***DOMANDE APERTE CAPITATE ALL’ESAME DI HMB***

*Il simbolo  significa che non sono sicuro della risposta o che non ho capito il punto che vuole far sviluppare la domanda. In alcune domande si potrebbe ampliare la risposta molto di più (es. EMG).*

**Definire un protocollo per l’analisi cinematica**

Un protocollo per l’analisi cinematica è un insieme di regole prestabilite e ripetibili per l’acquisizione di dati in stereofotogrammetria e per l’analisi del movimento di un apparato muscoloscheletrico durante un task specifico. Ne esistono diversi e ognuno ha le proprio caratteristiche e indicazioni: noi abbiamo visto CAST, IOR gait, Davis, Helen Hayes.

Un protocollo per l’analisi cinematica deve essere affidabile, ripetibile, veloce nell’acquisizione e facile nell’identificazione dei punti di repere anatomici.

Posti i riferimenti globali e locali, un protocollo necessita per prima cosa dell’individuazione di marker per un sistema di riferimento tecnico e di un set di punti di repere anatomico per il sistema di riferimento anatomico. C’è bisogno che ci siano almeno tre marker per segmento anatomico, che i marker siano visibili all’apparato di telecamere, che i punti di repere anatomici di interesse siano facilmente identificabili e che il loro piazzamento sia affidabile e preciso, che il protocollo sia il meno possibile soggetto a variazioni significative di risultati cambiando sessione o cambiando operatore nel piazzamento dei marker.

**Definire la convenzione degli angoli di Groot e Suntay**

Gli angoli di Groot e Suntay sono una convenzione degli angoli di Eulero, in cui le rotazioni si considerano secondo due sistemi di riferimento locale (distale e prossimale).

La prima rotazione, detta di flesso-estensione, avviene attorno all’asse medio-laterale (*z, e1*) del sistema di riferimento prossimale.

La seconda rotazione, detta di ab-adduzione, avviene attorno all’asse flottante (*floating axis*), il quale non ha una connotazione anatomica ed è il prodotto vettoriale degli altri due assi.

La terza rotazione, detta di intra-extrarotazione, avviene attorno all’asse longitudinale (*y, e3*) del sistema di riferimento distale.

**Definire i sensori inerziali**

I sensori inerziali sono strumenti composti da accelerometri (accelerazione lineare) e giroscopi (accelerazione angolare) e recentemente hanno aperto la possibilità di effettuare analisi del movimento anche in laboratori sprovvisti di sistema stereofotogrammetrico.

Gli accelerometri si basano sulla forza inerziale e sono composti da una massa nota, che viene utilizzata per generare il momento d’inerzia, e da una molla/resistenza agganciata alla massa, grazie alla quale attraverso la propria deformazione è possibile calcolare l’inerzia lungo l’asse considerato. Lo stato dell’arte tende da usare ormai materiali piezoelettrici per le loro proprietà di generazione di segnali elettrici.

I giroscopi si basano sul principio della forza di Coriolis e sono composti da una massa rotante dentro un supporto rotante assicurato ad un contenitore: quando il giroscopio ruota attorno ad un asse y perpendicolare alla massa che ruota sul piano x, si genera un momento angolare attorno al terzo asse z che può essere misurato da un sensore di momento o di forza.

**Definire l’elettromiografia di superficie**

L’elettromiografia di superficie è una tipologia di elettromiografia (registrazione di potenziali d’azione delle varie unità motorie) che, mediante un elettrodo posto sulla cute o sulla superficie esterna, identifica il potenziale generato da un muscolo. Questa tipologia di prelievo dell’attività elettrica del muscolo è fortemente influenzata da componenti esterni o da errori: per esempio, l’elettrodo superficiale è soggetto al rumore generato da muscoli antagonisti (o di non interesse) o da potenziali spuri che si generano sulla pelle. Inoltre, è da considerare che è possibile determinare il potenziale di muscoli prossimi all’elettrodo, in quanto fatica a registrare potenziali in profondità del muscolo (il segnale viaggia lungo la fibra e non lungo la sezione)

**Definire il modello di Hill**

Il modello di Hill è un modello che mira a ricostruire le componenti fondamentali che determinano la forza di un muscolo. Esso prevede che il muscolo sia composto da un elemento contrattile (rappresentazione delle fibre muscolari) dotato di massa e che esercita una forza attiva sull’elemento elastico posto in serie (rappresentazione dei meccanismi non lineari di miosina, actina, ecc.). In parallelo è posto un ulteriore elemento elastico per rappresentare le componenti viscose passive all’interno del muscolo. Tutto ciò è collegato in serie con un angolo di pennazione (dipendente dal muscolo) con ulteriore elemento elastico che rappresenta la forza passiva esercitata dai legamenti e tendini.

