

# BIOINGEGNERIA DEL MOVIMENTO

2007-2008

## 1. Descrizione del movimento umano

Es: Osso con 1000 punti in 3 coordinate=3000 scalari

Frequenza di campionamento 100 frame/s

Intervallo di osservazione 5 sec.

Totale: scalari\* (intervallo \* frame/s)=3000\*(100\*5)=1.500.000

Ipotesi osso tempo-invariante: descrivo la traiettoria del sistema di riferimento locale "osso" nel sistema di riferimento globale così ho 6 scalari (RT)

Es: Osso con 1000 punti in 3 coordinate=3000 scalari

Scalari per il sistema di riferimento "osso" = 6

Frequenza di campionamento 100 frame/s

Intervallo di osservazione 5 sec.

Totale: scalari+sistema riferimento(intervallo \* frame/s)=3000+6\*(100\*5)=6000

Traslazione  $gP=IP+gOl$

Rotazione  $IP=IRg*gP$  con  $R=[\cos(a) \sin(a); -\sin(a) \cos(a)]$  a=angolo in senso antiorario da x a y

Con  $R=[\cos(xlxg) \cos(xlyg); \cos(ylxg) \cos(ylyg)]$  coseni direttori

Generico  $gP=gRl*IP+gOl$  oppure  $IP=IRg*gP+lOg$

Sistemi di riferimento globali:

? Fotogrammetria (rispetto al quale sono definite le coord. dei marker)

? Compito motorio (coerente con l'atto motorio)

? Dinamometro (spesso coincide con il motorio)

Bisogna riportare tutte le misure ad un Sistema di riferimento Globale Primario (**SGP**) determinando il vettore posizione e la matrice di orientamento dei vari sistemi globali rispetto al SGP. N-equazioni con n-incognite: devo avere n punti noti per determinare i parametri.

Es: Calibrare il Sistema di riferimento della Fotogrammetria rispetto all' SGP

$fP1=(1,1)$   $fP2=(1,0)$   $gP1=(2, 1+\sqrt{2})$   $gP2=(\sqrt{2}/2+2, \sqrt{2}/2+1)$

$gP1=gRf*fP1+gOf$

$gP2=gRf*fP2+gOf$

Es: Calibrare il Sistema di riferimento della Fotogrammetria rispetto all' SGP

E determinare il punto  $fM$  sapendo che  $gM=(\sqrt{3}, \sqrt{3})$

$fP1=(10,5)$   $fP2=(-6,1)$   $gP1=(-5 +5\sqrt{3}/2, -5\sqrt{3}/2-5/2)$   $gP2=(-3-3\sqrt{3}, -\sqrt{3}/2-1/2)$

$gP1=gRf*fP1+gOf$

$gP2=gRf*fP2+gOf$

$fM=fRg*gM+fOg=(gRf)^T*gM-(gOf)$

Sistemi di riferimento locali:

? Tecnico del Cluster dei marcatori (**STC**) almeno 3 marker non allineati

? Tecnico della Morfologia (**STM**) se uso MRI o TAC

? Anatomico (**SA**) definito per il requisito di *ripetibilità intra e inter soggettiva*

### Piani anatomici:

- ? Piano frontale, asse antero-posteriore, ab-adduzione
- ? Piano sagittale, asse medio-laterale, flesso-estensione
- ? Piano trasversale, asse longitudinale, intra-extra rotazione

Punti di Reper Anatomico (**RA**) identificabili in modo ripetibile.

### **Conclusioni:**

Descrizione cinematica del sistema scheletrico del soggetto in movimento.

Acquisizione per ogni segmento osseo in ogni istante:

- ? Posizione marcatori
- ? Vettore posizione e matrice di orientamento di un STC rispetto al SGP

Informazioni su morfologia osso e posizione relativa all' STC:

- ? Vettori tempo-invarianti RA durante **calibrazione anatomica**
- ? Morfologia osso
- ? Determinare i vettori di RA nell' STM con palpazione virtuale

## **2. Stereofotogrammetria**

Variabili cinematiche: motion capture

Variabili dinamiche: pedane

Tecnologie:

- ? Accelerometri ingombranti
- ? Elettromagnetici sensibili all' ambiente
- ? Acustici sensibili alle interferenze
- ? Optoelettronici usano infrarossi, più utilizzati, più accurati
- ? Markerless

Marker:

- ? Catarifrangenti sferici
- ? Illuminazione specifica a 780-820 nm
- ? Telecamere con filtro IR
- ? Pre-elaborazione per identificare i marker

*Es:* Sensori ottici

Risoluzione=1.3Mpixel

F.acquisizione=1kHz

2 telecamere = 325Mbyte/s

PCI bus 32bit=133Mbyte/s -> compressione on-board

## **3. Elaborazione**

- ? Soglia: errore tipoI=falso positivo(sfondo visto marker); errore tipoII marker visto sfondo. Approssimo con 2 gaussiane.
- ? Blob Analysis: calcolo baricentro marker con formula pixel sopra la soglia o con "circle fitting"; verifica dimensioni, verifica forma (eccentricità), PCA stima fattore di forma del blob che deve essere compatibile con la proiezione di una sfera, sensibile ad occlusioni, meglio perché calcolerebbe un baricentro errato;Cross-Correlazione kernel di forma e dimensioni pari ad attese e calcolo SNR.

