



Rapport de stage

MODÉLISATION MULTICORPS DU MEMBRE SUPÉRIEUR

Présenté par
Pierre Lifeng LI (184 1139)

Directeur de projet :
Sofiane Achiche

Polytechnique Montréal
25 août 2018

Table des matières

1. Introduction	3
2. Capteurs EMG	3
2.1. Muscles associés aux mouvements de l'épaule et du coude	3
2.2. Positionnement des capteurs EMG	4
2.3. Post-traitement, normalisation et quantification des signaux EMG	6
3. Marqueurs	7
3.1. Segments à modéliser	7
3.2. Positionnement des marqueurs réflexifs	7
3.3. Post-traitement des données des marqueurs	8
4. Mouvements	9
4.1. Préliminaire	9
4.2. Mouvement des séries	9
5. Code Matlab	9
5.1. exe_ArmSimple.m	9
5.2. exe_AnalogEMG.m	15
6. Bibliographie	27

1. Introduction

L'objectif est d'assister Guillaume Gaudet et Laurent Blanchet lors du deuxième objectif spécifique de la proposition de recherche du nom de *Conception d'un exosquelette d'assistance actif du membre supérieur en réadaptation pédiatrique* [1]. En effet, la présente documentation introduit le positionnement des capteurs EMG et le positionnement des marqueurs réflexifs sur le membre supérieur. Elle omet cependant le positionnement des marqueurs réflexifs sur l'exosquelette afin de respect la propriété intellectuelle de l'appareil. Par la suite, le traitement des signaux EMG sera présenté. Finalement, les programmes permettant de traiter les signaux EMG de même que pour traiter les données des marqueurs sont exposés.

2. Capteurs EMG

Concernant la recherche de M. Gaudet, les capteurs EMG ont deux objectifs :

1. Comparer la différence concernant l'activité musculaire lorsque le sujet omet le port de l'exosquelette et lorsque le celui-ci le porte.
2. Caractériser l'intention du mouvement.

2.1. Muscles associés aux mouvements de l'épaule et du coude

2.1.1. Épaule

L'épaule permet trois couples de mouvement, soit la flexion-extension, l'abduction-adduction et la rotation interne-externe. Le mouvement étudié est cependant la rotation interne-externe. Ainsi, les muscles sollicités pour la rotation interne sont le grand pectoral sternal et claviculaire, le latissimus dorsi ainsi que le teres major tandis que ceux pour la rotation externe sont l'infraspinatus et le teres major [2].

2.1.2. Coude

Le coude permet deux couples de mouvement soit la flexion-extension et la pronation-supination. Les muscles sollicités pour la flexion sont le brachialis, le biceps brachial et le brachioradialis alors que ceux pour effectuer l'extension sont le triceps brachial et l'anconeus. Afin d'effectuer la pronation, le muscle nécessité est le pronator quadratus et le pronator teres et pour la supination, le supinateur. Il est à noter que le biceps brachial joue un rôle important pour la supination [2].

2.2. Positionnement des capteurs EMG

2.2.1. Épaule

L'épaule étant l'unité structurale qui supporte une grande partie du poids de l'exosquelette, il est intéressant d'y mesurer l'activité musculaire et d'en comparer le coût métabolique. Une contrainte imposée est la veste supportant l'exosquelette. En effet, cette veste couvre une majeure partie des muscles permettant la rotation interne-externe de l'épaule. Ainsi, il est nécessaire de mettre le nombre minimal de capteurs EMG pour ne pas causer d'inconfort au sujet. Pour couvrir la rotation interne-externe, il sera nécessaire d'enregistrer l'activité musculaire du grand pectoral et de l'infraspinatus.

Un premier capteur EMG sera positionné sur le grand pectoral sternal. Pour ce faire, le patient sera amené à effectuer une rotation interne du bras contre une résistance. Le capteur sera placé horizontalement à approximativement 2cm du côté médial du pli axillaire comme montré dans la figure 2. Un deuxième capteur EMG sera installé sur l'infraspinatus. L'EMG sera placé dans le plan arrière frontal à environ 4cm en dessous de l'extrémité proximal de la scapula et par-dessus la fosse infrascapulaire comme présenté à la figure 1 et 2. [3]

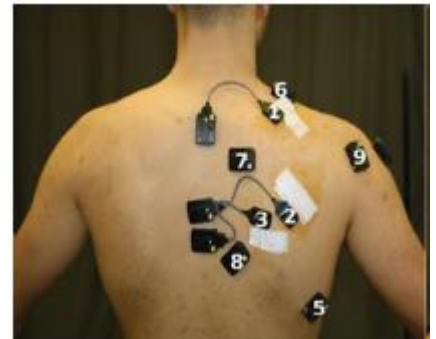


Figure 1. Positionnement du capteur EMG no. 2 sur l'infraspinatus. [5]

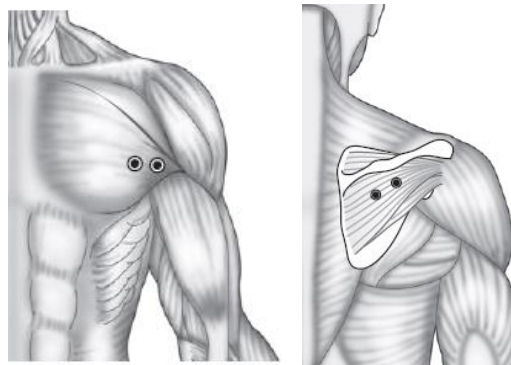


Figure 2. Positionnement des capteurs EMG sur le grand pectoral (gauche) et l'infraspinatus (droite) [3].

2.2.2. Coude

Les mouvements associés au coude et nécessaires pour l'étude sont la flexion-extension du coude ainsi que la pronation-supination. Afin de mesurer l'activité de la flexion-extension, des capteurs EMG seront installés sur le biceps brachial, le brachioradialis et le triceps brachial. Pour mesurer l'activité de la pronation-supination, des capteurs EMG seront installés sur le pronator teres et une comparaison sera effectuée entre le biceps brachial et le brachioradialis afin d'en déduire l'intention d'une supination.

Le capteur EMG positionné sur le biceps brachial aura pour but de caractériser la flexion du coude. Afin de placé le capteur, le sujet sera amené à fléchir l'avant-bras en supination. Les capteurs seront alors positionnés dans le centre du buté provenant de la flexion du biceps tel que montré à la figure x. Une deuxième électrode sera installée sur brachioradialis. Pour placer l'électrode, il sera nécessaire de demander au sujet d'exercer une flexion du coude et puis, de palper et d'installer le capteur EMG sur la masse musculaire distale au coude du côté latéral du bras (figure 3). L'électrode devrait être positionnée à environ 4cm distal à l'épicondyle latéral du coude. Afin de mesurer l'activité provoquée par l'extension, un autre capteur EMG sera installé sur le triceps brachial. Les capteurs seront installés parallèlement aux fibres musculaires à demi-distance entre la partie proximale et distale du bras et à approximativement 2cm du côté médial de la ligne centrale du bras (se référer à la figure 3). [3]

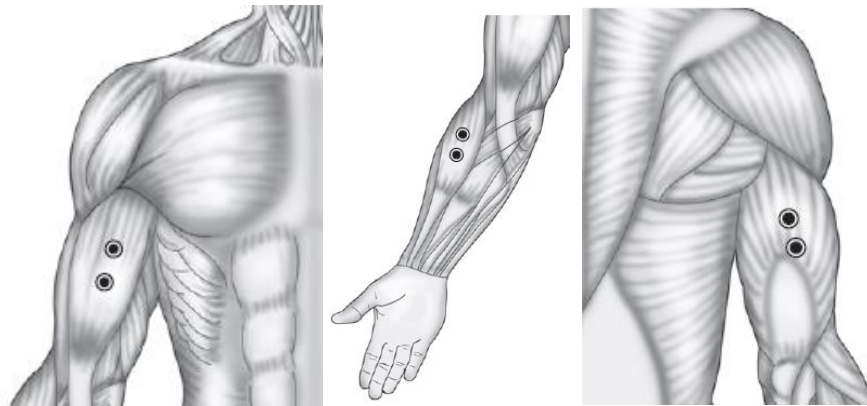


Figure 3. Positionnement des capteurs EMG sur le biceps brachial (gauche), le brachioradialis (centre) et le triceps brachial (droite) [3].