**Elencare metodi per la stima degli errori da artefatto di tessuto molle**

I metodi per stimare o quantificare l’errore da artefatto da tessuto molle sono il metodo funzionale di Cappozzo, metodi invasivi con fissatori e la fluoroscopia.

Il metodo di Cappozzo permette di notare lo scorrimento dei marker sul bacino (pelvi) durante il movimento e nella ricostruzione dello stesso si nota che la testa del femore esce dalla testa del bacino. Questo è chiaramente impossibile e, quindi, bisogna intervenire a livello di software per compensare l’errore.

I metodi invasivi prevedono l’applicazione sul tessuto osseo di un fissatore esterno e permettono di effettuare il confronto tra i marker del fissatore con quelli posti sulla cute.

La fluoroscopia è una radiografia a bassa intensità che viene effettuata in combinazione con la stereofotogrammetria. Dal confronto tra l’osso (visto per radiografia) e la ricostruzione del movimento con i marker (radio-opachi) si può avere con precisione l’entità dell’offset tra l’osso e il marker e stabilire quali marker si muovono di più o viceversa. Da ciò si vede che il migliore protocollo è il CAST.

**Elencare metodi per la stima degli errori strumentali in stereofotogrammetria**

In stereofotogrammetria si hanno due tipologie principali di errore: l’errore sistematico, che raggruppa tutti quegli errori (risolvibili con calibrazione e filtraggi) dovuti al sistema di misura, al suo modello e alla sua calibrazione, alla stima scorretta dei parametri e alla limitazione fisica dello strumento stesso, oppure l’errore casuale, che raggruppa gli errori non prevedibili come problemi nel processo di digitalizzazione d’immagine (quantizzazione e flickering), luminosità, occlusioni alla telecamera ed elaborazione dell’immagine.

**Elencare gli aspetti del modello muscoloscheletrico**

I modelli muscoloscheletrici sono modellizzazione dell’apparato muscolatorio e scheletrico che cercano di evitare semplificazioni eccessive (come con forze intersegmentali) per ottenere le forze interne che i muscoli esercitano durante un task. Hanno il vantaggio che questi modelli possono essere ottenuti senza dover effettuare misure in vivo (perché i dati sono già spesso ottenuti da una popolazione di tessuti (nb. dai cadaveri)) e che possono essere scalati per più soggetti.

Si basano sull’ipotesi che il corpo umano è descrivibile come un sistema articolato multicorpo, che le ossa e i vari segmenti anatomici sono corpi rigidi rotanti intorno a un asse articolare e sono identificabili con punti di repere anatomico, che la massa è interamente concentrata nel COM e che le articolazioni sono giunti ideali (privi di attrito). Un’ulteriore ipotesi che si fa e che rappresenta un limite è che la distanza tra i punti di repere è fissa e questo comporta che la modellazione è soggetta all’artefatto da movimento.

In generale, la modellazione consta di 4 fasi: scaling, inverse kinematics, inverse dinamics, static optimization.

** Elencare il metodo di ricostruzione dell’immagine 2D all’immagine 3D in stereofotogrammetria**

La ricostruzione dell’immagine 3D da quella 2D delle varie videocamere si effettua sempre dopo la calibrazione del sistema stereofotogrammetrico: solo una volta stabiliti i parametri del sistema come la lunghezza focale, il coefficiente di distorsione, eccetera. Una volta ottenuti i parametri del sistema, si acquisiscono le coordinate 2D delle varie videocamere e attraverso un algoritmo di ricostruzione (basati su modello matematico Pin Hole e triangolazione) si passa alle coordinate 3D del sistema di riferimento globale o del sistema locale costruito dai marker

**Definire le caratteristiche dell’accelerometro**

*Come in domanda su sensori inerziali*

Gli accelerometri si basano sulla forza inerziale e sono composti da una massa nota, che viene utilizzata per generare il momento d’inerzia, e da una molla/resistenza agganciata alla massa, grazie alla quale attraverso la propria deformazione è possibile calcolare l’inerzia lungo l’asse considerato. Lo stato dell’arte tende da usare ormai materiali piezoelettrici per le loro proprietà di generazione di segnali elettrici.