- ? Calibrazione: determinazione parametri intrinseci (lunghezza focale, centro ottico, coefficienti di distorsione) e parametri estrinseci (SCamera rispetto SG)  
 Modello Pinhole:  $Z_p \begin{bmatrix} x \\ y \\ 1 \end{bmatrix} = d(-f -f \ 1) \text{col} \begin{bmatrix} 0 & 0 & 0 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} X \\ Y \\ Z \\ 1 \end{bmatrix}$
- Es:  $p = \begin{bmatrix} 3 & -6 & 1 \end{bmatrix}$   $P = \begin{bmatrix} -60 & 120 & 100 & 1 \end{bmatrix} \rightarrow \begin{bmatrix} 100 \cdot 3 & 100 \cdot (-6) & 100 \cdot 1 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} -f(-60) & -f(120) & 100 \end{bmatrix}$   $f = 600/120 = 5$   
 Considero anche la dimensione dei pixel  $A = \begin{bmatrix} 1/k_u & 0 & u_0 \\ 0 & 1/k_v & v_0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} -f & 0 & 0 \\ 0 & -f & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} R & T \\ 0 & 1 \end{bmatrix} \rightarrow Z_p \cdot p = A \cdot P$  con  $R \ T$  trasformazione Assoluto  $\rightarrow$  Telecamera
- ? Correzione distorsioni:  $\begin{bmatrix} p_x \\ p_y \end{bmatrix} = G(\begin{bmatrix} p_x \\ p_y \end{bmatrix}) = \begin{bmatrix} a_0 + a_1 p_x + a_2 p_x^2 \\ b_0 + b_1 p_y + b_2 p_y^2 \end{bmatrix}$   
 3 punti con note coordinate corrette e distorte. Baricentro marker in distorta; correzione distorsione sul baricentro (su bordi poco accurati); correzione su img originale, poi calcolo baricentro (più lento); stima con i parametri geometrici in calibrazione.
- ? Stima parametri: forma chiusa  $Z_p \cdot p = A \cdot P$  con punti di controllo noti; "bundle adjustment" non noti, stimati iterativamente (min distanza punti misurati e predetti); geometria epipolare  $P' = R(P - T)$  i vettori  $PC'$ ,  $CC'$  e  $PC$  sono complanari  
 $PC' \cdot (CC' \wedge PC) = 0$  con  $PC' = 1P_p$   $CC' = 1O_2$  e  $PC = 1R_2 \cdot 2P_p$  quindi  
 $1R_2 \cdot 2P_p \cdot (1O_2 \wedge) 1P_p = 0$  con  $(A \wedge) = \begin{bmatrix} 0 & -A_z & A_y \\ A_z & 0 & -A_x \\ -A_y & A_x & 0 \end{bmatrix}$   
 poi ho  $ps_2 = 1/12 \cdot K_2 \cdot 2P_p$  e  $ps_1 = 1/11 \cdot K_1 \cdot 1P_p$  con  $K_i = \begin{bmatrix} -f_i/k_{ui} & 0 & u_{oi} \\ 0 & -f_i/k_{vi} & v_{oi} \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$   
 $1211 \cdot 1R_2 (K_2 \wedge -1 \cdot ps_2) \cdot (1O_2 \wedge) K_1 \wedge -1 ps_1 = 0$   $1R_2 = 2R_1 \wedge -1$  ho  $ps_2 T (K_2 T) \wedge -1 \cdot (2R_1) (1O_2 \wedge) K_1 \wedge -1 ps_1 = 0$  e  $ps_2 T F ps_1 = 0$  quindi  $F = (K_2 T) \wedge -1 \cdot 1R_2 \cdot (1O_2 \wedge) K_1 \wedge -1$   
 matrice fondamentale; se i parametri interni sono noti  $2P_p \cdot E \cdot 1P_p = 0$  con  
 $E = (2R_1) (1O_2 \wedge) = K_2 T \cdot F \cdot K_1$  Matrice essenziale (almeno 8 punti)
- ? Tracking: regolarità traiettoria con Kalman 1) predizione, calcolo posizione attesa marcatore, in base alle precedenti, al modello dinamico e alla varianza della predizione  
 2) aggiornamento, posizione marcatore aggiornata (pesante); informazioni a priori sul moto, densità di probabilità congiunta posizione/velocità (esponenziale quindi ipotesi catena cinematica) Uso modelli vantaggioso: prevede le auto-occlusioni, stima variabili cinematiche. Stima diretta con Kalman esteso con variabili=grandezze cinematiche modello  $\rightarrow$  tracking marcatori e stima movimenti  $\rightarrow$  aggiornamento minimizzando la distanza dei marcatori sulle camere e le retro-proiezioni sulle camere dei marcatori virtuali.

#### 4. Artefatti

1. Noti marker del SG  $gP_i(t)$  ricostruire il ST per ogni segmento corporeo  
 $[gR_{tec}(t), gT_{tec}(t)] = f(gP_1, 2, \dots, m(t))$
2. Determinazione punti RA rispetto al ST del segmento corrispondente
3. RA rispetto al SG
4. Ricostruzione della posizione ed orientamento di ciascun SA rispetto al SG
5. Calcolo per ogni articolazione di posizione ed orientamento relativo dei SA dei due segmenti adiacenti.