Pour enregistrer le signal de la pronation, les capteurs seront positionnés sur le pronator teres. Pour installer les capteurs, il s'agit de débiter dans une position de supination et de palper la masse musculaire du côté médial du fossé cubital lorsque le sujet procède à une transition vers la pronation (figure 4). [3] Il s'agit alors de placer l'électrode sur cette masse musculaire. La supination quant à elle, peut être déduite en comparant l'activité musculaire du biceps brachial et du brachioradialis. En effet, la supination implique une forte activité du biceps brachial et une faible activité du brachioradialis.

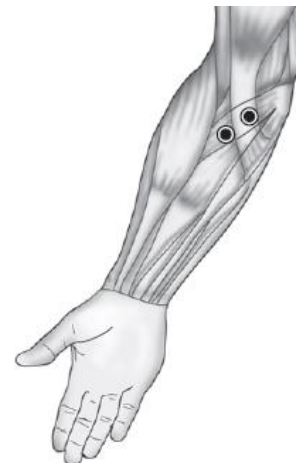


Figure 4. Positionnement des capteurs EMG sur le pronator teres. [3]

2.2.3. Résumé

Tableau 1. Mouvements associés aux unités structurales du membre supérieur et muscles enregistrés

Épaule		Coude	
Mouvement	Muscles enregistrés	Mouvement	Muscles enregistrés
Rotation interne	Grand pectoral	Flexion	Biceps brachial et brachioradialis
		Extension	Triceps brachial
Rotation externe	Infraspinatus	Pronation	Pronator teres
		Supination	Biceps brachial et brachioradialis

2.3. Post-traitement, normalisation et quantification des signaux EMG

2.3.1. Post-traitement des signaux EMG

Les signaux EMG seront filtré (10-450Hz) et rectifié (valeur absolue). Pour chaque signal enregistré dans un état de relaxation, le seuil d'activation était obtenu en calculant l'écart-type σ_m à partir d'intervalle consécutives de 300ms ne se juxtaposant pas. La moyenne μ_m était alors calculée sur l'intervalle avec l'écart-type le plus petit. Puis, il s'agit d'appliquer une formule pour calculer le seuil voulu $T_m = \mu_m + h * \sigma_m$ avec $h = 3$, une variable fixé. Le temps de début d'activation t_{1m} était mesuré lorsque le signal EMG du muscle était au-dessus du seuil T_m pendant 25 échantillons consécutifs et le même concept est appliqué pour le temps de fin d'activation t_{2m} lorsque le signal EMG est en-dessous de T_m . Le signal dans l'intervalle $[t_{1m}, t_{2m}]$ a été soustrait par T_m pour éliminer le bruit et le reste du signal a été mis à zéro, [10]

2.3.2. Normalisation de l'EMG

Le signal EMG de chaque sujet a été normalisé par rapport à leur valeur maximale (contraction maximale à effectuer au début des tests). La zone d'activation est donc la zone en-dessous des courbes normalisées.[10]

2.3.2.1. Index de co-activation

L'index de co-activation permet de comparer directement les résultats entre les patients.

$$CAI = 2 * \frac{A_{(ag, antag)}}{A_{(ag)} + A_{(antag)}} * 100$$

où $A_{(ag, antag)}$ (%) est la zone d'activation commune aux muscles agonistes et antagonistes, $A_{(ag)}$ (%) et $A_{(antag)}$ (%) sont les zones d'activation des muscles agonistes et antagonistes respectivement. [10]

2.3.2.2. Durée d'activation principale du muscle

Pourcentage de chaque demi-cycle durant lequel l'activation musculaire est au-dessus de 5%. Le pourcentage a été calculé pour les muscles agonistes et antagonistes de chaque mouvement. [10]

2.3.2.3. Temps d'activation maximal

Intervalle contenant 10% de la zone d'activation du cycle durant lequel l'activation est la plus élevée. La valeur n'a été calculée que pour le muscle agoniste. [10]

3. Marqueurs

Dans l'étude de M. Gaudet, les marqueurs ont pour but :

1. Calculer les forces et moments aux joints à l'aide de la cinématique inverse, puis de la dynamique inverse à l'aide de Robotran et MATLAB.
2. Optimiser le coût métabolique, le coût énergétique du système « membre supérieur-exosquelette ».

À l'aide des marqueurs positionnés sur des segments appropriés, il sera possible de créer un système de coordonnées local qui permettra de localiser les centres et angles de rotation. Ceci servira par la suite à l'analyse biomécanique (cinématique et dynamique inverse).

3.1. Segments à modéliser

Les segments importants à modéliser sont la ceinture scapulaire, l'humérus, le radius et l'ulna. En effet, il est pertinent d'en monitorer les coûts métaboliques à chacune de ces articulations afin de s'assurer que l'exosquelette permet de réduire ce coût. En effet, les articulations enregistrées sont les articulations sternoclaviculaire, acromio-claviculaire, gléno-humérale, radio-ulnaire, huméro-radiale et huméro-ulnaire. De plus, il sera nécessaire de positionner des capteurs sur l'exosquelette pour en enregistrer les forces et moments également. Finalement, le défi est donc le positionnement des capteurs. En effet, il s'agit de les installer de sorte qu'il y ait le moins d'interférence entre l'exosquelette et les marqueurs sur le membre supérieur. De plus, la veste ou le buste soutenant l'exosquelette contraint le positionnement des marqueurs à l'épaule.

3.2. Positionnement des marqueurs réflexifs

Il est important de positionner un minimum de trois marqueurs non-colinéaire par segment (triade segmentaire) afin d'avoir l'information sur la position ainsi que l'orientation dans l'espace [9]. De plus, il est nécessaire de positionner les marqueurs afin de faciliter le repérage des centres des joints.

3.2.1. Positionnement des marqueurs sur le sujet

Les marqueurs seront installés à partir du référentiel anatomiques et ce, selon les points de repère osseux présenté par l'ISB [7] en symbiose avec l'article [8].

Présenté à la figure 5, les marqueurs à garder seront les marqueurs noirs IJ, C7, AC, EL, EM, RSB, USB. Ceux-ci permettront d'obtenir les meilleurs résultats compte tenu des contraintes, soit celles de minimiser le nombre de marqueurs et de positionner les capteurs en considérant le plastron et l'exosquelette.