Nella costruzione di un accelerometro bisogna controllare che la massa e la molla siano sufficiente rigide per effettuare uno spostamento controllato (quindi bisogna controllare costanti di rigidezza della molla)

…

**Descrivere la forza, coppia e punto di applicazione rispetto al centro di una pedana a celle di carico**

Immaginiamo di avere una pedana con 4 celle di carico e di avere una forza al centro che viene esercitata e che può essere espressa lungo le tre componenti x, y, z. Ogni cella di carico registra parte di questa forza e possiamo dunque definire ogni componente della forza al centro con le rispettive componenti delle forze percepite dalle celle di carico. Note le forze, questo permette di calcolare i momenti totali espressi lungo tutte e tre le componenti e da ciò definire i punti x e y del COP. Le forze stimate e i valori delle coppie sono basati su una matrice di calibrazione ottenuta attraverso misure sperimentali.

**Descrivere il protocollo dell’analisi cinematica di Davis**

Il protocollo DAVIS fa uso di un sistema di riferimento tecnico che prevede l’applicazione di marker tecnici su punti anatomici predeterminati e di due bacchette per gamba (femore e tibia). Esso presenta qualche punto di repere in più rispetto all’Helen Hayes.

*Limitazioni ed errori*

**Descrivere il protocollo CAST dell’analisi cinematica**

Il protocollo CAST prevede l’uso di 33 calibrazioni di punti di repere anatomici acquisiti con un puntatore nelle coordinate locali rispetto al sistema di riferimento tecnico del cluster. Il CAST ipotizza che l’estremità del puntatore coincida con la prominenza ossea da calibrare. Il sistema di riferimento tecnico costituito da cluster può essere un cluster in plastica rigida formato da 4 marker, un cluster su una fascia contenitiva o un cluster su cute che viene solidificato attraverso algoritmi.

*Limitazioni ed errori*

**Descrivere il protocollo IOR gait dell’analisi cinematica**

Il protocollo IOR gait nasce dalla necessità di applicare un protocollo più semplice rispetto al CAST su alcuni pazienti (bambini o pazienti neurologici). Esso prevede sole 3 calibrazioni di punti di repere anatomico che non si insegue in dinamica: il condilo femorale, il malleolo mediale e la seconda testa metatarsale. Non sono presenti cluster tecnici come in CAST, ma si costruisce il sistema di riferimento tecnico a partire da 3 marker anatomici (selezionati per avere minor artefatto da movimento) e si effettua l’uso del puntatore per calibrare gli altri punti.

*Limitazioni ed errori*

**Descrivere la formula della dinamica articolare e i suoi termini**

La formula della dinamica articolare mira a mettere in relazione i termini che causano il movimento delle varie articolazioni (sia forze sia momenti). Sono presenti la forza di reazione al suolo, forze di contatto (osso-osso), forze interne e forza peso (tutta concentrata in centro di massa). La forza di reazione al suolo viene fornita dalla pedana di forza (in tutte le sue componenti). La forza di contatto osso-osso non è considerata distribuita come nella realtà, ma si stabilisce un punto di applicazione conveniente al quale si applica la forza: la somma di tutte queste forze può inoltre essere riassunta in un unico vettore forza che racchiude tutte le forze intersegmentali. Solitamente le forze vengono normalizzate per poter effettuare un confronto tra vari soggetti.

Ovviamente, avendo delle forze applicate su un punto, posso considerare anche le loro relative coppie che si generano.

**Elencare i metodi per la stima del centro dell’anca**

I metodi per la stima del centro dell’anca sono tre.

Il metodo radiografico che prevede l’uso di radiografia su un campione di popolazione ristretto e che dall’uso di misure antropometriche e formule di regressione stima il centro. Viene sconsigliato l’uso.

Il metodo di Harrington che prevede l’uso di risonanza magnetica su una popolazione ampia e che dall’uso di misure antropometriche stima il centro. Non è sconsigliato l’uso, ma è da stare attenti con le misure.