Errori strumentali (movimenti spuri marker); Errori tessuto molle (movimenti reali marker rispetto all'osso)

Ipotesi 1 calibrazione+RA tempo invarianti, stazionarietà segnali (non in sport)

Errori sistematici:

- ? Modello sistema di misura
- ? Inaccuratezza calibrazione
- ? Nonlinearità non considerata calibrazione
- ? Entità dipendente dal campo di vista e dalla posizione del marker
- ? Bassa frequenza

Soluzione: calibrazione accurata e ripetuta

Errori casuali:

- ? Rumore elettronico
- ? Flickering (conversioni in punti, quantizzazione)
- ? Alta frequenza

Soluzione: filtraggio nel tempo (interpolazioni) e nella frequenza (Butterworth)

Spot-Checks: misura distanza e spostamento tra marcatori, mal test, dispositivi motorizzati, minimizzo la propagazione dell'errore.

Stima della posa dei marker: almeno 3 marker non allineati, stima ai minimi quadrati con cluster (posa ottima minimizza l'energia totale immagazzinata nelle molle) con SVD che non richiede la stima dei valori iniziali dei parametri, non consente l'inclusione di info statistiche. Prestazioni dipendono dal numero di marker e dalla posizione ed orientamento rispetto ai RA:  $m=4$ , raggio medio cluster  $10\sigma$ , no allineamento, asse principale verso RA più interessante.

Errori determinazione RA:

- ? RA palpabili sono superfici -> differenze intra-inter-operatore
- ? Tessuto molle ricopre gli RA
- ? Procedura palpazione

Centro d'anca:

- ? Metodi radiografici (tomografia)
- ? Metodi predittivi (bell, davis fatti su campione, non esercizio, applicabile in tutti i soggetti, no ATM, metodi regressivi)
- ? Metodo funzionale (con esercizio centro rotazione femore rispetto a pelvi, dipende dall'ampiezza del movimento e in assenza di ATM, soggetto-specifico)

Minimizzazione errore:

- ? S2 quadratic best sphere fitting (non considera i vincoli geometrici tra marker, minimizza una funzione costo che usa il centroide del marker per calcolare il ca)
- ? S4 quartic best sphere fitting con i singoli marker
- ? MD minimal linear displacement point (impone che la distanza tra marker sia  $t_i$ , corpo rigido, punto cluster con minimo spostamento rispetto a pelvi)

Riassumendo:

1. S4 per centro d'anca
2. Movimento star-arc
3. Range più ampio possibile  $>15^\circ$
4. 500 frame
5. centroide cluster più vicino possibile al centro d'anca
6. marker più lontani possibile gli uni dagli altri.

ATM in prossimità delle articolazioni, difficile da trattare perché ha lo stesso contenuto in frequenza della cinematica articolare (no filtri) e rendono il SA non solidale con l'ST.

Proporzionale al grado di flessione articolare.

Spostamento rigido cluster rispetto all'osso (difficile da trattare) o deformazione cluster.

Soluzione:

- ? Ancoraggio: fili (invasivi, alterano movimento), placche (minor atm)
- ? Imaging: RSA stereofotogrammetria (marker in impianto e poi radiografia), fluoroscopia)
- ? Deformazione: placche, minimi quadrati, solidificazione (3 marker nel cluster che meglio soddisfano l'ipotesi del corpo rigido nel 75% dei frame), modellazione a sup. deformabile

(12dof matrice affine); point cluster technique (marcatori uniformemente con massa tempo variante per minimizzare le variazioni degli autovalori del tensore d'inerzia invariante durante un moto rigido)

- ? Spostamento rigido: calibrazione dinamica (modello dinamico tra RA e ST: uso ST coscia e tibia, movimento gamba con ginocchio rigido, stima ATM su SA femore in f. del movimento, compensazione ATM con modello dinamico trovato), ottimizzazione globale (tutti i segmenti corporei, minimi quadrati dell'errore con stima simultanea posa segmenti, modello movimento con vincolo fisiologico), doppia calibrazione (forma cluster e posizione RA nel ST nel movimento, 2 pose agli estremi del movimento calibrate separatamente, interpolazione lineare tra le 2).

Riassumendo:

- ? Stereofotogrammetria strumento potente per cinematica segmentale e articolare
- ? Propagazione errore
- ? Errori strumentali meno critici identificabili e compensabili con filtraggi standard
- ? Errori dislocazione RA e ATM più difficili.

## 5. Cinematica articolare

Scelta 6 scalari per garantire affidabilità, terminologia medica, risultati ripetibili.

Piano Sagittale (flesso-estensione, verticale in avanti) Piano Frontale (ab-adduzione, verticale spalle) Piano Orizzontale (intra-extrarotazione).

Es: Calcolo angoli articolari 1)  $\tan(\theta) = (x_h - x_k) / (y_h - y_k)$  2) tracciare la verticale e  $\theta_k = \theta_a + \theta$  con  $\tan(\theta_k) = (x_k - x_a) / (y_k - y_a)$  ecc...

Convenzione per la descrizione:

- ? Tre traslazioni e tre rotazione ordinate sugli assi coordinati
- ? Tre traslazioni e una rotazione attorno ad un asse
- ? Assi di rototraslazione per spostamenti di ampiezza finita

$R_x = [1 \ 0 \ 0; 0 \ \cos(a) \ -\sin(a); 0 \ \sin(a) \ \cos(a)]$

$R_y = [\cos(b) \ 0 \ \sin(b); 0 \ 1 \ 0; -\sin(b) \ 0 \ \cos(b)]$

$R_z = [\cos(c) \ -\sin(c) \ 0; \sin(c) \ \cos(c) \ 0; 0 \ 0 \ 1]$

Se mobile ruota su fisso si premoltiplica l'attuale matrice di orientamento per una di rotazione, se il mobile ruota attorno ad uno dei propri assi si postmoltiplica.