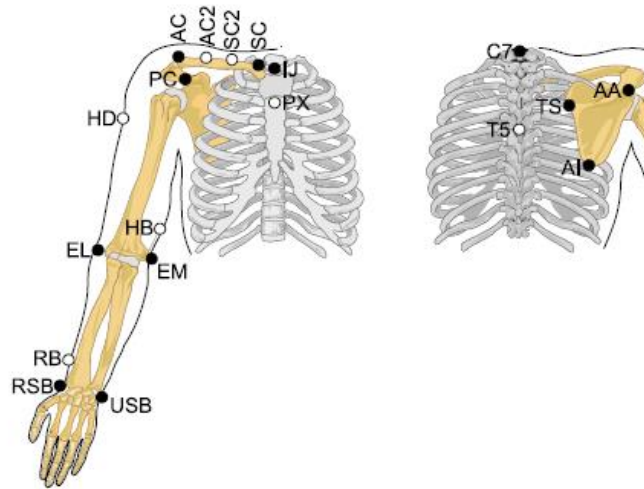


Figure 5. Positionnement des marqueurs anatomiques (noir) sur le membre supérieur [8]

3.2.2. Positionnement des marqueurs sur l'exosquelette

Cette section est omise afin de respecter la propriété intellectuelle par rapport à l'exosquelette.

3.3. Post-traitement des données des marqueurs

Le post-traitement s'effectuera à l'aide des logiciels Robotran et MATLAB.

4. Mouvements

Le sujet sera debout afin d'éliminer la possibilité d'interférence entre les membres inférieures et supérieurs lors des mouvements. Les activités musculaires prévues seront répertoriées et les mouvements seront effectués par la main dominante.

Le sujet sera amené à effectuer deux séries de mouvements identiques pour trois cycles à deux fréquences constantes mais différentes (0,5Hz et 0,33Hz). La première série se fera sans masse tandis qu'une masse de 2 lbs sera introduite dans la deuxième série. Ainsi, pour cette deuxième série, une pause de 60 secondes sera accordée entre chaque cycle afin de permettre un temps de repos aux différents muscles du patient.

4.1. Préliminaire

4.1.1. Position initiale

La position initiale sera une position statique avec le coude neutre en EF et PS et l'épaule au repos. À partir de cette position, un signal de référence sera enregistré pour les capteurs EMG et les paramètres géométriques pourront être enregistrés. De plus, cette position permettra d'enregistrer les positions initiales des capteurs permettant de calculer les dimensions des segments choisis.

4.2. Mouvement des séries

Voici donc les mouvements à effectuer :

1. Rotation interne/externe de l'épaule
2. Flexion/extension du coude
3. Pronation/Supination du coude
4. Amener la main à la bouche.

5. Code Matlab

5.1. exe_ArmSimple.m

Ce code a pour but de déterminer les moments de forces aux différents joints du membre supérieur de manière la plus exacte possible. Il contient 4 sections générales, soit l'initialisation et le chargement du projet, l'optimisation cinématique, la caractérisation des paramètres dynamiques et la dynamique inverse.

5.1.1. Description des sections

1. *Initialization and project loading*

Chargement des données de l'acquisition du mouvement, attribution des dimensions aux différents points d'ancrage sur les corps et caractéristique de la main.

2. *Kinematic Optimization*

Optimisation des données de l'acquisition, visualisation des données brutes et optimisées et affichage des résultats.

3. *Dynamic Parameters*

Paramètres dynamiques tel que la masse, le centre de masse et les moments d'inertie de chaque corps.

4. *Inverse Dynamics*

Permet de retrouver les forces et moments de forces aux joints et affichage des moments de force des joints ainsi que le patron du torque normalisé en fonction de l'angle.

5.1.2. Procédure

Section 1. Initialization and project loading

- 1) Si nécessaire, nettoyer l'espace de travail MATLAB en appuyant sur « y » à l'instruction qui suit. Sinon, appuyer sur « n ».

```
prompt = ('Do you wish to clean the MATLAB workspace? y/n: ');
```

Section 1.1. Data loading

- 2) Changer le chemin vers le fichier resultsR contenant les données cinématiques des fichiers .c3d.

```
cd C:\Users\pierr\Documents\MBProjects\ArmSimple\resultsR
```

- 3) Modifier le nom du fichier qui servira pour le dimensionnement du bras. Ce fichier devrait être celui de la position de repos.

```
dim_brute = btkReadAcquisition('GG_Rest1.c3d');
```

- 4) Modifier le nom du fichier pour celui du mouvement à analyser.

```
kin_brute = btkReadAcquisition('GG_W_PS_1.c3d');
```

Section 1.2.1 Kinematics loading and resizing

- 5) Modifier la fréquence d'échantillonnage à celle des caméras du système de capture utilisé.

```
frequency = 250;
```

- 6) Si nécessaire, modifier les images initiales et finales de la position de repos. Il est important d'avoir le moins de mouvement possible.

```
Dim = Dim(initialFrame:finalFrame,:);
```

- 7) Si nécessaire, modifier les images initiales et finales de la capture du mouvement afin d'obtenir un cycle complet.

```
cinExp = cinExp(initialFrame:finalFrame,:);
```

Section 1.2.3 Hand kinematic parameters

- 8) Ajouter également la longueur de la main (en m) du sujet. Si non nécessaire, garder les valeurs à 0.

```
Hand_Length = 0;
```

Section 2.1 Kinematic optimization loop

- 9) S'il est nécessaire d'optimiser les données cinématiques, appuyer sur la touche "y". Sinon, appuyer sur « n ».

```
prompt = ('Do you wish to optimize your kinematic data? y/n: ');
```

Section 2.2 Temporal optimized position and lengths

- 10) À la suite de l'étape 8, si la consultation des données cinématiques est nécessaire, appuyer sur la touche "y". Sinon, appuyer sur « n ».

```
prompt = ('Do you wish to 3D plot the kinematic (raw and optimized) datas? y/n: ');
```

Section 3.1 Mass

- 11) Modifier la masse (en lbs) du sujet ainsi que le poids (lbs) que tenait le patient lors du mouvement. Si le patient ne tenait pas de poids, garder la valeur à 0.

```
Mtot = 176/2.2; WeightInHand = 0/2.2; P_upparm = 0.0263; P_forearm = 0.0161;  
P_hand = 0.0065;
```

Section 4.2.2 Normalized torque-angle pattern

- 12) Modifier l'indice de qOPT et de torqueNorm afin de visualiser le joint d'intérêt. Modifier la légende et la description du xlabel en fonction du choix de joint.

```
plot(qOPT(:,4)*180/pi , torqueNorm(:,4),'LineWidth',2);  
legend('E:FlexExt');  
xlabel('Extension <-- ANGLE [°] --> Flexion');
```

5.1.3. Résultats affichées

Les graphiques présentés dans cette section affichent les résultats d'un cycle du mouvement de flexion-extension du coude.

2.2 Temporal optimized position and lengths

Le graphique (figure 7) affiche la position des joints brutes ainsi que celle des joints optimisés et relie ces points par des traits de deux couleurs différentes afin de permettre une meilleure visualisation du membre supérieur. Une mise à jour est effectuée à chaque échantillon permettant ainsi d'afficher le mouvement complet en fonction du temps.