Il metodo funzionale di Cappozzo che prevede l’uso di marker su soggetto in piedi. Si pongono i marker sul bacino (pelvi) come sistema di riferimento relativo e un cluster di marker sulla coscia e si richiede al soggetto in esame di effettuare alcuni movimenti elementari. Da tali movimenti (e seguendo i marker) si ricostruisce un centro interno di rotazione che identifica il centro dell’anca rispetto al sistema di riferimento del bacino. (La ricostruzione avviene attraverso l’intersezione di tutti gli assi che passano per i marker con il punto rispetto a cui ruotano in ogni frame dell’acquisizione). Questa tipologia di stima del centro è soggetta ad errore da artefatto e quindi c’è necessità che i marker siano quanto meno mobili rispetto all’osso sottostante.

** Elencare i metodi per la calibrazione del sistema stereofotogrammetrico**

La calibrazione del sistema stereofotogrammetrico è costituito da due passi principali.

Nella calibrazione statica si fa uso di un oggetto che identifichi gli assi del sistema di riferimento globale, i quali verranno mantenuti stabili in tutti i passi successivi della calibrazione e acquisizione. Questo permette di mettere in relazione l’oggetto con le coordinate del piano della telecamera.

Il secondo passo è la correzione della distorsione. In questa fase muovo una bacchetta con dei marker nello spazio e faccio in modo che il sistema calibri la distanza tra i marker attraverso una sequenza di combinazioni di punti rispetto ad ogni telecamera

*(in gergo, “spazzare” il volume di acquisizione)*

*Nel laboratorio c’è anche la calibrazione della pedana di forza*

**Elencare i parametri della forza massima**

La forza massima generabile in condizione isometriche da un muscolo dipende dal grado di eccitazione delle unità motorie, dalla velocità di accorciamento, dalla lunghezza del muscolo e dall’angolo di pennazione. Essa è proporzionale al numero di sarcomeri in parallelo e, quindi, alla sezione fisiologica media PCSA (rapporto tra volume e lunghezza delle fibre a riposo). Questa forza (F = K \* PCSA) è esprimibile longitudinalmente e la sua reale forza utile dipende dall’angolo pennato.

** Elencare gli errori dei sensori inerziali**

I sensori inerziali sono soggetti a vari errori a cui stare attenti. Hanno errori dovuti alla stabilità (misura iniziale può variare anche se la massa è ferma), alla ripetibilità (stesse sollecitazioni non danno stesso risultato per forza), al drift per carichi statici, a differenza tra temperatura di calibrazione e di acquisizione, alla precisione della posizione rispetto agli assi, al valore minimo di accelerazione rilevabile, al coefficiente di calibrazione non lineare.

** Descrivere la funzione dei muscoli**

La funzione di un muscolo in analisi del movimento la possiamo vedere sotto un duplice aspetto: il suo utilizzo per stimare le forze nel modello di Hill o il suo utilizzo per definire il grado di eccitazione. Questi due aspetti sono in qualche maniera correlabili tra loro in quanto l’attivazione muscolare dipende anche dal grado di eccitazione elettrica del muscolo. In Opensim si ipotizza una relazione diretta tra attivazione ed eccitazione, dove si associa la massima contrazione con la massima forza. I livelli di attivazione ed eccitazione sono compresi tra 0 e 1.

*Ampliare risposta con spiegazione del modello di Hill o dell’elettromiografia*

** Descrivere la calibrazione anatomica**

La calibrazione anatomica consiste nel calibrare i punti di repere anatomico rispetto, per esempio, a un cluster o a un set di marker con una bacchetta e avere come obiettivo quello di fissarli in statica per evitare incongruenze in dinamica (e per poterli ignorare). Nel CAST si fa uso del cluster, quindi si utilizzano dei marker per costruire un sistema di riferimento tecnico, mentre nello IOR gait si usano dei marker per la costruzione del sistema di riferimento tecnico e i vari punti anatomici vengono calibrati con una bacchetta.  
  
DA RIVEDERE: SUGGERIMENTO per REVISIONE  
La calibrazione anatomica si effettua col puntatore. Devo descrivere il punto con il puntatore. Ottengo le coordinate del punto rispetto a GLO. Poi, identificando il LOC, si ritrovano le coordinate del punto di repere rispetto a LOC e si stabilisce una relazione  
  
Tramite calibrazione manuale in statica ottengo le coordinate in GLO, identifico un LOC e da questo ricostruisco i punti di repere anatomico in LOC.