$n = [\cos(a) \cdot \sin(b); \sin(a) \cdot \sin(b); \cos(b)] = 1/2 \sin(\theta) [R_{32} - R_{23}; R_{13} - R_{31}; R_{21} - R_{12}]$

$\theta = \arccos((R_{11} + R_{22} + R_{33} - 1)/2)$

Casi limite:  $\theta = 0$  n è indeterminato se  $\theta = +\pi$   $n = [\sqrt{(R_{11} + 1)/2}; n_{1/2R_{21}}; n_{1/2R_{31}}$

Convenzioni (XYZ fisso e xyz mobile):

- ? Eulero: alpha rotazione su z, beta rotazione su x, gamma rotazione su y; se  $|R_{33}| < 1$   $\beta = \arccos(R_{33})$   $0 < \beta < \pi$  e  $\gamma = \arcsin(R_{31}/\sin(\beta)) - \pi/2 < \gamma < \pi/2$  e  $\alpha = \arcsin(R_{13}/\sin(\beta)) - \pi/2 < \alpha < \pi/2$ ; se  $|R_{33}| = 1$   $\beta = 0$  posso conoscere solo  $\alpha + \gamma = [\arcsin(R_{21})$  se  $R_{11} > 0$ ;  $\pi - \text{ecc}$  se  $R_{11} < 0$ ] -> gimbal-lock posizione neutra (capita spesso).
- ? Cardano (XYZ=SA prossimale, xyz SA distale): rotazione di alpha attorno a Z (o z); rotazione di beta attorno a x (flottante); rotazione di gamma attorno a y.  $R = R_a R_b R_c$ ; se  $|R_{32}| < 1$   $\beta = \arcsin(R_{32}) - \pi/2 < \beta < \pi/2$ ,  $\gamma = [\arcsin(-R_{31}/\cos(\beta)) - \pi/2 < \gamma < \pi/2$  se  $R_{33} > 0$ ,  $\pi - \text{ecc}$ . se  $R_{33} < 0$ ] e  $\alpha = [\arcsin(-R_{12}/\cos(\beta)) - \pi/2 < \alpha < \pi/2$  se  $R_{22} > 0$ ,  $\pi - \text{ecc}$ . se  $R_{22} < 0$ ]; se  $|R_{32}| = 1$   $\beta = [-\pi/2$  se  $R_{32} = -1$ ,  $\pi/2$  se  $R_{32} = 1$ ] e posso conoscere solo  $\alpha(-) + \gamma = [\arcsin((-)R_{13})$  se  $R_{11} > 0$   $\pi - \text{ecc}$

R11<0] gimbal-lock singolarità per  $\beta = \pm \pi/2$  si evita scegliendo in modo opportuno l'asse flottante a secondo del movimento e dell'articolazione (rotazioni limitate, ab-adduzione, intra-extrarotazione per ginocchio).

Asse flesso-estensione= $z$ ; Asse ab-adduzione= $[\cos(\alpha); \sin(\alpha), 0]$ ; Asse intra-extrarotazione= $[-\sin(\alpha)\cos(\beta); \cos(\alpha)\cos(\beta); \sin(\beta)]$

? Vettore  $n$  esprimibile nel sistema assi articolari (non ortogonale)

$\theta = e_1 u_1 + e_2 u_2 + e_3 u_3 = [0 \cos(\alpha) -\sin(\alpha)\cos(\beta); 0 \sin(\alpha)$

$\cos(\alpha)\cos(\beta); 1 \ 0 \ \sin(\beta)]$  anche quando  $\theta = 0$  e  $n$  indefinito non ho singolarità->robusto però non ho immediata interpretazione funzionale.

Grood&Suntday:

? Anca:  $e_1$  solidale con pelvi (asse  $z$  prossimale,  $\alpha$  flesso-estensione);  $e_3$  solidale con femore (asse distale,  $\gamma$  inter-extrarotazione);  $e_2$  asse flottante (ortog  $e_1 e_3$ ,  $\beta$  ab-adduzione).

? Ginocchio:  $e_1$  femore,  $e_3$  tibia,  $e_2$  flottante

Errore determinazione centro anca; variabilità RA, ATM

## 6. Cinetica articolare

Dinamica diretta: note le forze->equazioni moto->cinematica

Dinamica inversa: nota la cinematica->equazioni moto->forze

Sistema con  $p$  punti,  $3p$  gradi di libertà,  $m$  vincoli cinematica= $3p-m$  gradi di libertà

$m\mathbf{a} = \mathbf{F}(\mathbf{x}, \mathbf{v}, t)$

FBD forze di pari intensità lungo la stessa linea hanno stesso effetto sul corpo, l'effetto di più forze su uno stesso punto è uguale alla forza risultante, la forza che agisce sulla linea che passa per il centro di massa->accelerazione lineare su ogni punto del corpo, coppia di forze->accelerazione angolare attorno al centro di massa  $C = I \cdot a = F \cdot d$ , forza sfasata  $d$  rispetto a  $c_m$ =forza su  $c_m$  + coppia  $C = F \cdot d$

$\sum(\text{Forze}) = \text{Reazione} + F_{\text{muscolare}} + F_{\text{peso}} = M \cdot \text{Acc}$

$\sum(\text{Momenti}) = \text{Inerzia} \cdot \text{Acc.ang}$

Problemi: smoothing per accelerazioni; misure forze affidabili ma non sempre necessarie; dettaglio modello del sistema (punto K dove si annullano i momenti è difficile, ip. Giuto sferico->centro articolare); stima parametri d'inerzia (diretta su cadaveri poco affidabili, con MR e TAC laboriose, regressioni statistiche, modelli matematici Hanavan)

Limitazioni: momenti non possono essere attribuiti ai vari muscoli, no co-contrazioni, no distinzione attivi(muscoli) passivi(legamenti), minor accuratezza alla fine del movimento.

