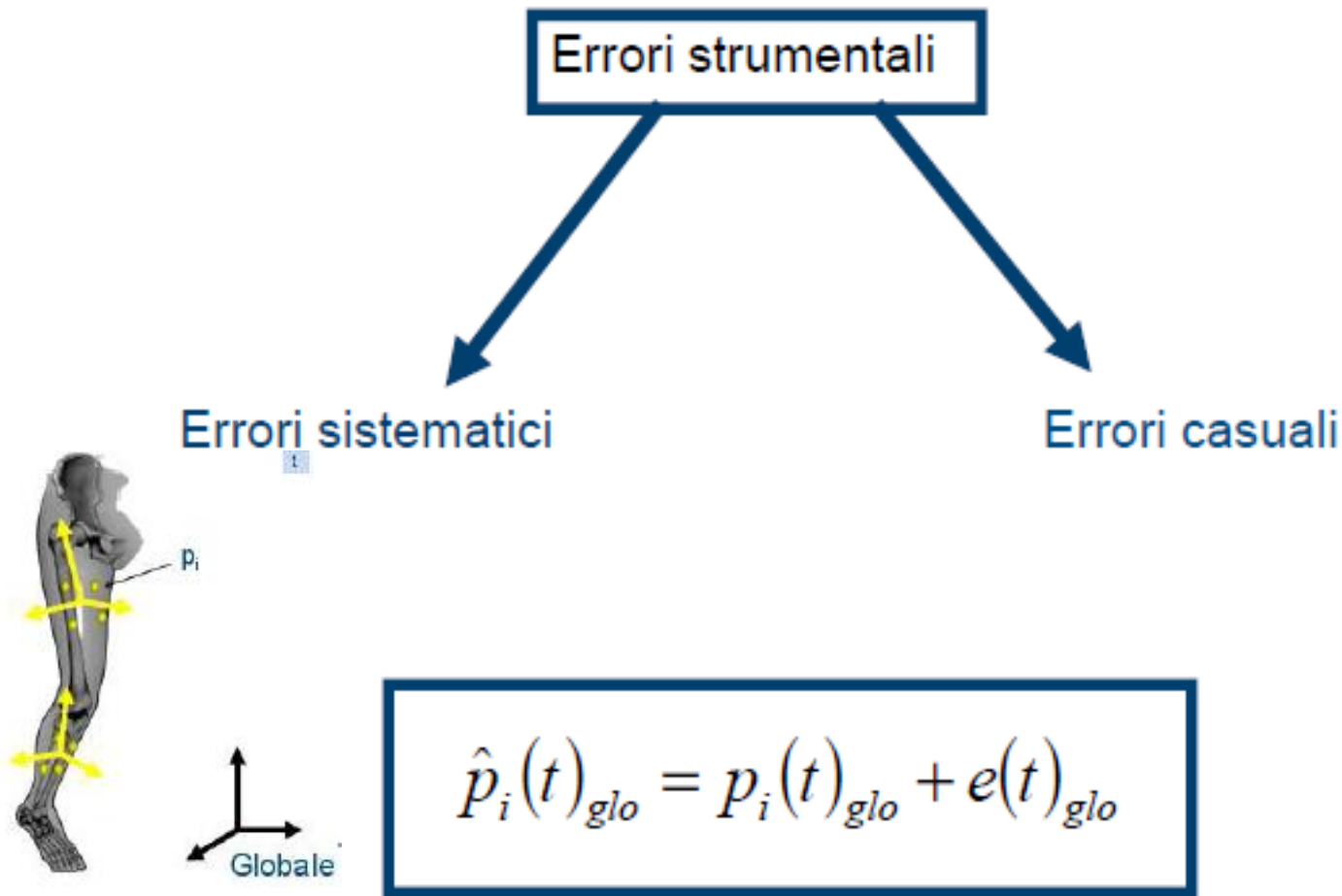


Errori da artefatti da tessuto molle



Errori strumentali

In condizioni statiche, le coordinate ricostruite dei marcatori non sono tempo invarianti a causa di errori intrinseci nel sistema di misura.