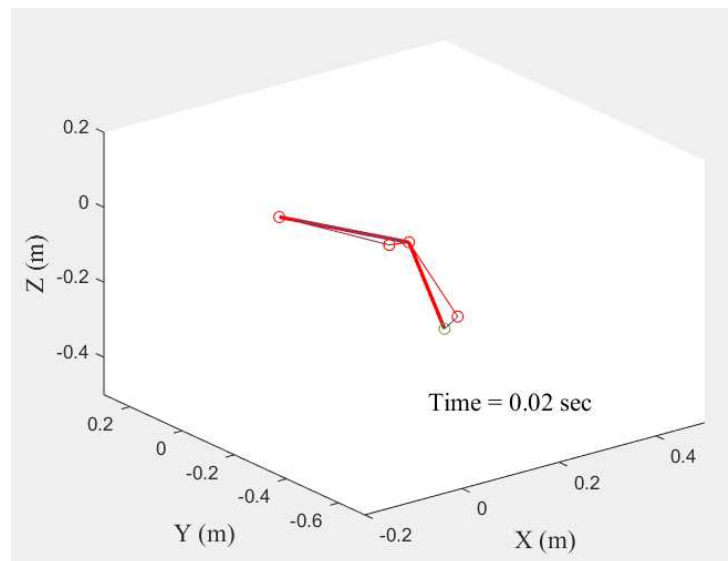


Figure 7. Membre supérieur de la cinématique brute et optimisé

2.4 Data plotting: Joint's angle variation over time

Dans cette section, deux graphiques (figure 8) sont affichés. Le premier graphique correspond à la variation angulaire du joint à l'épaule selon les trois axes de rotation possible. Le deuxième correspond à ces rotations au joint du coude.

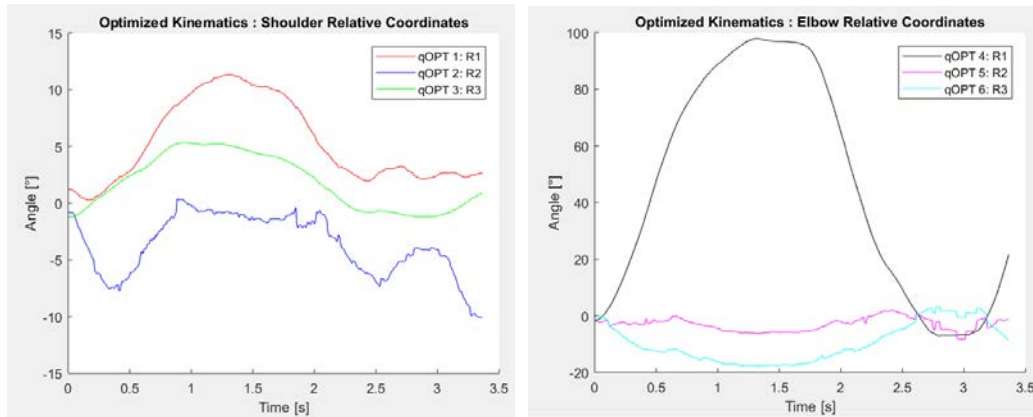


Figure 8. Variation angulaire dans le temps des joints du membre supérieur

4.2.1 Data plotting: Individual joint torque over time

Le graphique (figure 9) montre les moments de forces appliquées aux différents joints en fonction du temps.

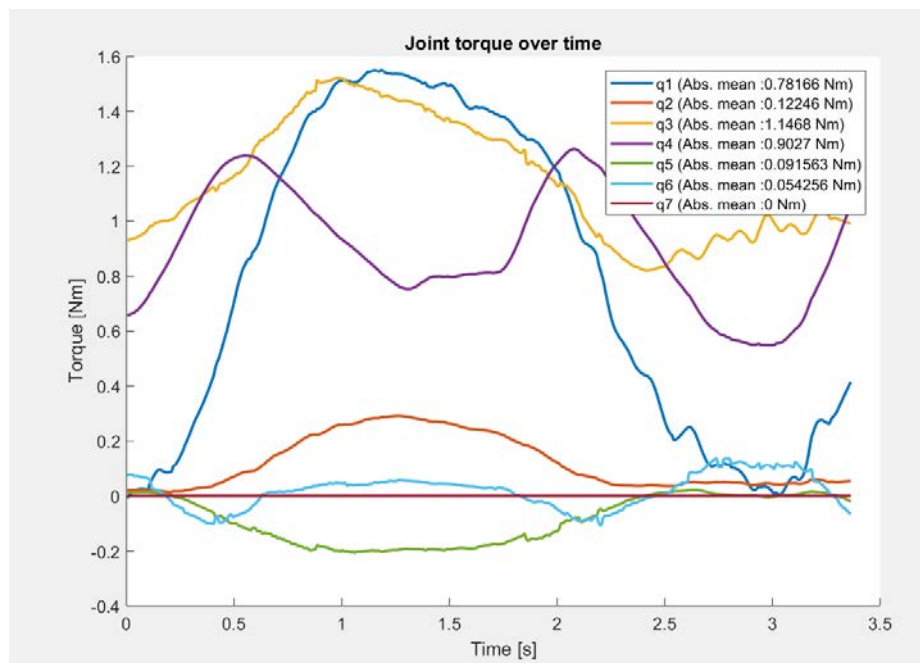


Figure 9. Moment de force des joints du membre supérieur dans le temps

4.2.2 Normalized torque-angle pattern

Le graphique (figure 10) affiche le moment de force normalisé en fonction de la variation angulaire.

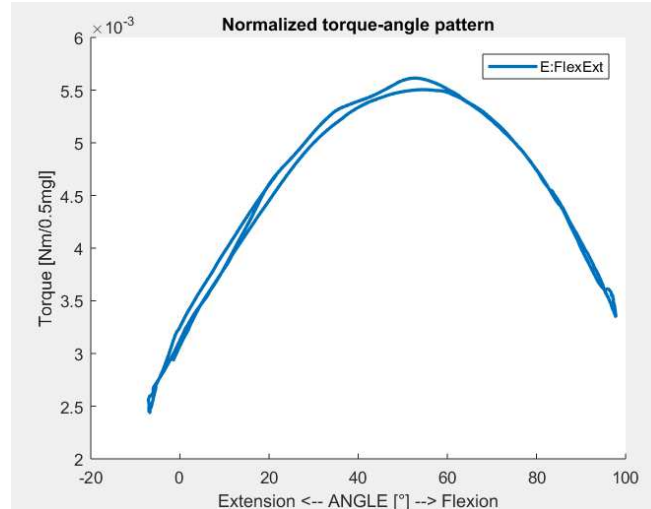


Figure 10. Variation du moment de force lors du mouvement de flexion-extension

5.1.4. Changements apportés

Pour fin de comparaison, les codes qui seront étudiés sont `exe_ArmSimpleOld.m` et `exe_ArmSimple.m` et se trouve dans le répertoire ...\\ArmSimple\\workR.

Un premier changement a été apporté au code `exe_ArmSimpleOld.m` dans les sections 1.1 et 1.2. Dans ce code, la définition du modèle (section 1.2.2.4) se faisait par une approximation des longueurs des segments recherchées (sections 1.2.2.2 et 1.2.2.3). Pour un modèle simple comme le bras représenté, cette approximation est pertinente. Cependant, lorsqu'il est sujet de définir le modèle combinant bras et exosquelette, le dimensionnement se ferait plus simplement en utilisant les coordonnées relatives des points d'ancrage et non les longueurs. Le code `exe_ArmSimple.m` permet donc de définir le modèle du bras selon les coordonnées relatives des points d'ancrage. Pour se faire, au moment de l'acquisition des données, lors de l'enregistrement des signaux EMG au repos, il ne s'agit que de capturer les marqueurs en même temps. Finalement, le code traite les données au repos afin de définir le modèle de base et prend également en compte les données cinématiques du mouvement à analyser (section 1.1 et 1.2 du code `exe_ArmSimple.m`).