Errore: cinematica(alta frequenza amplificato, determinazione CM); punti K(centro anca, ginocchio, zmp); variazioni parametri inerziali

## 7. Misure

Forze: variazioni proprietà elettriche del sensore causate dalla deformazione meccanica del materiale. Ip. Deformazione proporzionale alla forza.

Carico noto con 3 componenti forza e 3 coppia.

Risposta in frequenza dipende dal tipo di elemento estensibile, dimensioni geometriche,

condizionamento elettrico segnale: compromesso tra rigidità(max risp) e flessibilità(sensibilità)

Estensimetri: variazione lunghezza->variazione resistenza  $R = \rho \cdot L / A$  tensione= $E \cdot \Delta R / R$ ,

configurazione ponte di Wheatstone 4 Resistenze ponte bilanciato quando le resistenze hanno i loro valori nominali se i 2 resistori da una parte del ponte + $\Delta R$  ho un ritorno in tensione.

Cristalli piezoelettrici: no carichi statici, dipende da orientamento dischi.

Confronti: celle estensimetre buona risposta, economiche; cristalli buonissima risposta, drift per statici.

Problemi: cross-talk su componenti di carico, calibrabile se dovuta a componente carico.

Calibrazione  $[F_x F_y F_z M_x M_y M_z] = \text{Coeff Calibrazione } 6 \times 6 * \text{Segnali } 1 \times 6$   $c_{ij} = \text{crosstalk}$ .

Piattaforme di forza:  $P(x_p, y_p, h)$  punto dove si annullano i momenti orizzontali ZMP

$x_p = (hF_x - M_y) / F_z$   $y_p = (-hF_y + M_x) / F_z$   $M_z$  momento libero

Piattaforme a 3 componenti  $F_z, M_x, M_y$ , basso costo, posturografia, evoluzione CdP

Dispositivi per verifica e calibrazione:

? Attivi: motore, stima C ai minimi quadrati, studi clinici, veloce, non tecnico

? Passivi: zavorra, massa eccentrica, anisotropie sintomo di scalibrazione

Pressione:

? Capacitivi: 2 armature metalliche e un materiale elastico dielettrico  $F >, d <, C >$

? Resistivi: 2 armature metalliche e polimero conduttivo  $F >, d <, R <$

Non molto accurati, non linearità, isteresi, capacitivi + accurati, drift, risoluzione spaziale seconda armonica spaziale, calcolo baricentro istantaneo.

Resistivo sconsigliato in posturografia (isteresi e creep).

Solette di pressione minor accuratezza, maggior mobilità.

## **8. Markerless**

Superare le limitazioni dei marker: ambiente controllato, tempi preparazione, variabilità, influenzamento movimento.

Problemi: Sincronizzazione HW, SW; framerate e risoluzione legate a banda e bus.

Uso modelli per aggiungere proprietà morfologiche e cinematiche.

Mesh triangolare, ogni punto associato a un segmento corporeo, modello proiettato sui piani immagine e variato fino a coincidere.

Segmentazione soggetto/sfondo con sottrazione e sfogliatura, da ogni silhouette si definisce un cono generalizzato nello spazio, dalle intersezioni si ricava il 3D (visual hull max volume che spiega tutte le silhouette). Qualità dipende dal numero, disposizione e risoluzione (meno) delle telecamere e posizione soggetto nel volume di misura.

Bisogna trovare la configurazione ammissibile del modello che minimizza la distanza dai dati.

Dist Hausdorff con alg. stocastici costi elevati

Iterative Closet Point: per ogni di A trovo il più vicino in B e trovo e applico una trasformazione rigida che minimizza la somma delle distanze tra le coppie di punti fino a convergenza (serve stima iniziale e criterio di terminazione)

Articulated-ICP:  $6n$  parametri, minimi quadrati non lineari, con alg. numerici, con funzioni di costo che penalizzano le configurazioni improbabili.

Modello da spazio di forme umane con scansioni e PCA.

Inaffidabile per inter-extrarotazione, maggiore informazione su momenti inerziali dei segmenti rispetto ai marker.

## **9. Protocolli**

SA ripetibili perché dipendono dai RA. Assi anatomici per terminologia medica.

Obiettivi:

? 3D

? Max visibilità marker

? Max affidabilità definizione piani anatomici.