**Descrivere la pedana di pressione**

La pedana di pressione è uno strumento usato in laboratorio di movimento che mira a restituire un’immagine della distribuzione della pressione plantare e a descrivere la traiettoria del centro di pressione. Sono utili per determinare la componente verticale della ground force e la superficie di pressione. Esse sono solitamente composte da sensori capacitivi o resistivi e la loro accuratezza dipende dalla calibrazione effettuata.

***DOMANDE MATLAB***

In sintesi: chiede praticamente ogni singola riga di codice. Qui manca:

1. Lunghezza, velocità, cadenza passo
2. Taglio angoli, filtraggio dati angoli, normalizzazione a 100 di dati angoli, media, SD, mediana, quantile degli angoli
3. Media e SD di forze
4. Interamente il calcolo dei momenti (lab5 ex2), mi inventerò una domanda

**Trovare l’ampiezza del passo (nb. non lunghezza/distanza)**

*Ricordare RCA/RCAi e LCA/LCAi e qui viene mostrato “Metodo 2” evidenziando le righe*

Dist = (…  
 det([LCAi(HS1r +1, [1 3]) 1; …  
 RCAi(HS1r+1 [1 3]) 1; …  
 RCAi(HS2r +1 [1 3]) 1])   
 )/ norm( RCAi(HS2r +1, [1 3]) -RCAi(HS1r+1, [1 3])  
Dist = Dist/1000; %per convertire in mm da m

**Trovare durata fase di appoggio e volo con dati di istanti**

frame\_rate = 60;  
Dur = (HS2-HS1)/frame\_rate;  
Stance = (TO1-HS1)/frame\_rate; %durata fase di appoggio  
Swing = (HS2-TO1)/frame\_rate; %durata fase di volo  
  
*se chiede anche percentuali*StancePer = Stance\*100/Dur;  
SwingPer = Swing\*100/Dur  
  
*se chiede doppio appoggio*DoubleSup= (TO1r-HS1cl)/DurR; %durata fase di doppio appoggio  
DoubleSupPerc= DoubleSup\*100/DurR;

**Definire il sistema di riferimento pelvi**

*Sperando siano dati RASIS, LASIS, RPSIS, LPSIS, ricorda che z va verso destra*Tp = (LASIS +RASIS)/2;  
z = RASIS-LASIS;  
M = (RPSIS+LPSIS)/2;  
  
x\_temp = Tp-M; %serve solo per trovare y ortogonale  
x\_temp = x\_temp/norm(x\_temp);  
y = cross(z, x\_temp);  
x = cross(y, z);  
  
z = z/norm(z);  
y = y/norm(y);  
x = x/norm(x);

check\_ort([dot(x,y); dot(y,z); dot(z,x)]);

R = [x’ y’ z’];

**Definire il sistema di riferimento coscia**

*Sperando siano dati FH, ME, LE, ricorda che z va verso destra sempre*

Tt = (ME+LE)/2;  
y = FH -Tt;  
  
*se coscia destra se coscia sinistra*  
z\_temp = LE-ME z\_temp = ME-LE  
  
z\_temp = z\_temp/norm(z\_temp)

x = cross(y, z\_temp)  
z = cross(x, y)

x = x/norm(x)  
y = y/norm(y)  
z = z/norm(z)  
check\_ort([dot(x,y); dot(y,z); dot(z,x)]);

R = [x’ y’ z’];

**Definire il sistema di riferimento gamba**

*Sperando siano dati funzione find\_y\_proj, HF, TT, MM, LM, ricorda che z va sempre verso destra*

Ts = (MM+LM)/2

*se gamba destra se coscia sinistra*  
z\_temp = LM-MM z\_temp = MM-LM  
  
z\_temp = z\_temp/norm(z\_temp)

y\_ temp = HF – Ts  
y\_temp = y\_temp/norm(y\_temp)  
[y] = find\_y\_proj(y\_temp, z\_temp, Ts, TT)

x = cross(y, z\_temp)  
z = cross(x,y)

x = x/norm(x)  
y = y/norm(y)  
z = z/norm(z)  
check\_ort([dot(x,y); dot(y,z); dot(z,x)]);

R = [x’ y’ z’];