Un deuxième changement est l'ajout du joint à la main (section 1.2.3). Cet ajout n'est pas une nécessité pour mais permet de prendre en considération le poids de la main ainsi que celui d'une masse (section 3.1) dans l'éventualité où une masse est nécessaire pour les tests.

5.2. exe_AnalogEMG.m

Ce fichier permet de traiter les données EMG des mouvements de base tel que la flexion-extension du coude, la rotation interne-externe de l'épaule et la pronation-supination de l'épaule. De plus, la méthodologie appliquée a été inspirée par la publication « *Impact of muscle activation on ranges of motion during active elbow movement in children with spastic hemiplegic cerebral palsy* » de Sarcher [10].

5.2.1. Description des sections

Revoir la section 2.3 du document pour de plus amples explication sur les différents termes utilisés ci-bas.

1. *Data Loading*

Requiert l'entrée des noms des fichiers EMG à analyser par l'utilisateur.

2. *EMG Processing*

Permet le filtrage des signaux EMG, le calcul du seuil d'activation et les moments d'activation et de désactivation des signaux. Normalise également des signaux EMG.

3. *Co-Activation Index*

Calcule l'index de co-activation (CAI) des signaux EMG des muscles agonistes et antagonistes pour chaque mouvement (se référer à la section 2.2.3.2 de [10]).

Mouvement	Muscles agonistes	Muscles antagonistes
Flexion/extension	Biceps/Triceps	Triceps/Biceps
Pronation/supination	Pronator Teres/ Brachioradialis & Biceps	Brachioradialis & Biceps / Pronator Teres
Rotation interne/externe	Pectoralis/Infraspinatus	Infraspinatus/pectoralis

Tableau x. Index de co-activation

4. *Duration of muscle main activation (DMMA)*

Calcul la durée d'activation principale des muscles agonistes de chacun des mouvements.

5. *Peak Activation Time*

Évalue l'activation maximale du muscle agoniste de chaque muscle.

6. *Data Plotting*

Permet de visualiser les différents résultats du traitement des signaux EMG pour un muscle d'un mouvement.

5.2.2. Procédure

1. Data Loading

- 1) Entrer le nom du fichier contenant les informations sur la position de repos du sujet.

```
dataRelax = btkReadAcquisition('GG_Rest1.c3d');
```

- 2) Entrer le nom des fichiers contenant la flexion-extension du coude, la rotation interne-externe de l'épaule et la pronation-supination du poignet respectivement.

```
dataMvt(1) = btkReadAcquisition('GG_E_FE.c3d'); % Elbow flexion-  
extension  
dataMvt(2) = btkReadAcquisition('GG_S_RIRE_1.c3d'); % Shoulder  
internal-external rotation  
dataMvt(3) = btkReadAcquisition('GG_W_PS_1.c3d'); % Wrist pronation-  
supination
```

2.1 Data Filtering

- 3) Pour chacun des mouvements, entrer les instants de début et de fin de cycle. Une règle de trois doit être faite (à partir de l'équation ci-dessous) afin d'avoir ces instants.

$$Instant = frame_{mvt \text{ dans MOKKA}} * 1000Hz/250Hz$$

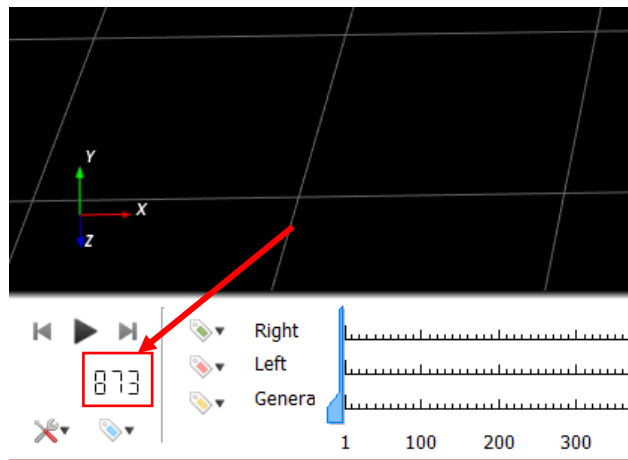


Figure 11. Indication du *frame* du mouvement dans MOKKA

```
emgMvt(1).cycle1 = emgMvt(1).filt2(Début de cycle:Fin de cycle,:);  
emgMvt(1).cycle2 = emgMvt(1).filt2(4412:6756,:);  
emgMvt(1).cycle3 = emgMvt(1).filt2(6800:9288,:);
```

6. Data Plotting

- 4) Répondre à la question qui apparaîtra dans la fenêtre de commande par « y » pour oui ou « n » pour non. Si la réponse à la question est oui, passer à l'étape 5.

```
Do you wish to plot some data? y/n:
```

- 5) Afin de voir les graphiques des signaux EMG, entrer le chiffre correspondant au mouvement approprié.

Elbow flexion-extension (1)
Shoulder Internal-External Rotation (2)
Wrist Pronation-Supination (3)
Which movement shall we plot?

6) Entrer le cycle (chiffre) à visualiser à la question suivante:

Which cycle shall we plot (1, 2 or 3)?

7) Entrer le chiffre du muscle d'intérêt.

Triceps (1)
Brachioradialis (2)
Biceps (3)
Infraspinatus (4)
Pronator Teres (5)
Pectoralis (6)
Which muscle's data shall we plot?

5.2.3. Variable **emgMvt**

- **emgMvt(choixDeMouvement).raw(instantDeCapture ; muscleEnregistré)**
Signaux EMG brutes pour chacun des mouvements.
- **emgMvt(choixDeMouvement).info**
Contient les informations suivantes : *Label, description, gain, offset, scale, frequency, units* de chaque muscle enregistré pour chacun des mouvements.
- **emgMvt(choixDeMouvement).filt1(instantDeCapture ; muscleEnregistré)**
Signaux EMG filtrés par bande passante Butterworth de 10Hz à 450Hz sans décalage de phase.
- **emgMvt(choixDeMouvement).rect(instantDeCapture ; muscleEnregistré)**
Valeur absolue des signaux EMG filtrés précédemment.
- **emgMvt(choixDeMouvement).filt2(instantDeCapture ; muscleEnregistré)**
Signaux EMG filtrés par un filtre Butterworth passe-bas avec fréquence de coupure à 50Hz sans décalage de phase.