? Punti di repere facilmente palpabili e identificabili

? Alta accuratezza

? Semplicità applicazione

? Min tempo preparazione

- ? Min ingombro apparecchiatura
- ? Min tempo raccolta dati
- ? Min variabilità intra-extra operatore e intra-soggetto

Ciclo passo (da un evento su un piede all'evento successivo sullo stesso):

- ? Stride: primo contatto di un piede e primo contatto successivo dello stesso
- ? Stance phase (periodo di contatto con il suolo di un piede)
- ? Swing phase (non in contatto con il suolo)
- ? Cadenza (passi al minuto)

Marker set:

- ? DAVIS-HH sistemi di riferimenti centrati nel centro di massa di ogni segmento; modelli geometrici (coscia-femore=cilindro, piede=triangolo); equazioni di regressione; calcolo centro d'anca metodo predittivo, angoli groud & stundday. Non affidabile bacchette laterali e scelta origini SA, variabilità bacchette e skin effect, meno tempo preparazione, arbitrarietà nei piani per errori bacchette, TEMPO.
- ? CAST marker non standardizzati, placche per ATM, calcolo centro d'anca metodo funzionale rotazione femore rispetto a pelvi. Calibrazione anatomica per SA lunghe e numerose, ACCURATEZZA.
- ? Leardini compromesso tra i due. Skin effect ridotto ma presente per marker su pelle, variabilità ridotta per marker su spine iliache e cluster su coscia e tibia.

## **10. Fisiologia del muscolo scheletrico**

Volontario striato, cellule multinucleate cilindriche, fasci di fibre legati tra loro dal tessuto connettivo (perimisio), il muscolo è avvolto da epimisio che all'estremità diventa tendine, ogni fibra è avvolta dall'endomisio. Ciascuna fibra muscolare è avvolta in una membrana detta sarcolemma che conduce lo stimolo elettrico, ogni fibra è formata da miofibrille in bande, ogni porzione tra due linee Z è il sarcomero (unità contrattile), nel sarcomero ci sono i filamenti da astina e miosina. L'actina può penetrare tra la miosina e far contrarre la fibrilla, la loro interazione è regolata da proteine.

- ? Fibre lente ossidative tipo I (rosse) numero elevato in muscoli rossi che rispondono lentamente e sono adatti alle contrazioni prolungate (postura)
- ? Fibre veloci ossidative-glicolitiche tipoIIa e gli glicolitiche tipo IIb(bianche) numero elevato in muscoli bianchi rispondono velocemente, contrazioni brevi e forza.

Disposizione fibre parallele, fusiformi e pennate.

Gruppo fibre attivate dai motoneuroni=Unità Motoria, nella stessa MU fibre dello stesso tipo, densità MU<densità muscolo distribuite casualmente, motoneurone innerva poche fibre muscolari nei muscoli che devono compiere movimenti di precisione (somatici) fibre tipoI, molte fibre forza notevole (gambe) fibre tipoII.

Stimolo: potenziale a riposo cellula -90mV permeabilità a ioni K<sup>+</sup> e Cl<sup>-</sup> e poco ai Na<sup>+</sup>, se stimolata la cellula cambia permeabilità e crea un flusso di ioni e da -90 passa a +40 per poi riportarsi al valore di riposo (ripolarizzazione)

Potenziale d'azione, periodo refrattario garantisce l'unidirezionalità dell'impulso, processo a soglia, da neurone fino a fibra presinaptica fa muovere vescicole sinaptiche verso membrana rilasciando acetilcolina sulla membrana postsinaptica cambiando la permeabilità e la depolarizzazione, lo stimolo sul sarcolemma viene trasmesso alle miofibrille che rilasciano ioni Ca<sup>++</sup> che si legano alle proteine regolatrici permettendo l'interazioni astina-miosina->scorrimento

Riassumendo:

- ? Scarica motoneurone
- ? Liberazione acetilcolina

- ? Potenziale di placca
- ? Potenziale d'azione nel sarcolemma
- ? Depolarizzazione nei tubuli T
- ? Liberazione Ca<sup>+</sup>
- ? Legame Ca<sup>+</sup> proteine->scorrimento
- ? Ca<sup>+</sup> riportato nel reticolo sarcoplasmatico
- ? Cessa interazioni astina-miosina.

Scossa muscolare 10 a 100ms, sommazione temporale aumentando la forza, latenza tra stimolo e tensione.

Contrazioni:

- ? Isometrica: senza accorciamento
- ? Isotonica: carico costante
- ? Tetanica: massima frequenza di scarica
- ? Isocinetica: velocità accorciamento costante
- ? Concentrica: accorciamento
- ? Eccentrica: allungamento da forza esterna

Reclutamento MU: prime piccole, lente e resistenti, le più grandi solo per sforzi intensi perché dispendiose. Forza generata agendo su dimensione MU reclutate e frequenza firing motoneuroni. Velocità > Probabilità attivazione ponte astina-miosina <; scorrimento attrito viscoso Velocità > Forza <

Forze maggiori durante la contrazione eccentrica, potenza max per velocità accorciamento 30%

Modello di Hill:

$$F = \frac{b(F_0 - aV)}{V + b} \quad V = \frac{b(F_0 - F)}{F + a}$$

se  $\frac{F}{V}$  pe  $\frac{F}{V}$  Terra  
---CE---

PCSA area sezione fisiologica muscolo =  $V_m \cdot \cos(t) / L_{fibra}$

Modello di Horler:

$$m\ddot{x} = F_{ce}(t) - kx - v\dot{x}$$

## **11. Elettromiografia**

Indaga su meccanismi di produzione stimolo, affaticamento, generazione forze, strategie motorie, diagnosi, zone innervazione e lunghezza fibre, postura, movimento, elettrostimolazione, sport.

EMG singola fibra = variazione potenziale attraverso la membrana 30-40mV

Un motoneurone non attiva istantaneamente tutte le fibre: ritardo lunghezza e diametro rami assone, rilascio casuale acetilcolina, segnale = processo aleatorio SD 20microSec

Forza regolata da SNC con reclutamento (sum spaziale) e modulazione frequenza attivazione (sum temporale) prima min rapp innervazione e min forza poi max e prima min velocità conduzione poi max (size principle).