**Definire matrice di rotazione e angoli di articolazione di anca/ginocchio/caviglia***Vengono fornite Rpros e Rdist, in base a quale articolazione si vuole calcolare angoli di G&S bisogna lavorare sui segni: ricorda per ginocchio flesso-estensione è uguale per sinistro*  
Rp = Rpros( : , [3 1 2]) %per G&S convenzione è z,x,y  
Rd = Rdist( : , [3 1 2])

R = Rp’ \* Rd %matrice di rotazione

aa = acos(R(1,3)) -pi/2 %capire perchè   
fe = atan2( R(2,3), R(3,3))  
ie = atan2( R(1,2), R(1,1))

*se chiesto sinistro*  
aa = -aa  
ie = -ie

*se chiesto anca o caviglia*fe = -fe

**Effettuare la selezione della fase di appoggio dei dati di una forza**

*Presupposto load dati forza*

for f=1:size(F,1)-1

if isnan(F(f,1)) && ~isnan(F(f+1,1))

indIn=f+1;  
 end

if ~isnan(F(f,1)) && isnan(F(f+1,1))

indFin=f;  
 end

end  
F=F(indIn : indFin, : )

**Trovare pressione media, pressione massima e superficie di contatto**

*In teoria spero dia matrixIN e ricordi che la dimensione delle celle è di 5 mm*

Pmax = max(matrixIN( : )); %kPa

notZeroInd = matrixIN ~= 0  
notZeroP = matrixIN(notZeroInd)  
Pmed = mean(notZeroP)

Surf = sum(notZeroInd( : ))\*5\*5 %mm2  
Surf = Surf/100 %cm2

*Se chiede anche vertical ground reaction force*Fpoints = matrixIN\*5\*5  
F = sum(Fpoints( : ))  
F = F/1000 %N

**Trovare copX e copY data matrixIn con i dati di una soletta di pressione**

*Dovrebbe ricordare matrixIN e funzioni MATLAB flipud e repmat( X, Y, Z)*

matrixIN = flipud(matrixIN)  
dim = size(matrixIN)  
a = [1 : dim(1)]’  
b = [1 : dim(2)]’

I = repmat( a, 1, dim(2))  
J = repmat(b , dim(1), 1)  
  
centroidX = [sum(J( : )) .\* matrixIN( : ))] / sum(matrixIN( : ))  
centroidY = [sum(I( : )) .\* matrixIN( : ))] / sum(matrixIN( : ))  
  
COPx=(centroidX\*5)-2.5;  
COPy=(centroidY\*5)-2.5;

**Filtrare ATM e rumori, usare envEMG, trovare indice di massimo in percentuale della durata del passo**

*Ricorda butter e filtfilt per filtraggio, possibile che chieda sx/dx e in quel caso basta aggiungere “L”/”R” a “gas”, “tib”, HS1, TO, HS2*

[B, A] = butter( 2, [10/(1000/2), 450/(1000/2)])  
tib\_filt=filtfilt(B,A,tib);  
gas\_filt=filtfilt(B,A,gas);

tib\_env=envEMG(tib\_filt,1000);  
gas\_env=envEMG(gas\_filt,1000);

*I valori da conoscere dal task dovrebbero essere HS1, TO e HS2*

tib\_envPasso=tib\_env(HS1+1 : HS2+1, : );  
gas\_envPasso=gas\_env(HS1+1 : HS2+1, : );

[tib\_max,tib\_maxFrame] = max(tib\_envPasso);  
tib\_maxPerc = tib\_maxFrame \* 100 / length(tib\_envPasso)

[gas\_max , gas\_maxFrame] = max(gas\_envPasso);  
gas\_maxPerc = gas\_maxFrame \* 100 / length(gas\_envPasso)

**Calcolo di RMS**

*Dovrebbe fornire freq, fin e vectIN*

N = fin\*freq;   
n=length(vectIN);

X=[zeros(N/2,1);vectIN;zeros(N/2,1)];

for k=(N/2)+1:n+(N/2)

sommatoria=0;

for i=-N/2:N/2

sommatoria=sommatoria+X(k-i)^2;

end

RMS(k)=sqrt(sommatoria/N);

end

**Si calcoli l’envelope di EMGtib sapendo che la frequenza di acquisizione pari 1000 Hz**

EMGtib\_rect =abs(EMGtib)  
freq = 1000  
cut\_freq = 5

ord = 2 % 4/2  
Wn = cut\_freq/(freq/2)  
[B,A] = butter(ord, Wn)

envEMGtib = filtfilt(B,A,EMGtib\_rect)