- **emgMvt(choixDeMouvement).cycle1** (*instantDeCapture ; muscleEnregistré*)
Signaux EMG provenant de emgMvt().filt2() et regroupé par cycle de mouvement pour un total de 3 cycles (.cycle1, .cycle2, .cycle 3).
- **emgMvt(choixDeMouvement).samples(1,cycle)**
Taille/nombre d'échantillon par cycle pour chaque mouvement.
- **emgMvt(choixDeMouvement).tsim1**
Contient la durée du mouvement pour chacun des cycles (tsim1 pour cycle1, etc).
- **emgMvt(choixDeMouvement).activation(cycle ; muscle)**
Contient les temps d'activation et de désactivation ainsi que les indices pour chacun des temps pour chaque muscle de chaque mouvement.
 - **emgMvt(choixDeMouvement).activation(cycle ; muscle).t(activDesactiv; nombreDactivDesactiv)**
Temps d'activation et de désactivation.
activDesactiv : 1 pour un temps d'activation et 2 pour les temps de désactivation.
nombreDactivDesactiv : nombre de fois qu'il y a un couple activation et désactivation.
 - **emgMvt(choixDeMouvement).activation(cycle ; muscle).indicet(activDesactiv; nombreDactivDesactiv)**
Indice des temps d'activation et de désactivation.
- **emgMvt(choixDeMouvement).Max1**
Trouve le signal maximal pour chaque muscle durant chaque cycle (Max1 pour le premier cycle etc.). Ceci sera utile afin de trouver le maximum absolu de chaque muscle.
- **emgMvt(choixDeMouvement).norm1**
Signal EMG de chaque cycle (norm1 pour le premier cycle etc) divisé par le signal maximal absolue du muscle correspondant.
- **emgMvt(choixDeMouvement).tnorm1**

Durée de chaque cycle divisée par le temps final du cycle même.

- **emgMvt(*choixDeMouvement*).CAI**

Contient deux à trois catégories : les index de co-activation pour les muscles agonistes et antagonistes pour chaque cycle ainsi que la moyenne.

- **emgMvt(*choixDeMouvement*).DMMA**

Contient les temps d'activation principale des muscles pour chaque cycle et chacun des muscles agonistes et antagonistes des mouvements. De plus, il contient les valeurs des signaux EMG normalisés activés pour chaque cycle. C'est valeurs serviront pour la visualisation des résultats.

- **emgMvt(*choixDeMouvement*).PAT**

Contient le nombre délimitant 10% d'intervalle de temps pour chaque cycle, la moyenne des signaux EMG pour chacun des temps ainsi que les temps et index initiaux du *Peak Activation Time* de chaque muscle à chaque cycle.

5.2.4. Résultats

La figure suivante présente les signaux EMG du pectoralis au deuxième cycle de la rotation interne-externe de l'épaule du sujet. Les graphiques montrent le signal tout d'abord filtré et rectifié, puis normalisé. Par la suite, le graphique en bas à gauche montre les zones d'activation du muscle (zone turquoise en dessous du signal) ainsi que le seuil d'activation (ligne horizontale rouge). Finalement, le graphique en bas à droite montre le 10% d'intervalle dont le signal est le plus fort (zone magenta).

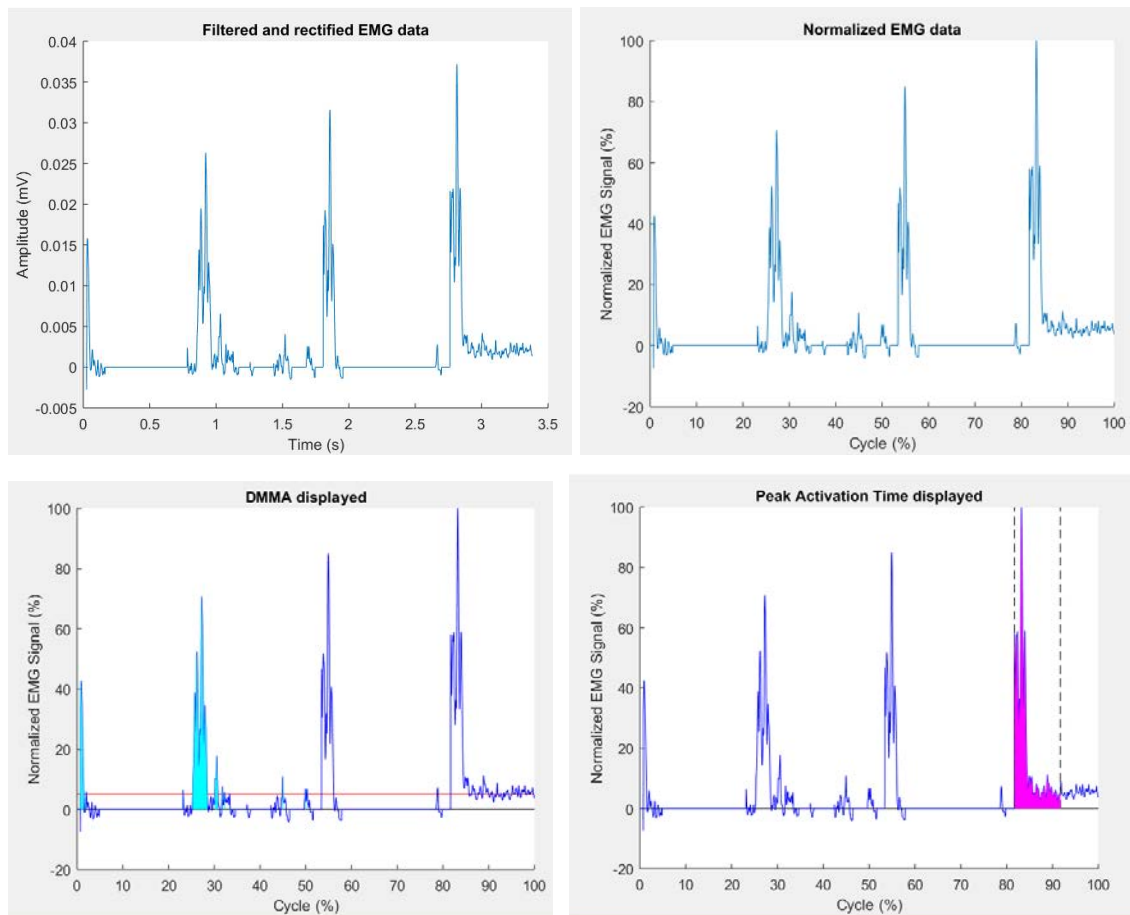


Figure 12. Signaux EMG à travers plusieurs traitements.

Dans la fenêtre de commande de Matlab, le CAI ainsi que le DMMA du présent cycle sera affiché selon la figure 13.

```
The CAI for the cycle 2 of the shoulder internal-external rotation is 18.78
The DMMA is 0.18 seconds
```

Figure 13. Affichage dans la fenêtre de commande de Matlab

5.2.5. Améliorations

Afin d'améliorer le programme, il serait nécessaire d'être capable de détecter le début ainsi que la fin d'un cycle. Pour se faire, il pourrait être intéressant d'utiliser les coordonnées des joints produit par les codes « exe_ArmSimple.m » et « exe_ArmExoIndep ». De plus, il serait nécessaire de segmenter chacun des mouvements. Par exemple, à la place d'analyser le mouvement de flexion-extension, le programme devrait être capable de trouver le début et la fin de la flexion ainsi que le début et la fin de l'extension et ensuite d'effectuer les différents calculs pour les différents paramètres.

5.3. Exe_ArmExoIndep.m

Ce programme permet de résoudre la cinématique et la dynamique inverse du bras droit d'un sujet équipé avec un exosquelette. Pour se faire, le programme prend en entrée deux acquisitions de mouvement, soit une première acquisition du sujet détendu et une autre du sujet accomplissant un mouvement.

5.3.1. Description des sections

1. *Initialization and project loading*

Chargement des données d'acquisitions de mouvement (détendu & mouvement à analyser).

2. *Dimension Processing and Attribution*

Traitement des données d'acquisition du stade détendu pour retrouver la position relative des points d'ancrage par rapport au point précédent (dimensionnement) pour le bras et l'exosquelette et attribution des caractéristiques de la main.