EMG interstiziale invasiva, fili o aghi, costosi, difficile applicazione, freq. elevate, muscoli profondi, scarsa ripetibilità.

Unipolare: bassa risoluzione spaziale

Bipolare: con amplificatore, reiezione disturbi.

SEMG tracciato interferenza somma di MUAP da diversi MU, crosstalk muscoli adiacenti e influenzato dai tessuti (filtro spazio-frequenza) anisotropia (impedenza min direzione parallela fibre), basse frequenze, preparazione pelle, solo muscoli superficiali, economica.

Problema accoppiamenti:

Induttivi: cavi schermati posti a massa con capacità.

Capacitivi bilanciati dovuti a lunghezza cavi(alimentazione sull'elettrodo produce modo comune non trascurabile): si cerca di avere una resistenza dovuta all'interfaccia metallo-elettrolita minima per bilanciare il circuito.

Capacitivi sbilanciati(differenziale):Re minima ottenibile con accurata detersione dei tessuti e contatto costante su tutta la superficie di rilevazione.

Soluzioni: configurazione attiva con amplificatore a guadagno unitario con impedenza di ingresso molto alta vicino alla superficie di rilevazione(però meno SNR)

Elettrodi ad array per identificare il punto di innervazione.

Posizionamento:

- ? Paralleli a fibra
- ? A metà tra tendine e zona innervazione
- ? 1cm tra di loro per ridurre il movimento relativo
- ? Fili fissati sulla pelle altrimenti si misura la tensione cavo
- ? Massa su zona neutra osso (gomito)

Gli elettrodi hanno un filtraggio passa alto in frequenza, e spaziale=passa banda, ampli differenziali.

Bassi livelli di contrazione, isometrica, volontaria: contributi diverse MU possono essere separati (quasi stazionario)

Risposta a stimolazione elettrica(deterministico).

Dinamica (non-stazionario)

Modelli matematici MUAPT treno potenziali d'azione impulsi dirac attraverso un filtro, processo di Poisson non omogeneo.

Ricerca parametri descrittivi correlati alla fisiologia del muscolo in esame.

Analisi nel tempo di tipo on-off: segnale presente-> muscolo stivo. Relazione ampiezza forza difficile: estrazione involuppo (raddrizzamento, passa basso) e trovo il valor medio AVR influenzato da numero MU coinvolte (sum spaziale), freq. sparo ciascuna MU (sum. temp), cancellazione per sovrapposizione, forma d'onda a ciascun MUAP dipende da pos. Elettrodi, velocità conduzione fibra, geometria superficie.

Lavoro in condizioni sperimentali tenendo costante le cancellazioni e la freq. sparo con stimolazione elettrica indotta->AVR influenzato solo da numero MU coinvolte.

RMSV rad potenza media del segnale, influenzato come AVR.

Numero attraversamenti di una soglia

Numero picchi

Zero crossino

Numero di cambiamenti di pendenza.

Cause mutamento legame ampiezza-forza:

- ? Volume rilevazione elettrodo
- ? Vicinanza elettrodo delle MU reclutate
- ? Saturazione numero MU
- ? Tipo muscolo

Linearità legame ampiezza forza:

- ? Volume rilevazione confrontabile con volume muscolo
- ? Contrazione con variazione di unico parametro fisiologico (elettromiografico, volontaria isometrica->varia solo MU)

Analisi in frequenza spettro di potenza migra a frequenze basse se contrazione sostenuta nel tempo.

- ? Analisi tempo-frequenza se EMG dinamico per segnali non-stazionari ShortTimeFourierTransform (finestra che viene fatta traslare durante l'analisi)
- ? Wavelet

Stima velocità conduzione (ritardo temporale) con array però potrebbe essere un segnale di un'altra fibra->cross-correlazione tra i due segnali è uno se sono traslati o spectral matching (meglio) minimizzo l'errore quadratico medio  $t = \arg \min [(X(f)e^{-j2\pi ft} - Y(f))^2]$

Attività sincrona per cross-talk->riduzione ritardo->sovrastima velocità

Applicazioni:

Fatica muscolare, EMG varia durante contrazioni sostenute nel tempo, ARV e RMSV e velocità di conduzione diminuiscono.

Patologie: lesione da motoneurone-> a riposo attività elettrica spontanea, debole contrazione forma polifasica, max possibile identificare singoli MUAP per difetto in sommazione spaziale e temporale. Muscolari primitive->debole contrazione singoli MUAP polifasica, max normale.

## **12. Fisiologia dell'osso**

Ossa lunghe, ossa piatte, ossa brevi. Supporto corpo contro forze esterne, leve per trasferimento forze muscolari, protezione organi vitali, generano cellule del sangue e immagazzinano calcio. Osso compatto, resiste a flessioni, strati esterni; osso trasecolare, resiste compressioni, in mezzo o ossa brevi e piatte o epifisi di lunghe.

Idrossiapatite: depositi di Sali di calcio e fosfati (resistenza, durezza e rigidità)

Collagene: flessibilità in matrice organica.

Osso compatto, sistemi Harvesiani (osteoni) che contengono i vasi sanguigni che servono al nutrimento delle cellule dell'osso.

Componente cellulare adatta proprietà meccaniche a stimoli esterni (min sforzi trasmettendo forze).

Crescita; Modellazione (aumento massa); Rimodellazione (mantenimento o riduzione); Riparazione (fratture).