Errori sistematici

Gli errori sistematici sono spesso associati a

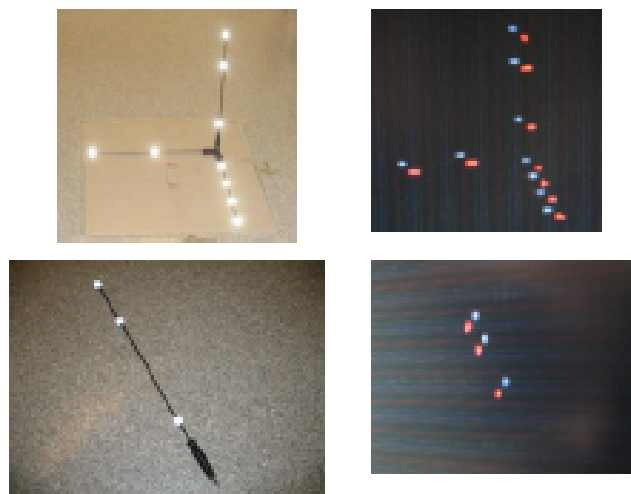
- ✓ inaccuratezza della calibrazione (cattiva stima dei parametri del modello);
- ✓ non linearità di cui la calibrazione puo' non tener conto (modello inadeguato) ;

Errori casuali

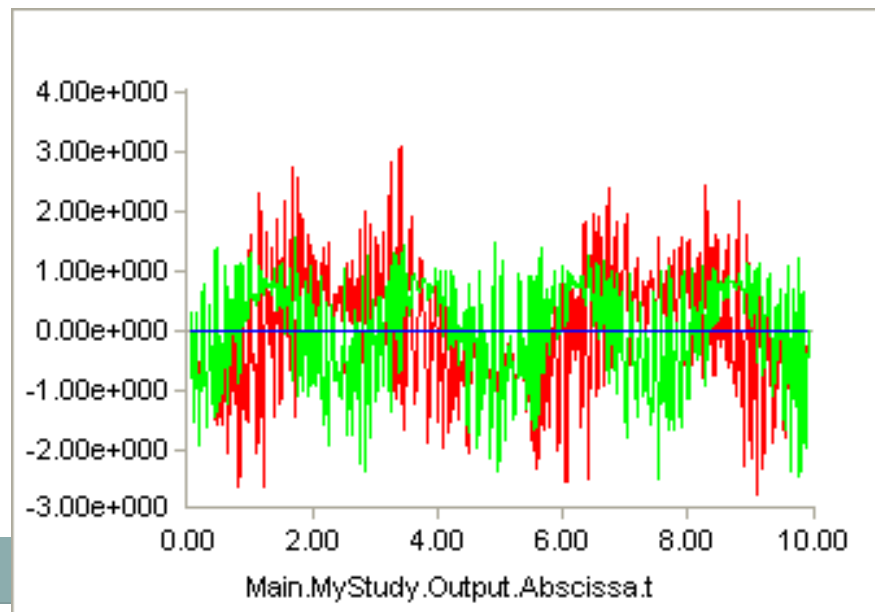
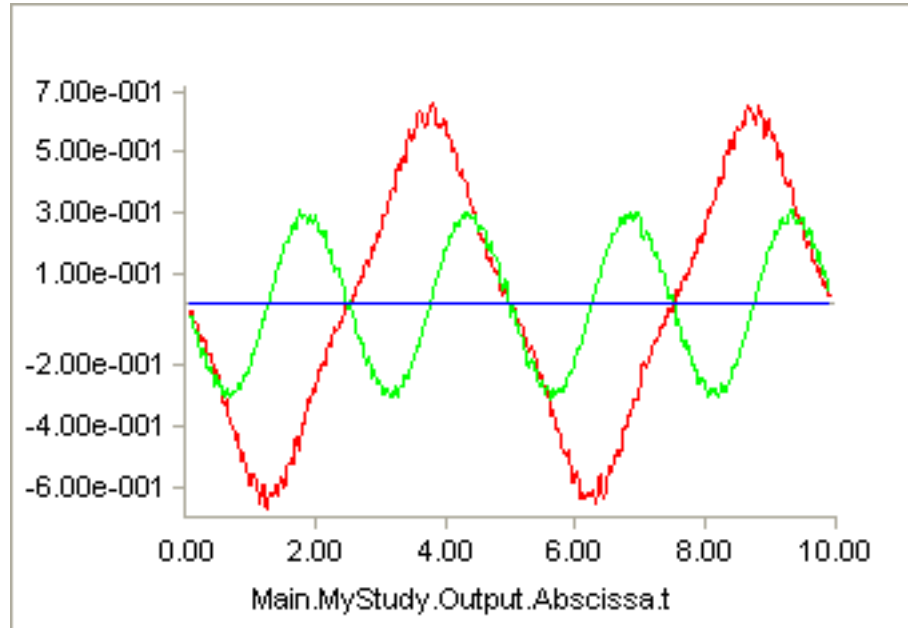
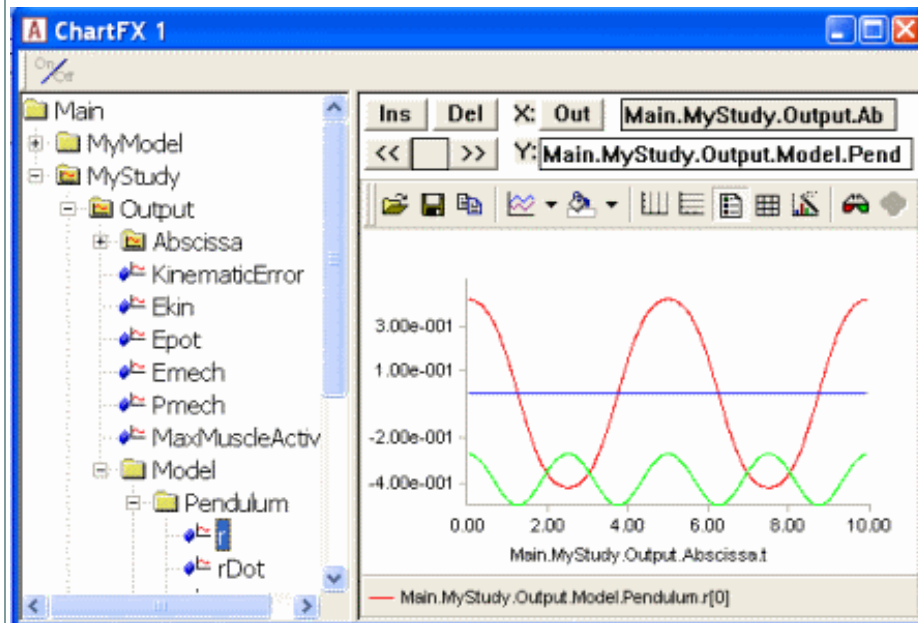
Gli errori casuali possono essere prodotti da