Cette section utilise une fonction findPoint qui trouve le point d'intersection entre deux droites (gauche = moyenne ou sécante). Les calculs permettant de comprendre la fonction sont donnés dans un PDF du même nom (début à la page 4).

3. *Kinematic Data Processing*

Traitement des données d'acquisition du mouvement à analyser pour envoi à l'optimisation cinématique.

4. *Kinematic Optimization*

Optimisation cinématique du mouvement du bras et de l'exosquelette, enregistrement de la position des coordonnées généralisées des joints dans le temps, mise à jour des dimensions et attribution des dimensions pour les ressorts.

5. *Joint Coordinate Smoothing*

Filtrage des coordonnées généralisées des joints optimisés.

6. *Coordinate Partitionning*

Permet de réduire le nombre équation différentielles algébriques en équations différentielles ordinaires. Sommairement, on réduit le système pour le 4-bar (système en boucle fermée).

7. *Inverse Kinematic*

Permet d'obtenir la position du bras et de l'exosquelette à partir de la position et des rotations des joints.

8. *Dynamic Parameters*

Attribution des masses, centres de masse et moments d'inertie pour le bras et l'exosquelette.

9. *Inverse Dynamics w/o Springs*

Permet de retrouver les forces et moments de forces aux joints sans l'utilisation des ressorts et affichage des moments de force des joints ainsi que le patron du torque normalisé en fonction de l'angle.

10. *Inverse Dynamics w/ Springs*

Permet de retrouver les forces et moments de forces aux joints avec l'utilisation des ressorts et affichage des moments de force des joints ainsi que le patron du torque normalisé en fonction de l'angle.

5.3.2. Procédure

Section 1.1. Data loading

- 1) Changer le chemin vers le fichier resultsR contenant les données cinématiques des fichiers .c3d.

```
cd C:\Users\pierr\Documents\MBProjects\ArmExoIndep\resultsR
```

- 2) Modifier le nom du fichier qui servira pour le dimensionnement du bras. Ce fichier devrait être celui de la position de repos.

```
data_dim = btkReadAcquisition('GG_Rest2.c3d');
```

- 3) Modifier le nom du fichier pour celui du mouvement à analyser.

```
data_kin = btkReadAcquisition('GG_FE2.c3d');
```

- 4) Modifier la fréquence du système d'enregistrement si nécessaire.

```
frequency = 100;
```

Section 2.1. Dimension Data Processing

- 5) Modifier les pas de capture initiale et finale pour les données du bras, puis de l'exosquelette

```
ArmDimData = ArmDimData/1000;  
ArmDimData = ArmDimData(25:525,:);  
...  
ExoDimData = ExoDimData/1000;  
ExoDimData = ExoDimData(25:525,:);
```

Section 3. Kinematic Data Processing

- 6) En dessous de % *Trimming*, changer les pas de capture initiales et finales données du bras et de l'exosquelette afin d'avoir un cycle complet.

```
ArmKinData_Clean = ArmKinData_Clean(88:323,:);  
ExoKinData_Clean = ExoKinData_Clean(88:323,:);
```

Section 4.2. Kinematic Optimization

- 7) MATLAB affichera la question ci-dessous. S'il est nécessaire d'optimiser les données cinématiques, appuyer sur la touche "y". Sinon, appuyer sur « n ».

```
prompt = ('Do you wish to optimize your kinematic data? y/n: ');
```

Section 8.1. Mass

- 8) Changer le poids (lbs) du sujet et ajouter une masse (lbs) dans la main du patient si nécessaire.

```
Mtot = 176/2.2; WeightInHand = 0/2.2; P_upperarm = 0.0263; P_forearm = 0.0161;  
P_hand = 0.0065;
```

Section 9 & 10: Inverse Dynamics

- 9) Modifier l'indice de qOPT et de torqueNorm afin de visualiser le joint d'intérêt. Modifier la légende et la description du xlabel en fonction du choix de joint.

```

plot(qOPT(:,4)*180/pi , torqueNorm(:,4),'LineWidth',2);
legend('E:FlexExt');
xlabel('Extension <-- ANGLE [°] --> Flexion');

```

5.3.3. Résultat¹

Section 4. Kinematic Optimization

Suite à la complétion de l'optimisation cinématique, un graphique montrant la rotation de chacun des joints en fonction du temps sera affiché (figure 14).

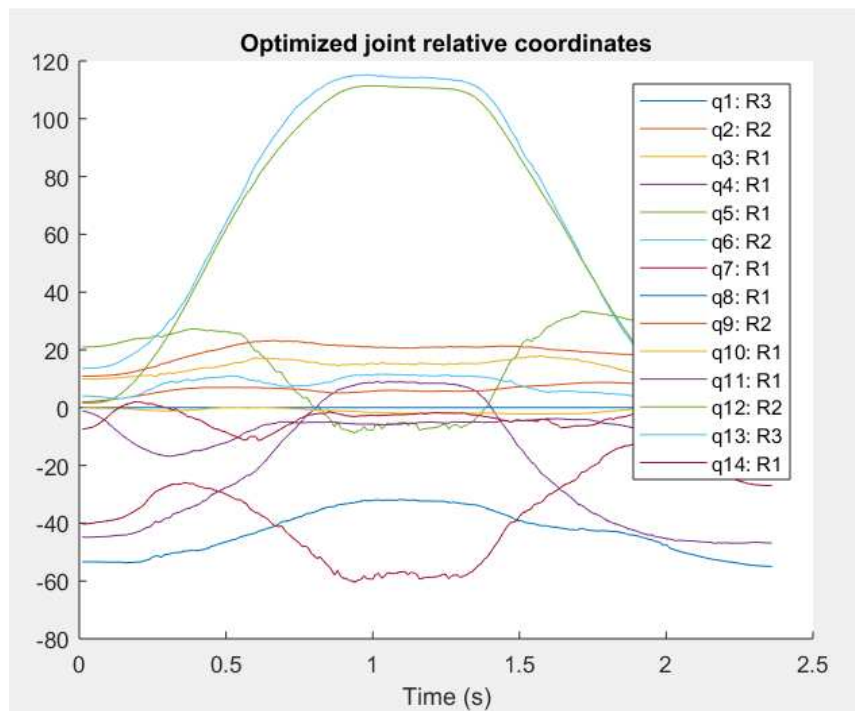


Figure 14. Coordonnées généralisées des joints de l'exosquelette et du bras

Section 5. Joint Coordinate Smoothing

Après le filtrage des coordonnées généralisées des joints, trois graphiques différents seront affichés. Le premier correspond aux coordonnées de l'exosquelette, le deuxième, aux coordonnées de l'épaule et le dernier, aux coordonnées du coude (figure 15).

¹ Les résultats affichés ne sont pas valides.