Preosteoblasti: sup. libere ossa, proliferativi, producono proteine morfogenetiche, fattori di crescita, differenziamenti

Osteoblasti: sintesi sostanza intracellulare osso, mineralizzazione, lamine a ridosso sup

Osteociti: in osso maturo, mantenimento, rimodellamento

Osteoclasti: riassorbimento, derivano da preosteoclasti del midollo ematopoietico, trasportati dalla circolazione nei siti dove serve il riassorbimento.

Fattori che influenzano: sistema osseo, sistema immunitario, enzimi, ormoni, vitamine.

Materiale composito: in determinati range di deformazione=elastico, funzione della direzioni delle sollecitazioni (anisotropia).

Modello di Vogit (parallelo):  $F_{comp} = F_{inclusioni} + F_{matrice}$   $\sigma_{mac} = \sigma_{i} A_i + \sigma_{m} A_m$   
 $E_c = E_i V_i + E_m V_m$  se materiali elastici lineari con deformazioni uguali

Modello di Reuss (serie):  $E_c = 1 / (V_i / E_i + V_m / E_m)$

Osso spongioso anisotropia dovuta a disposizione e orientamento trabecole (trasversalmente anisotropo); osso corticale dovuta a orientamento e architettura degli osteoni. Modulo elastico longitudinale maggiore del 40% rispetto al trasversale.

Processo evolutivo:

- ? Min sforzi interni
- ? Trasmettere le forze in punti specifici
- ? Distribuire il materiale per minimizzare il peso o il volume della struttura, o un compromesso
- ? Sicuro rispetto alle sollecitazioni impreviste

Rimodellamento: adattamento funzionale e minimax (max resistenza, minimo uso materiale)

Frattura:

- ? sensibilizzazione cellule, liberazione sostanze che stimolano la proliferazione
- ? tessuto di granulazione, nuovi vasi, fibroblasti, matrice intracellulare, macrofagi che erodo sup.
- ? callo, trabecole riflettono la disposizione dei capillare ematici

- ? turnover, rimodellamento, sostituzione callo con osso, attivazioni osteoblasti-clasti, 4 anni
  - ? rimodellamento esterno, recupera forma originale osso
- Progettazione protesi: Finite Elements Method, campo di sollecitazioni e deformazioni.

### **13. Stima forze interne**

6 eq. scalari N forze muscolari, P forze legamentose Q forze di contatto osseo N+P+Q vettori localizzazione stimabili con antropometria.

Ipotesi semplificative: per ogni dof di rotazione dell'articolazione agisca una sola coppia, trascuro legamenti, solo muscolo importante.

Ottimizzazione statica: funzioni costo legate all'energia metabolica  $J = \sum (F_i/F_{max})^2$ , variabili di progetto da variare per ottenere il minimo della fcosto, funzioni di vincolo,  $\alpha = F_i/F_{max}$  livello attivazione indipendente da forza realmente sviluppata.

Criterio di minimo affaticamento  $\log T = -n \log F + c$  con T=durata contrazione che conduce a esaurimento. Soft-saturation: muscolo utilizzato in modo esclusivo fino a  $F_{max} = \text{vincolo}$  poco realistico si elimina e si realizza una saturazione graduale nella fcosto  $J = -\sum (\sqrt{1-\alpha})^2$   
 Ottimizzazione dinamica: modello muscolo-scheletrico, simulazione dinamica diretta, obiettivi da raggiungere, ricerca traiettoria, alto costo, indipendente dai dati.

Multi-funzione muscolare: gerarchico

- ? modello anatomico: 6 segmenti corporei, 4 articolazioni, 47 muscoli
- ? modello muscolare: 3 tipi di fibre, stato attivazione con eq. esponenziali (Hill, Hatze)
- ? modello controllo neurale: gruppi di muscoli in accordo con la capacità di generare Mm

Problema indeterminato, necessarie ipotesi, verosimili ma non verificabili, non sport, ortopedica, protesistica, no co-contrazioni, no casi patologici.

### **14. Teorie del controllo motorio**

Capacità SNC di regolare il movimento, studio tenendo conto della percezione, legame con processi cognitivi.

Teorie:

- ? Riflessi: elementi costitutivi comportamenti complessi
- ? Gerarchiche: evoluzionistiche, strato + semplice (centri + organizzati), strato complesso (centri superiori – organizzati + flessibili)
- ? Programmi motori: movimenti ciclici controllati da generatori di ritmi, invarianti scaling, utensile, effetto.
- ? Cibernetiche: teoria dei controlli
- ? Dinamiche: moduli interagenti, dinamica non lineare, autoorganizzazione, attrattori
- ? Ecologiche: importanza ambiente nella strutturazione di processi

Piano motorio: caratterizzazione dettagliata, traiettoria, cinematica inversa.

Scelte multiple: tempo reazione dipende dal logaritmo del numero di scelte; durata movimento dipende dal logaritmo dell'accuratezza (ampiezza mov/dim target).

Traiettorie rettilinee con profilo di velocità a campana: minimum jerk, max regolarità e uniformità, min valore quadratico della derivata dell'accuratezza dell'end-effector; minimum torque change.

Teoria punti equilibrio: posizioni di equilibrio mobile per una articolazione.

Controllo feedforward: computazione pre-programmata, SNC ha modello inverso (pro: veloce, stabile; contro: sensibilità disturbi)

Feedback: ritardo trascurabile.

Integrazione senso-motoria: SNC come kalman.