- ❖ rumore elettronico (flickering) cioè imprecisione con cui l'immagine dei marcatori è convertita in punti immagine;
- ❖ quantizzazione intrinseca al processo di digitalizzazione che trasforma le coordinate immagine del marcatore in valori numerici*.

Importanza di metodi di filtraggio



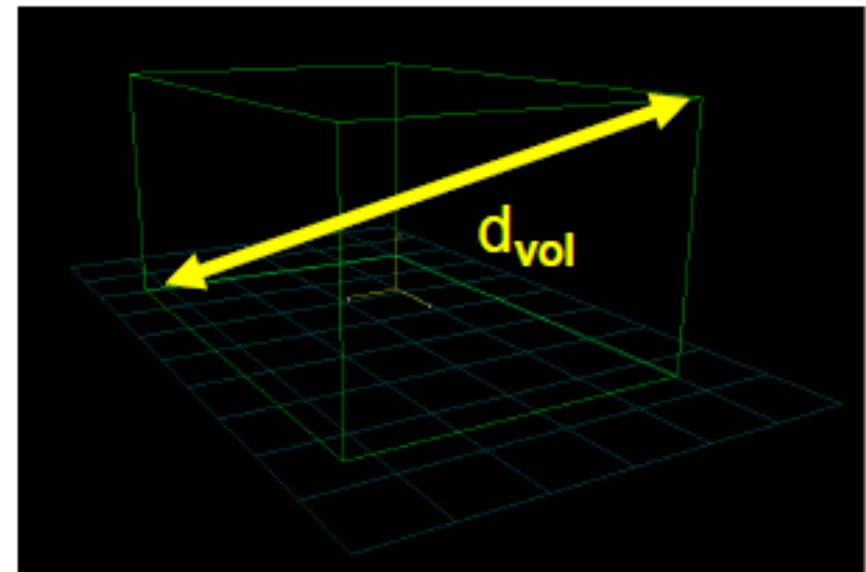
Filtraggio



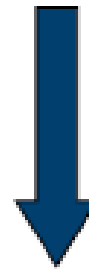
Le prestazioni del sistema , in termini di precisione ed accuratezza, possono dipendere da:

- Adeguatezza e qualità del sistema utilizzato;
- Set-up del laboratorio (numero e posizione delle telecamere, dimensioni del volume di misura, dimensione e forma dell'oggetto di calibrazione e cura della procedura di calibrazione).

$$\text{Accuratezza} = 1/3000 d_{\text{vol}}$$



Comprendere le limitazioni del sistema di analisi è essenziale per l'applicazione appropriata delle stime della cinematica segmentale ed articolare


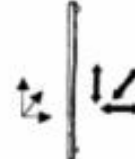

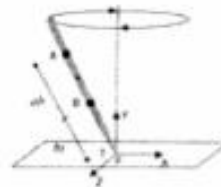


Prima di ogni sessione occorre eseguire una stima degli errori strumentali tramite esecuzione di spot-checks per la verifica del mantenimento delle prestazioni del sistema



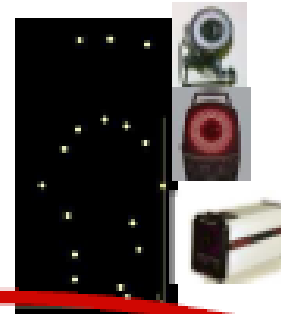
Spot-checks basati sulla misura della distanza di marcatori per la stima delle prestazioni di sistemi stereofotogrammetrici



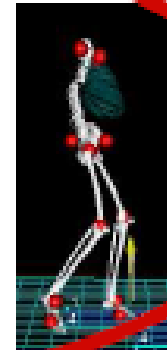
Test	Descrizione	Ref.
<i>Pendulum test</i>	Un pendolo rigido su cui sono attaccati due marcatori in posizioni note viene fatto oscillare su due piani ortogonali. Le coordinate tridimensionali dei marcatori vengono acquisite per almeno due oscillazioni complete. Il test può essere eseguito sia nel centro che alla periferia del volume calibrato.	(Cappozzo et al., 1993) 
<i>Full Volume test</i>	Un marcatore sferico è fissato ad ogni estremo di un'asta rigida. L'asse verticale dell'asta è allineato approssimativamente con l'asse verticale del laboratorio, quindi l'asta viene mossa parallelamente ad ogni asse, attraverso tutto il volume di misura, mantenendo la velocità di movimento costante.	(Cappozzo et al., 1993) 
<i>Walking test</i>	Molto simile al precedente. L'operatore cammina in modo tale che i suoi piedi si posino sequenzialmente su quattro segni sul pavimento, tenendo in mano una barra con diverse orientazioni, poi si ferma e mantiene la posizione eretta.	(Ehara et al., 1995; Ehara et al., 1997) 
<i>MAL test</i>	Su un'asta rigida sono montati due marcatori sferici (A, B). Un punto <i>target</i> (T), coincidente con la punta dell'asta, viene assunto in posizione nota rispetto ai due marcatori. Questo viene posizionato in un punto fisso (F) sul pavimento all'interno del camminamento. Vengono fatte delle acquisizioni con l'asta mantenuta ferma (test statico) e mentre viene fatta ruotare intorno a T, muovendo l'altra estremità lungo una traiettoria pseudo-circolare o due archi ortogonali. La manovra dinamica viene eseguita manualmente ad una velocità assimilabile a quella dell'esercizio fisico in esame.	(Della Croce e Cappozzo, 2000) 