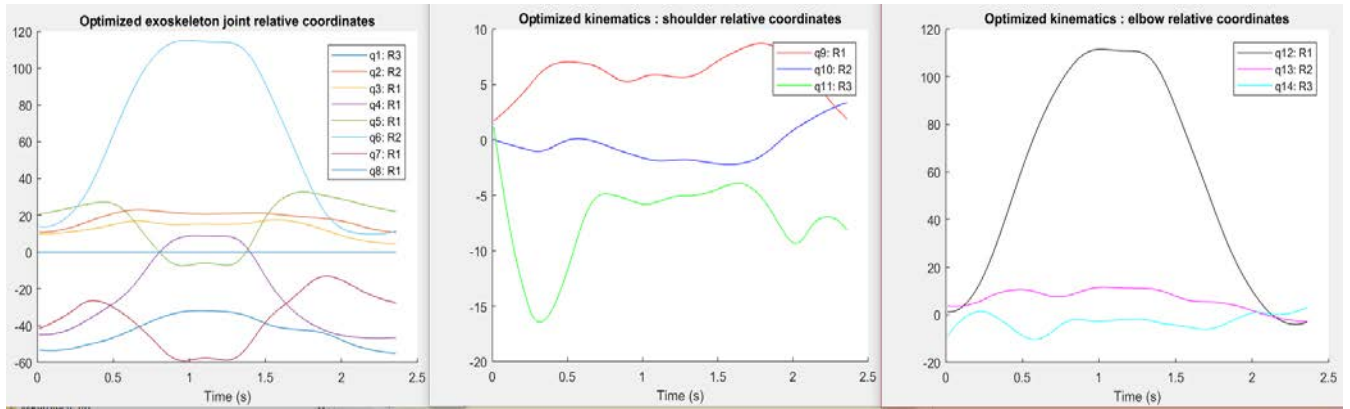


Figure 15. Coordonnées généralisées de l'exosquelette et du bras séparées

Section 9 & 10. Inverse Dynamics

Pour la dynamique inverse avec ou sans les ressorts, les graphiques affichées seront les mêmes, soit le graphique du moment de force en fonction du temps et le graphique du moment de force normalisé en fonction de la variation angulaire (figure 16).

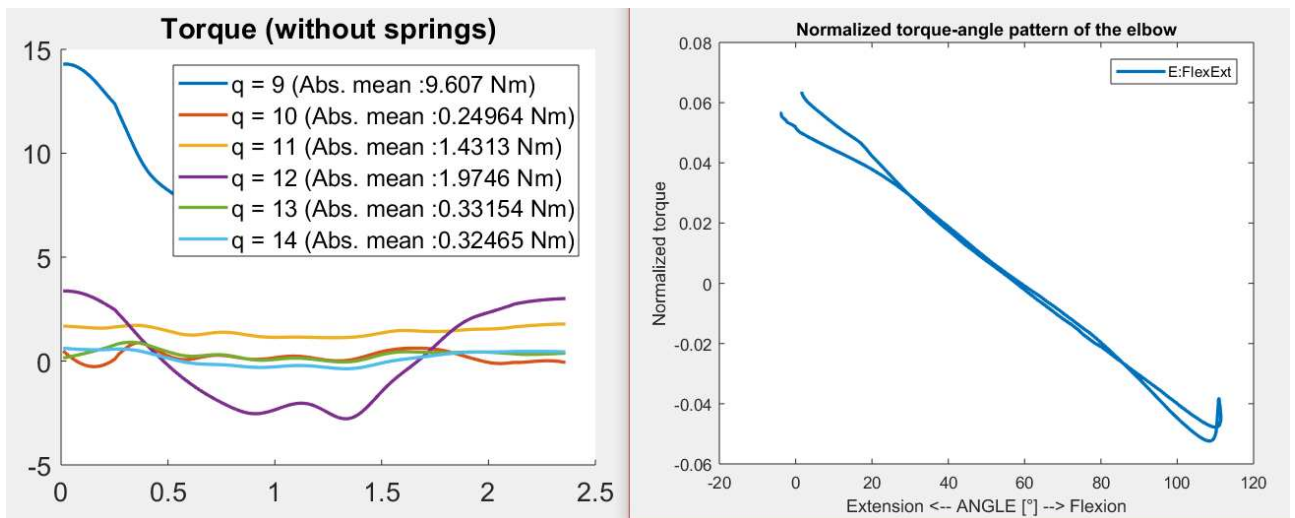


Figure 16. Graphiques résultant des sections sur la dynamique inverse

5.3.4. Améliorations

1. Dans le modèle Robotran, il aurait nécessaire d'ajouter les rotations en X, Y, Z avant de placer les points d'ancrage pour la base du bras et de l'exosquelette. Ceci aurait permis au modèle de suivre plus exactement le mouvement du sujet. Dans ce cas, le point

d'origine dans le code MATLAB serait la moyenne entre le point C7 et IJ sur le corps et non la base du bras (section 3 du code MATLAB).

2. Dans la section 3, il y a une sous-section DATA FILLING. Cette sous-section pourrait idéalement être modifiée en interpolation pour les données manquantes et pourrait être ajoutée à toutes les matrices de données cinématiques (au lieu de l'être seulement pour l'exosquelette).
3. La visualisation des données cinématiques brutes et optimisées n'a pas été codée (section 4.2).
4. Le dimensionnement/ la position des ressorts n'est peut-être pas valide.
5. Dans les sections de cinématique et de dynamique inverse, il serait bien de placer des valeurs initiales aux joints.

6. Bibliographie

1. Villemure, I. (s.d.). GBM2214. *Thème 8: Biomécanique du membre supérieur*. Polytechnique Montréal.
2. Gaudet, G. (s.d.). *Conception d'un exosquelette d'assistance actif du membre supérieur en réadaptation pédiatrique*. (Proposition de recherche pour le doctorat, Polytechnique Montréal, Montréal).
3. Cram, J. R. (2011). *Cram's introduction to surface electromyography*. Jones & Bartlett Learning.
4. Sarcher, A., Raison, M., Ballaz, L., Lemay, M., Leboeuf, F., Trudel, K., & Mathieu, P. A. (2015). Impact of muscle activation on ranges of motion during active elbow movement in children with spastic hemiplegic cerebral palsy. *Clinical Biomechanics*, 30(1), 86-94.
5. Gaudet, S., Tremblay, J., & Begon, M. (2018). Muscle recruitment patterns of the subscapularis, serratus anterior and other shoulder girdle muscles during isokinetic internal and external rotations. *Journal of sports sciences*, 36(9), 985-993.
6. Rosen, J., Perry, J. C., Manning, N., Burns, S., & Hannaford, B. (2005, July). The human arm kinematics and dynamics during daily activities-toward a 7 DOF upper limb powered exoskeleton. In *Advanced Robotics, 2005. ICAR'05. Proceedings., 12th International Conference on* (pp. 532-539). IEEE.
7. Wu, G., van der Helm, F.C., Veeger, D.H.E.J., Makhsous, M., Van Roy, P., Anglin, C., Nagels, J., Karduna, A.R., McQuade, K., Wang, X., Werner, F.W., Buchholz, B.: ISB recommendation on definitions of joint coordinate systems of various joints for the reporting joint motion—Part II: shoulder, elbow, wrist and hand. *J. Biomech.* 38(5), 981–992 (2005)
8. Laitenberger, M., Raison, M., Périé, D., & Begon, M. (2015). Refinement of the upper limb joint kinematics and dynamics using a subject-specific closed-loop forearm model. *Multibody System Dynamics*, 33(4), 413-438.
9. Villemure, I. (s.d.). GBM2214. *Thème 10: Équilibre et analyse du mouvement*. Polytechnique Montréal.
10. Sarcher, A., Raison, M., Ballaz, L., Lemay, M., Leboeuf, F., Trudel, K., & Mathieu, P. A. (2015). Impact of muscle activation on ranges of motion during active elbow movement in children with spastic hemiplegic cerebral palsy. *Clinical Biomechanics*, 30(1), 86-94.