Errori

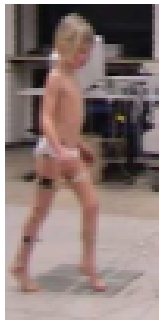
Errori strumentali



Errori nella determinazione
delle coordinate locali
dei repere anatomici



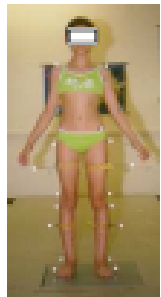
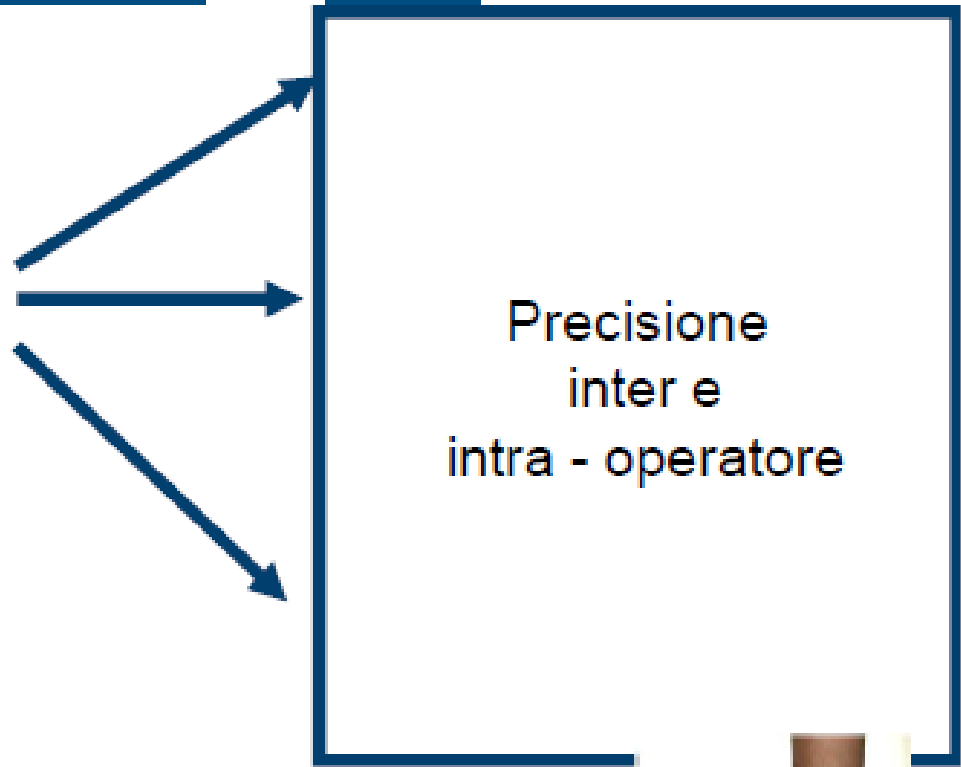
Errori da artefatti da tessuto molle



Errori nella determinazione delle coordinate dei repere anatomici

C'è la necessità di ricostruire la posizione dei repere anatomici (RA) i quali possono essere sia sottocutanei che interni.

Errori di localizzazione
nella identificazione
dei RA sottocutanei





Errori nella identificazione
dei RA interni

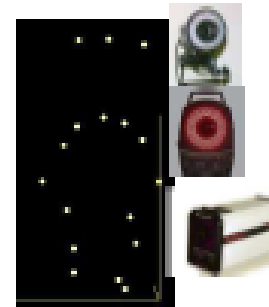
Approccio funzionale
(registrazione di movimenti
ampi)*

Approccio predittivo**

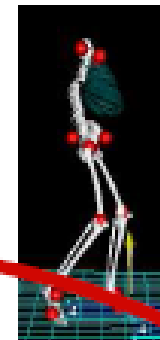
Errore nella stima del centro d'anca
Approccio predittivo = 21 mm
Approccio funzionale < 12 mm

Errori

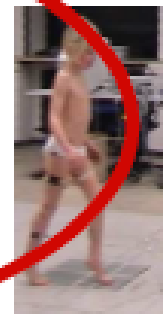
Errori strumentali



Errori nella determinazione
delle coordinate locali
dei repere anatomici



Errori da artefatti da tessuto molle



- ✓ La stereofotogrammetria optoelettronica è un potente mezzo per la quantificazione della cinematica segmentale ed articolare finalizzata alla valutazione della funzionalità dell'apparato muscolo scheletrico, ma affetta da errori;
- ✓ Tra le diverse tipologie di errori , quelli strumentali sono i meno critici in quanto si possono identificare e contenere con opportune procedure di calibrazione e tecniche di filtraggio del segnale;
- ✓ Ancora più critica sono gli errori di localizzazione dei RA (sui quali si può intervenire parzialmente con una corretta formazione dell'operatore) e ancora di più degli artefatti da tessuto molle (per la riduzione dei quali la ricerca è in pieno sviluppo).